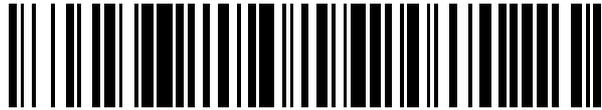


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 687 223**

21 Número de solicitud: 201730634

51 Int. Cl.:

G02C 7/06

(2006.01)

12

SOLICITUD DE PATENTE

A1

22 Fecha de presentación:

21.04.2017

43 Fecha de publicación de la solicitud:

24.10.2018

71 Solicitantes:

HORIZONS OPTICAL S.L.U. (100.0%)

Avda. Alcalde Barnils, 72

08174 SANT CUGAT DEL VALLÈS (Barcelona) ES

72 Inventor/es:

CASANELLAS PEÑALVER , Glòria;

ARTÚS COLOMER, Pau y

VILAJOANA MAS , Antoni

74 Agente/Representante:

CURELL AGUILÁ, Mireia

54 Título: **Procedimiento de optimización de una lente oftálmica progresiva y procedimiento de fabricación de la misma.**

57 Resumen:

Procedimiento de optimización de una lente oftálmica progresiva y procedimiento de fabricación de la misma. Procedimiento de optimización de una lente oftálmica progresiva donde se optimiza la distribución de la potencia y del astigmatismo no deseado a lo largo de una superficie óptica, mediante la minimización de la función:

$$F = \sum_{i=1}^n w1_i (Ast_i)^2 + w2_i (Pot_i - Pot_{Objetivo})^2$$

donde $w1_i$ y $w2_i$ son 0 o positivos, y donde el subíndice i indica los diferentes puntos de la superficie óptica. El sumatorio comprende, adicionalmente, un término del grupo formado por

$$w4m_i \left(\frac{\partial Ast_i}{\partial x} \right)^m, w5m_i \left(\frac{\partial Ast_i}{\partial y} \right)^m, w6m_i \left(\frac{\partial Pot_i}{\partial x} \right)^m, w7m_i \left(\frac{\partial Pot_i}{\partial y} \right)^m$$

y multiplicaciones de los anteriores,

donde m es mayor o igual que 1,

donde $w4m_i$, $w5m_i$, $w6m_i$ y $w7m_i$ son mayores o iguales que 0,

donde si alguno de los términos del grupo formado por

$$\left(\frac{\partial Ast_i}{\partial x} \right)^m, \left(\frac{\partial Ast_i}{\partial y} \right)^m, \left(\frac{\partial Pot_i}{\partial x} \right)^m, \left(\frac{\partial Pot_i}{\partial y} \right)^m$$

y multiplicaciones de los anteriores, es menor que 0, entonces es sustituido por su valor absoluto,

y donde, si $m=2$ y $w42_i=w52_i$, ambos distintos de 0, entonces el sumatorio comprende, adicionalmente, por lo menos otro término de dicho grupo.

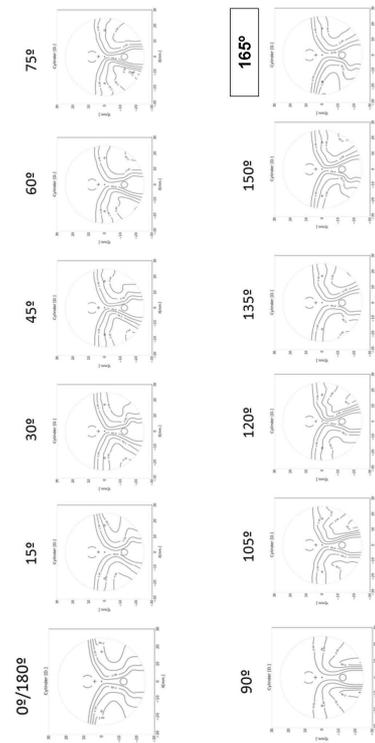


Fig. 5

ES 2 687 223 A1

DESCRIPCIÓN

Procedimiento de optimización de una lente oftálmica progresiva y procedimiento de fabricación de la misma

5

Campo de la invención

La invención se refiere a un procedimiento de optimización de una lente oftálmica progresiva en el que se optimiza la distribución de la potencia y el astigmatismo no deseado a lo largo de una superficie óptica, mediante la minimización de la función F:

10

$$F = \sum_{i=1}^n w1_i (Ast_i)^2 + w2_i (Pot_i - PotObjetivo)^2$$

donde los pesos $w1_i$ y $w2_i$ pueden ser 0 o tener cualquier valor positivo, y donde el subíndice i indica los diferentes puntos de la superficie de la lente.

15

La invención también se refiere a un procedimiento de fabricación de una lente.

Estado de la técnica

20

Las lentes oftálmicas progresivas son lentes que tienen una zona superior con graduación para visión de lejos, otra zona inferior con graduación para visión cercana y una zona intermedia con graduación que varía de manera gradual. La zona de cerca tiene más potencia que la zona de lejos, y la diferencia de potencia entre la graduación de lejos y de cerca es la adición. En general, en el diseño de estas lentes se intenta que la transición entre la potencia de lejos y la potencia de cerca sea lo más suave posible.

25

Según el teorema de Minkwitz (G. Minkwitz. "Über den Flächenastigmatismus bei gewissen symmetrischen Asphären", Optica Acta. 10(3):2223-227. 1963), debido a la variación continua de la potencia, siempre aparecen unas aberraciones laterales no

30

deseadas en forma de astigmatismo. En el diseño de las lentes progresivas se intenta minimizar el astigmatismo no deseado situándolo de modo que moleste lo menos posible al mirar a través de la lente.

5 Hasta el momento, cuando se ha hablado de astigmatismo, se ha referido al astigmatismo no deseado, es decir, a las aberraciones no deseadas que aparecen debido a la variación de potencia (de acuerdo con el teorema de Minkwitz). No obstante, existe otro tipo de astigmatismo, que es el astigmatismo de prescripción que puede tener un usuario de lentes progresivas. En este caso, el usuario de lentes
10 progresivas con astigmatismo de prescripción requerirá de unas lentes con astigmatismo según la prescripción, que además se combinará con los niveles de astigmatismo lateral no deseado.

En el estado de la técnica se describen diversas formas de las aberraciones no
15 deseadas dependiendo del tipo de diseño.

Por ejemplo, en el documento Meister D.J., Fisher S. W. "Progress in the spectacle correction of presbyopia. Part 1: Design and development of progressive lenses." Clinical and Experimental Optometry. 2008; 91:3:240-250. Carl Zeiss Vision, se indica
20 que se dispone de diseños "largos" o "cortos", en función de la longitud de corredor, también puede haber diseños más "duros" o más "blandos", en función de la amplitud de las zonas de lejos y cerca que están libres de astigmatismo no deseado. También puede haber diseños de lentes progresivas específicos, según el uso que vaya a tener el progresivo, por ejemplo; para uso en la oficina, conducir o hacer deporte, interesará
25 un progresivo con la zona de cerca o lejos mayor o menor. Según como sean estos diseños, los astigmatismos laterales serán menores o mayores. Por ejemplo, para actividades al aire libre o con necesidades dinámicas, es frecuente que las zonas de visión de lejos sean muy amplias, mientras que para actividades que requieran utilizar más la zona de cerca, éstas lentes tendrán una zona de cerca de mayor amplitud que
30 las progresivas convencionales.

En general, la distribución del astigmatismo no deseado puede variar siendo diferente de cero en las zonas "libres" o donde no se controla tan estrictamente la potencia y el

astigmatismo (ver referencia en norma ISO 8980-2 de la zona de visión de lejos, visión cercana e intermedia). El modo como se distribuya este astigmatismo puede ser consecuencia indirecta de otros parámetros de optimización o ser la consecuencia directa de ciertos criterios de diseño de la lente.

5

Existen algunos programas comerciales para el diseño de lentes progresivas (por ejemplo, el software Zemax, ver <https://www.zemax.com/>, ver también Mark Nicholson: How to Design Progressive Lenses. July 31, 2006.

10 <https://www.zemax.com/os/resources/learn/knowledgebase/how-to-design-progressive-lenses>). Utilizando estos programas podemos hacer diseños más “blandos” (en inglés “Soft”) o más “duros” (en inglés “Hard”), con pasillos más cortos o más largos, y con distintas distribuciones de astigmatismo lateral. Estas distribuciones de astigmatismo lateral pueden ser más Hard o más Soft, pero no tienen en cuenta en ningún caso criterios de distribución del astigmatismo no deseado basados en derivada direccional
15 (u orientación) del gradiente de astigmatismo.

En general, pero, cada empresa de lentes progresivas tiene su propio método para diseñar las lentes progresivas y ha desarrollado herramientas propias.

20 No existe información pública de cómo son estos programas no-comerciales de diseño de lentes progresivas de las empresas competidoras, pero sí que se sabe que las lentes progresivas que están disponibles en el mercado presentan perfiles de astigmatismo muy simétricos respecto el eje vertical, exceptuando la zona del inset (o desplazamiento lateral de la zona de cerca para seguir el movimiento del ojo durante
25 la visión cercana o acomodación).

Tal y como describe el documento de Meister citado anteriormente, las lentes progresivas son lo máximo simétricas posibles para conseguir una mejor binocularidad del usuario. Las primeras lentes progresivas se rotaban unos 9 grados con el objetivo
30 de conseguir el inset de cerca para ojo derecho y ojo izquierdo a partir de un único semi-terminado. Después, se intentaron hacer diseños con inset, lo cual implicaba un nivel de astigmatismo nasal mayor que el temporal. Posteriormente se intentaron balancear los niveles de astigmatismo para que fueran los mismos (nasal y temporal)

para una misma distancia del eje vertical. Eso intentaba mejorar la visión binocular. Finalmente, con la posición de uso, se escoge un inset distinto dependiendo de la base de la lente y la graduación del usuario. También se aconseja minimizar el astigmatismo no deseado verticalmente, o a 45 grados (pag. 248 columna 1ª y 2ª).

5 Estas recomendaciones, pero, son para minimizar la magnificación o el “skew distortion’ y solamente tiene en cuenta la magnitud (y localización) del astigmatismo pero no su gradiente ni la orientación de éste. Asimismo se indica que para unir la zona de lejos, cerca e intermedia, “se introduce cierta cantidad de astigmatismo superficial o cilindro, generalmente orientado en un ángulo oblicuo, en las regiones
10 laterales de la superficie de la lente”. En este documento, cuando se habla de un solo ángulo oblicuo, se entiende que la lente tiene simetría respecto el eje vertical de la lente exceptuando el inset (ver Fig. 31).

Es conocido que lo que es más molesto para los usuarios es el efecto que produce un
15 gradiente elevado de astigmatismo no deseado, de modo que la estrategia que siguen los diseñadores de lentes progresivas suele ser alejar lo más posible las aberraciones de las zonas de visión lejana, cercana y (dentro de lo posible) del estrecho pasillo que une ambas zonas.

20 En el estado del arte no hemos encontrado ninguna referencia que nos indique cómo hay que situar el astigmatismo no deseado de una lente progresiva para que moleste lo menos posible al usuario de lentes progresivas.

Por otra parte, en el estado del arte se conocen algunas técnicas de cálculo de
25 progresivos utilizando métodos numéricos de optimización combinados con el método de elementos finitos. En el citado documento de Meister se citan dichos métodos. La superficie de la lente se puede modelizar con un bspline, y una malla de puntos, y se imponen ciertas condiciones en los puntos de la malla. También se minimiza el error de potencia, el astigmatismo no deseado y el gradiente de potencia. Estos tres valores
30 pueden ir multiplicados cada uno de ellos por una función de pesos distinta. Así pues, según el estado del arte, una función a minimizar puede ser:

$$\sum_{i=1}^n w1_i (Ast_i)^2 + w2_i (Pot_i - PotObjetivo)^2 + w3_i (gradAst)^2 \quad \text{[fórmula 0]}$$

donde

$$w1_i \geq 0, w2_i \geq 0, w3_i \geq 0$$

5

donde el gradiente de astigmatismo al cuadrado es:

$$gradAst^2 = \left(\frac{\partial Ast_i}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial Ast_i}{\partial y} \right)^2$$

10 $w1_i$, $w2_i$ y $w3_i$ son tres funciones de pesos distintas que pueden tomar cualquier valor positivo y los puntos $i=1..n$ son puntos de la malla de la superficie de la lente progresiva a calcular.

Exposición de la invención

15

La invención tiene por objeto superar estos inconvenientes. Esta finalidad se consigue mediante un procedimiento de optimización del tipo indicado al principio caracterizado por que el sumatorio comprende, adicionalmente, por lo menos un término del grupo formado por

20

$$w4m_i \left(\frac{\partial Ast_i}{\partial x} \right)^m, w5m_i \left(\frac{\partial Ast_i}{\partial y} \right)^m, w6m_i \left(\frac{\partial Pot_i}{\partial x} \right)^m, w7m_i \left(\frac{\partial Pot_i}{\partial y} \right)^m$$

y multiplicaciones de los anteriores,

25 donde m es mayor o igual que 1,

donde los pesos $w4m_i$, $w5m_i$, $w6m_i$ y $w7m_i$ pueden tener cualquier valor mayor o igual que 0,

donde si alguno de los términos del grupo formado por

$$5 \quad \left(\frac{\partial Ast_i}{\partial x}\right)^m, \left(\frac{\partial Ast_i}{\partial y}\right)^m, \left(\frac{\partial Pot_i}{\partial x}\right)^m, \left(\frac{\partial Pot_i}{\partial y}\right)^m$$

y multiplicaciones de los anteriores, es menor que 0, entonces es sustituido por su valor absoluto,

10 y donde, si $m=2$ y $w_{42_i}=w_{52_i}$, ambos distintos de 0, entonces el sumatorio comprende, adicionalmente, por lo menos otro término de dicho grupo.

La nomenclatura empleada en la presente descripción y reivindicaciones es, en general, la siguiente:

15

Ast se refiere a la función del astigmatismo no deseado de la lente final,

Pot se refiere a la función de la potencia de la lente final,

20 PotObjetivo se refiere a la distribución deseada de potencia (la potencia de prescripción teniendo en cuenta la adición)

w_{4m_i} es el coeficiente que acompaña a la derivada según el eje x de la función de astigmatismo no deseado,

25

w_{5m_i} es el coeficiente que acompaña a la derivada según el eje y de la función de astigmatismo no deseado,

30 w_{6m_i} es el coeficiente que acompaña a la derivada según el eje x de la función de potencia de prescripción,

$w7m_i$ es el coeficiente que acompaña a la derivada según el eje y de la función de potencia de prescripción.

Como puede verse, en el estado de la técnica la función a minimizar tiene en cuenta los valores de la función de astigmatismo no deseado y/o los valores de la función de potencia de prescripción. En algunos casos se tiene en cuenta también los valores del gradiente de la función de astigmatismo no deseado, pero teniendo en cuenta únicamente su valor absoluto. Sin embargo, la función del astigmatismo no deseado es una función bidimensional, y en la presente invención se ha visto que es posible optimizar la superficie de la lente teniendo en cuenta este hecho, a base de incluir en la función a minimizar otros términos, relacionados con la variación (es decir, la derivada direccional) de los valores del astigmatismo pero que no sean exclusivamente su módulo. Lo mismo es aplicable a la función de potencia de prescripción, de la que nunca se ha tenido en cuenta sus variaciones espaciales (es decir, las derivadas direccionales) en las fórmulas de minimización.

En los procedimientos empleados hasta el presente por el solicitante se tiene en cuenta la minimización del sumatorio de astigmatismo y del gradiente de astigmatismo. Con la nueva invención se quieren introducir ahora otros componentes a minimizar, como la componente vertical del gradiente de astigmatismo y/o la componente horizontal del gradiente con distintos pesos (hasta ahora tenían siempre el mismo peso). También se desea minimizar la derivada direccional del astigmatismo en una dirección dada. De manera más general, este método también es aplicable a la optimización de la distribución de gradientes de potencia óptica de las lentes o a combinaciones de potencia y astigmatismo.

En el apartado de resultados, se verá que las lentes progresivas que se obtienen aplicando la minimización de la derivada direccional del gradiente de astigmatismo o de potencia, no son simétricas respecto al eje y ($x=0$), incluso teniendo en cuenta el desplazamiento de la zona de cerca (inset), y por lo tanto son lentes que se diferencian de las que existen al mercado actualmente.

Se introduce así un nuevo concepto de astigmatismo oblicuo, que no mantiene la simetría respecto el eje vertical. El ángulo oblicuo del que habla en el documento de Meister citado anteriormente sí que mantiene la simetría respecto el eje vertical. Es remarcable que, como consecuencia del teorema de G. Minkwitz, las lentes con el pasillo más largo tienen nivel de astigmatismo lateral menor.

Ventajosamente el sumatorio comprende, adicionalmente, los siguientes términos:

$$w_{42_i} \left(\frac{\partial Ast_i}{\partial x} \right)^2,$$

10

$$w_{52_i} \left(\frac{\partial Ast_i}{\partial y} \right)^2, \text{ y}$$

$$2 \cdot w_{41_i} \cdot w_{51_i} \left(\frac{\partial Ast_i}{\partial x} \right) \left(\frac{\partial Ast_i}{\partial y} \right),$$

15 y es particularmente ventajoso que:

$$w_{42_i} = \cos^2(\alpha),$$

$$w_{52_i} = \sin^2(\alpha), \text{ y}$$

20

$$w_{41_i} \cdot w_{51_i} = \cos(\alpha) \cdot \sin(\alpha),$$

siendo α el ángulo que forma la dirección en la que se quiere minimizar el gradiente del astigmatismo no deseado con el eje horizontal.

25

Otra solución preferente se tiene cuando el sumatorio comprende, adicionalmente, los siguientes términos:

$$(w_{41_i} \cdot (dAst_i/dx) + w_{51_i} \cdot (dAst_i/dy))^p, \text{ donde } p \text{ es positivo y par.}$$

Otra solución preferente se tiene cuando el sumatorio comprende, adicionalmente, los siguientes términos:

5 $|w_{41_i}*(dA_{st_i}/dx) + w_{51_i}*(dA_{st_i}/dy)|$

Otra solución preferente es cuando el sumatorio comprende, adicionalmente, los siguientes términos:

10 $\cos^2(\alpha)*(dA_{st_i}/dx)^2$, y

$\sin^2(\alpha)*(dA_{st_i}/dy)^2$

Otra solución preferente se tiene cuando el sumatorio comprende, adicionalmente, los siguientes términos:

15 $\cos^2(\alpha)*(dPot_i/dx)^2$, y

$\sin^2(\alpha)*(dPot_i/dy)^2$

20

Otra solución preferente se tiene cuando el sumatorio comprende, adicionalmente, los siguientes términos:

25 $(w_{61_i}*(dPot_i/dx) + w_{71_i}*(dPot_i/dy))^p$, donde p es positivo y par.

25

Otra solución preferente se tiene cuando el sumatorio comprende, adicionalmente, los siguientes términos:

30 $|w_{61_i}*(dPot_i/dx) + w_{71_i}*(dPot_i/dy)|$

30

En función del valor del ángulo alfa se pueden obtener diversas soluciones preferentes:

- cuando alfa es el ángulo del astigmatismo de prescripción,

- cuando alfa es el ángulo del inset, o el ángulo del inset +90° o el ángulo del inset+45°,

5

- cuando alfa es 0°,

- cuando alfa es 90°.

10 Preferentemente alfa es seleccionado en función del mapa visual del usuario (es decir, en función de un registro de frecuencias de barrido en el plano o patrón de visión del usuario).

Ventajosamente se divide la superficie óptica en varias zonas diferentes y alfa es
15 seleccionado de manera independiente en cada una de ellas, minimizándose de manera independiente.

Otra solución preferente se tiene cuando alfa es seleccionado en función de un
elemento de la posición de uso de la montura de la gafa en la cara del usuario, donde
20 dicho elemento es preferentemente un elemento del grupo de elementos formado por la distancia naso-pupilar, la distancia de vértice, el ángulo pantoscópico a la altura de montaje y combinaciones de ellos.

Ventajosamente los pesos w_{4m_i} , w_{5m_i} , w_{6m_i} y/o w_{7m_i} están multiplicados por un valor
25 C que está relacionado con el valor del cilindro de prescripción, de manera que pondera los pesos w_{4m_i} , w_{5m_i} , w_{6m_i} y/o w_{7m_i} dando más valor al peso cuando mayor es el valor absoluto del cilindro. En este sentido, es particularmente ventajoso que C adopte los siguientes valores:

30 C=1 si el valor del cilindro de prescripción es inferior o igual a 1 dioptría y
C=|Cyl| si el valor absoluto del cilindro de prescripción es superior a 1 dioptría.

Por otro lado, son asimismo preferentes soluciones en las que alfa adopta cualquier valor según cualquiera de las estrategias indicadas anteriormente excepto para el caso en el que adopte el valor 0° y/o 90° .

- 5 Ventajosamente la optimización se hace con métodos iterativos, numéricos o analíticos, preferentemente numéricos con o sin restricciones.

La invención también tiene por objeto un procedimiento de fabricación de una lente oftálmica progresiva, caracterizado por que comprende un procedimiento de
10 optimización de acuerdo con la invención y una etapa de mecanizado de la superficie óptica optimizada.

Breve descripción de los dibujos

15

Otras ventajas y características de la invención se aprecian a partir de la siguiente descripción, en la que, sin ningún carácter limitativo, se relatan unos modos preferentes de realización de la invención, haciendo mención de los dibujos que se acompañan. Las figuras muestran:

20

Fig. 1, mapa de potencia con la minimización la función objetivo por $\alpha = 45^\circ$ utilizando la fórmula 1 (izquierda) y la fórmula 2 (derecha).

Fig. 2, mapa de astigmatismo con la minimización la función objetivo por $\alpha = 45^\circ$
25 utilizando la fórmula 1 (izquierda) y la fórmula 2 (derecha).

Fig. 3, mapa de potencia con la minimización la función objetivo por $\alpha = 135^\circ$ utilizando la fórmula 1 (izquierda) y la fórmula 2 (derecha).

30 Fig. 4, mapa de astigmatismo con la minimización la función objetivo por $\alpha = 135^\circ$ utilizando la fórmula 1 (izquierda) y la fórmula 2 (derecha).

Fig. 5, mapa de astigmatismo con la minimización la función objetivo por distintos grados utilizando la fórmula 1.

5 Fig. 6, mapa de potencia con la minimización la función objetivo por distintos grados $\alpha = 0^\circ$, $\alpha = 30^\circ$, $\alpha = 60^\circ$, $\alpha = 90^\circ$ utilizando la fórmula 2.

Fig. 7, mapa de astigmatismo con la minimización la función objetivo por distintos grados $\alpha = 0^\circ$, $\alpha = 30^\circ$, $\alpha = 60^\circ$, $\alpha = 90^\circ$ utilizando la fórmula 2.

10 Fig. 8, mapa de potencia con la minimización la función objetivo por distintos grados $\alpha = 0^\circ$, $\alpha = 30^\circ$, $\alpha = 60^\circ$, $\alpha = 90^\circ$ utilizando la fórmula 4.

Fig. 9, mapa de astigmatismo con la minimización la función objetivo por distintos grados $\alpha = 0^\circ$, $\alpha = 30^\circ$, $\alpha = 60^\circ$, $\alpha = 90^\circ$ utilizando la fórmula 4.

15

Fig. 10, mapa de potencia (izquierda) y astigmatismo (derecha) con la minimización la función objetivo utilizando la fórmula 0 con todos los pesos mayores estrictamente de 0.

20 Fig. 11, mapa de potencia (izquierda) y astigmatismo (derecha) con la minimización la función objetivo utilizando la fórmula 0 con $w^1_i = 0$.

Fig. 12, mapa de potencia (izquierda) y astigmatismo (derecha) con la minimización la función objetivo utilizando la fórmula 0 con $w^3_i = 0$.

25

Fig. 13, mapa de potencia (izquierda) y astigmatismo (derecha) con la minimización la función objetivo utilizando la fórmula 1 con $\alpha = 30^\circ$.

30 Fig. 14, Mapa de potencia (izquierda) y astigmatismo (derecha) con la minimización la función objetivo utilizando la fórmula 2 con $\alpha = 30^\circ$.

Fig. 15, Mapa de potencia (izquierda) y astigmatismo (derecha) con la minimización la función objetivo utilizando la fórmula 2 con $\alpha = 90^\circ$.

Fig. 16, Mapa de potencia (izquierda) y astigmatismo (derecha) con la minimización la
5 función objetivo utilizando la fórmula 2 con $\alpha = 0^\circ$.

Fig. 17, Mapa de potencia (izquierda) y astigmatismo (derecha) con la minimización la
función objetivo utilizando la fórmula 2 bis con
 $\alpha_i = 90^\circ$ para $y_i \geq 0$ y $\alpha_i = 0^\circ$ para $y_i < 0$.

10

Fig. 18, mapa de la lente progresiva obtenida con la fórmula 0 y $w^1_i > 0$, $w^2_i > 0$, $w^3_i = 0$.

Fig. 19, mapa de la lente progresiva obtenida con la fórmula 0 y $w^1_i = 0$, $w^2_i > 0$, $w^3_i > 0$.
15

Fig. 20, mapa de lente progresiva obtenida con la fórmula 1 y $\alpha = 30^\circ$ (lente asimétrica respecto el eje vertical $x=0$ mm).

Fig. 21, mapa de lente progresiva obtenida con la fórmula 2 y $\alpha = 30^\circ$ (lente simétrica respecto el eje vertical $x=0$ mm, salvo error numérico del algoritmo de optimización utilizado).
20

Fig. 22, mapa de lente progresiva obtenida con la fórmula 4 y $\alpha = 30^\circ$ (lente simétrica respecto el eje vertical $x=0$ mm, salvo error numérico del algoritmo de optimización utilizado).
25

Fig. 23, mapa de lente progresiva obtenida con la fórmula 5 y $\alpha = 30^\circ$ (lente asimétrica respecto el eje vertical $x=0$ mm).
30

Fig. 24, dos ejemplos de mapas visuales.

Fig. 25, (izquierda): ejemplo minimización del gradiente de astigmatismo a 90° y (derecha) mapa visual de una persona movedora de cabeza a la cual le podríamos
5 asignar un progresivo como el del diseño anterior.

Fig. 26 (izquierda): ejemplo de lente optimizada según minimización del gradiente de astigmatismo a 0° y (derecha) mapa visual de una persona movedora de ojos.

10 Fig. 27, ángulo $\beta=98.88^\circ$ para el ángulo que forma la recta que une el punto de lejos con el punto de cerca con el eje horizontal (imagen izquierda). El ángulo $\alpha=8.88^\circ$ es la dirección perpendicular al pasillo de la lente (imagen derecha).

Fig. 28, lente progresiva con inset 2.5 y punto de cerca situado a 8 mm a distancia
15 vertical del PRP, obtenida utilizando la fórmula 1 con $\alpha=8.88^\circ$

Fig. 29, cuatro valores distintos de α_i para cada punto de la lente.

Fig. 30, mapa de potencia (izquierda) y astigmatismo (derecha) con la minimización la
20 función objetivo utilizando la fórmula 2 bis con $\alpha_i = 90^\circ$ para $y_i \geq 3.0$, $\alpha_i = 45^\circ$ para $-6.0 < y_i < 3.0$ y $\alpha_i = 0^\circ$ para $y_i \leq -6.0$

Fig. 31, niveles de astigmatismo simétricos respecto el eje vertical (exceptuando el efecto del inset) - Imágenes obtenidas del documento de Meister.

25

Descripción detallada de unas formas de realización de la invención

Uno de los objetivos del nuevo método de optimización o diseño de lentes progresivas
30 es proponer una nueva manera innovadora de minimizar el gradiente de astigmatismo en una dirección dada, o bien en un eje dado.

Forma preferente de realización 1:

Se desea una nueva función objetivo que tenga en cuenta la minimización del gradiente de astigmatismo según una dirección genérica elegida, a α grados respecto del eje x. Según esta primera forma preferente de realización de la invención, a la función F se le debe añadir un término del tipo:

$$w3_i \left(\cos(\alpha) \cdot \frac{\partial Ast_i}{\partial x} + \text{sen}(\alpha) \cdot \frac{\partial Ast_i}{\partial y} \right)^2 \quad \text{[fórmula 1]}$$

10 donde $w3_i \geq 0$

Preferentemente $w3_i$ es siempre superior a $w1_i$ y $w2_i$. Asimismo es ventajoso que el peso $w3_i$ se pueda ponderar en función del valor del astigmatismo de prescripción (C, o cilindro) de manera que, cuando mayor sea el astigmatismo de prescripción, más fuerza tome esta componente en la optimización. Es decir, que el término a añadir es del tipo:

$$C * w3_i \left(\cos(\alpha) \cdot \frac{\partial Ast_i}{\partial x} + \text{sen}(\alpha) \cdot \frac{\partial Ast_i}{\partial y} \right)^2 \quad \text{[fórmula 1C]}$$

20 donde $C \geq 0$, $w3_i \geq 0$

En realidad, en muchos casos $w2_i$ (y quizás también $w1_i$) será preferentemente 0 y a través de optimización con restricciones, introducimos los valores de potencia y astigmatismo objetivos para ciertas zonas de la lente.

25

Por ejemplo, este valor C que multiplicaría la función de peso $w3_i$, tomaría valor 1 cuando el astigmatismo de prescripción sea igual o inferior a 1 Dioptría, y entre 1 y 5 según el valor de C cuando éste sea superior a 1 Dioptría.

Forma preferente de realización 2:

En otra forma preferente de realización de la invención, el término a añadir en la
 5 función F sería una variante “simétrica” respecto del eje y:

$$w3_i \left(\cos^2(\alpha) \cdot \left(\frac{\partial Ast_i}{\partial x} \right)^2 + \text{sen}^2(\alpha) \cdot \left(\frac{\partial Ast_i}{\partial y} \right)^2 \right) \text{ [fórmula 2]}$$

donde $w3_i \geq 0$

10

Igualmente, en este segundo caso, las otras dos componentes de la función objetivo pueden ser parecidas, pero preferentemente, al igual que en el caso anterior, con pesos inferiores. También es ventajoso ponderar el peso de $w3_i$ en función del valor del astigmatismo de prescripción como en el caso de la fórmula [1C] anterior.

15

Para la fórmula 2 se considera $\alpha \neq 45^\circ, \alpha \neq 135^\circ$, ya que en caso de ser $\alpha = 45^\circ$ ó $\alpha = 135^\circ$, la fórmula 2 equivale a la última componente de la fórmula 0.

En general, para la fórmula 1 tiene sentido considerar $0^\circ \leq \alpha \leq 180^\circ$ y para la fórmula
 20 2 tiene sentido considerar $0^\circ \leq \alpha \leq 90^\circ$, ya que con otros ángulos fuera de estos intervalos se obtendrían las mismas lentes que las lentes obtenidas con alfa dentro de estos intervalos.

Forma preferente de realización 3:

25

La siguiente fórmula 3 muestra otra forma preferente de realización de la invención. En ella se introducen ponderaciones particulares según se quiera dar más importancia a la minimización del gradiente de astigmatismo horizontal o vertical:

$$w3_i \left(peso1 \cdot \left(\frac{\partial Ast_i}{\partial x} \right)^2 + peso2 \cdot \left(\frac{\partial Ast_i}{\partial y} \right)^2 \right) \quad \text{[fórmula 3]}$$

donde $w3_i \geq 0$, $peso1 \geq 0$, $peso2 \geq 0$

- 5 donde peso1 y peso2 sean mayores o menores según se quiera dar más importancia a la minimización del gradiente de astigmatismo horizontal o vertical.

Ejemplo 1: Comparativa de mapas de potencia y astigmatismo de una lente progresiva obtenida con minimización la función objetivo con un ángulo de $\alpha = 45^\circ$ utilizando la fórmula 1 y otra lente obtenida con la fórmula 2 (o 3) para el caso en que

- Para la fórmula 1: $w1=0$, $w2=0$, $w3=1$, $peso1 = \cos(45^\circ)$, $peso2 = \sin(45^\circ)$
- Para la fórmula 2: $w1=0$, $w2=0$, $w3=1$, $C=1$, $peso1 = \cos(45^\circ) \cdot \cos(45^\circ)$, $peso2 = \sin(45^\circ) \cdot \sin(45^\circ)$; dado que $\cos(45) = \sin(45)$ se tiene que $peso1 = peso2$

15

Caso de una lente neutra en visión de lejos, sin cilindro y con adición de 2 Dioptrías (para un índice de refracción de 1.6): Las optimizaciones dan unas distribuciones de potencia según los mapas de la Fig. 1.

- 20 Se observa que los mapas de potencia son parecidos, pero no iguales. Los mapas de astigmatismo que se obtienen en el caso con la minimización la función objetivo por $\alpha = 45^\circ$ utilizando la fórmula 1 es substancialmente diferente del de la fórmula 2 (ver Fig. 2):

- 25 Se puede ver en el gráfico de la Fig. 2 (izquierda) que existe una orientación clara de la distribución de astigmatismo en la zona lateral. Claramente, con la fórmula 1 se obtiene una orientación asimétrica del astigmatismo mientras que con la fórmula 2 esta distribución es más simétrica respecto el eje y ($x=0$).

Para facilitar la comprensión de los ejemplos, se han considerado lentes sin desplazamiento de la adición en dirección nasal, es decir, con inset 0 mm o, lo que es lo mismo, sin inset.

5 **Ejemplo 2:** Comparativa de minimización la función objetivo por $\alpha = 135^\circ$ utilizando la fórmula 1 y la fórmula 2 para el caso en que:

- Para la fórmula 1: $w_1=0$, $w_2=0$, $w_3=1$, $C=1$, peso1="cos(135°)", peso2="sen(135°)"
- Para la fórmula 2: $w_1=0$, $w_2=0$, $w_3=1$, $C=1$, peso1= $\cos(135^\circ) \cdot \cos(135^\circ)$, peso2= $\sin(135^\circ) \cdot \sin(135^\circ)$; dado que $\cos(135^\circ) = -\sin(135^\circ)$ se tiene que peso1=peso2

10 Como que $\cos^2(45^\circ) = \cos^2(135^\circ) = \sin^2(45^\circ) = \sin^2(135^\circ)$, y consecuentemente la fórmula 2 para por $\alpha = 45^\circ$ y por $\alpha = 135^\circ$ es exactamente la misma función objetivo y por lo tanto la misma lente.

15 Utilizando la fórmula 2 se obtiene el mismo diseño para $\alpha = 45^\circ$ y $\alpha = 135^\circ$. En cambio, utilizando la fórmula 1 se obtienen diseños distintos. Es decir, con la fórmula 2 solamente se pueden distinguir los ángulos de 0° a 90° , mientras que con la fórmula 1 se distinguen los ángulos de 0° a 180° .

En las Figs. 3 y 4 se muestran los resultados obtenidos.

Forma preferente de realización 4:

25

En lugar de considerar el gradiente de astigmatismo, también podemos minimizar el gradiente de potencia, con los pesos correspondiente. Este aspecto nos lleva a considerar la fórmula 4:

30
$$w_3 \left(\cos^2(\alpha) \cdot \left(\frac{\partial Pow_i}{\partial x} \right)^2 + \sin^2(\alpha) \cdot \left(\frac{\partial Pow_i}{\partial y} \right)^2 \right) \quad \text{[fórmula 4]}$$

La fórmula 4 es la misma que la fórmula 2 pero cambiando astigmatismo por potencia.

También se puede considerar la fórmula 5:

$$5 \quad w3_i \left(\cos(\alpha) \cdot \frac{\partial Pow_i}{\partial x} + \text{sen}(\alpha) \cdot \frac{\partial Pow_i}{\partial y} \right)^2 \quad [\text{fórmula 5}]$$

donde $w3_i \geq 0$

Esta fórmula 5 es la misma que la fórmula 1, pero cambiando astigmatismo por potencia.

Para otras consideraciones de la invención, consideramos las fórmulas 1bis, 2bis, 4bis y 5bis que son variantes de las fórmulas 1, 2, 4 y 5 donde el ángulo α puede depender de la zona o punto de la lente.

$$15 \quad w3_i \left(\cos(\alpha_i) \cdot \frac{\partial Ast_i}{\partial x} + \text{sen}(\alpha_i) \cdot \frac{\partial Ast_i}{\partial y} \right)^2 \quad \text{donde } w3_i \geq 0 \quad [\text{fórmula 1 bis}]$$

$$w3_i \left(\cos^2(\alpha_i) \cdot \left(\frac{\partial Ast_i}{\partial x} \right)^2 + \text{sen}^2(\alpha_i) \cdot \left(\frac{\partial Ast_i}{\partial y} \right)^2 \right) \quad \text{donde } w3_i \geq 0 \quad [\text{fórmula 2 bis}]$$

$$w3_i \left(\cos^2(\alpha_i) \cdot \left(\frac{\partial Pow_i}{\partial x} \right)^2 + \text{sen}^2(\alpha_i) \cdot \left(\frac{\partial Pow_i}{\partial y} \right)^2 \right) \quad \text{donde } w3_i \geq 0 \quad [\text{fórmula 4 bis}]$$

20

$$w3_i \left(\cos(\alpha_i) \cdot \frac{\partial Pow_i}{\partial x} + \text{sen}(\alpha_i) \cdot \frac{\partial Pow_i}{\partial y} \right)^2 \quad \text{donde } w3_i \geq 0 \quad [\text{fórmula 5 bis}]$$

Remarcamos que el ángulo α_i depende del *punto*_i de la lente. En los ejemplos de utilidad veremos que el ángulo α_i puede ser distinto en cada punto de la lente, o bien tomar distintos valores dependiendo de la zona de la lente.

5

Ejemplos adicionales:

Ejemplos teniendo en cuenta la fórmula 1:

10 Consideremos una prescripción determinada; (esfera=0D, adición 2D, cilindro 2D, eje 60°) y calcularemos un conjunto de lentes progresivas calculadas a partir de la misma prescripción, pero variando el ángulo de optimización del gradiente de astigmatismo según la fórmula [1] desde 0° hasta 180° en intervalos de 15°.

15 Utilizando la fórmula 1 consideramos $\cos(60^\circ)$ y $\sin(60^\circ)$. Valores $w_1=0$, $w_2=0$, $w_3 =3$ y $C=1$ y mapas de potencia de partida.

20 Veamos a continuación los gráficos de astigmatismo calculado para diferentes ángulos a partir de la fórmula [1] desde 0° hasta 180°, en intervalos de 15°. Podemos ver que existe cierta simetría con respecto del eje vertical (15°-165°, 30°-150°, etc..)

Ejemplos teniendo en cuenta la fórmula 2:

25 Consideramos 4 ejemplos utilizando la fórmula 2 y los siguientes pesos, donde
 - $w_1=0$, $w_2=0$, $w_3=1$, $\text{peso1}=\cos(\alpha)*\cos(\alpha)$, $\text{peso2}=\sin(\alpha)*\sin(\alpha)$
 $\alpha =0^\circ$, $\alpha =30^\circ$, $\alpha =60^\circ$, $\alpha =90^\circ$

(Ver Figs. 6 y 7)

30

Observamos grandes diferencias para los mapas de astigmatismo del ejemplo anterior. Como hemos explicado anteriormente, debido a la simetría de la fórmula,

obtenemos distintos ejemplos para $0^\circ \leq \alpha \leq 90^\circ$. Los ejemplos obtenidos para $90^\circ \leq \alpha \leq 180^\circ$ serían iguales a los anteriores.

Remarcamos que los progresivos obtenidos en este ejemplo serán más o menos
 5 adecuados según las actividades que realice el usuario. Para actividades de lectura será más cómodo un progresivo optimizado según la fórmula 2 y $\alpha = 0^\circ$. En cambio, para actividades al aire libre como senderismo, será más cómodo un progresivo optimizado según la fórmula 2 y $\alpha = 90^\circ$. Para la conducción, donde es importante tanto la zona de lejos como la de cerca, el progresivo con $\alpha = 30^\circ$ será el adecuado.

10

Evidentemente, para el desarrollo de progresivos ocupacionales, además de modificar la función objetivo como estamos patentando en este documento y hemos mostrado en los ejemplos, podemos modificar el tamaño de la zona de lejos y de cerca. La modificación del tamaño de la zona de cerca y de lejos puede combinarse con la
 15 modificación de la función objetivo.

Ejemplos teniendo en cuenta la fórmula 4:

Consideramos 4 ejemplos utilizando la fórmula 4 y los mismos pesos que en el
 20 ejemplo anterior:

- $w_1=0, w_2=0, w_3=1, \text{ peso}_1=\cos(\alpha)*\cos(\alpha), \text{ peso}_2=\sin(\alpha)*\sin(\alpha)$
 $\alpha = 0^\circ, \alpha = 30^\circ, \alpha = 60^\circ, \alpha = 90^\circ$

El resultado obtenido es algo parecido al resultado del ejemplo anterior, pero no
 25 idéntico (ver figs. 8 y 9).

Igualmente, como hemos hecho en el ejemplo anterior, estos mapas se pueden mejorar considerando otras regiones de cerca y lejos, y modificando los pesos w_1, w_2 y w_3 .

30

Un mismo ejemplo teniendo en cuenta variantes de la fórmula 0, 1, 2 y 2 bis:

Los siguientes ejemplos son un mismo diseño base teniendo en cuenta variantes de las fórmulas 0, 1, 2 y 2 bis. En todos ellos, el diseño base es una lente progresiva de adición 2 dioptrías, inset 0 mm y el punto de cerca situado a 11 mm verticalmente del PRP (prism reference point - punto de referencia de prisma).

Consideramos la fórmula 0 con donde $w^1_i > 0$, $w^2_i > 0$, $w^3_i > 0$ (minimizamos un promedio entre el sumatorio del astigmatismo y el sumatorio del gradiente de astigmatismo) (ver Fig. 10)

Consideramos ahora la fórmula 0 donde $w^1_i = 0$, $w^2_i > 0$, $w^3_i > 0$ (minimizamos el sumatorio del gradiente de astigmatismo) (ver Fig. 11)

Observamos que el sumatorio global de astigmatismo de la Fig. 10 es inferior al sumatorio global de astigmatismo de la Fig. 11. En la Fig. 10 observamos que las isolíneas de 2 dioptrías de astigmatismo se cierran, mientras que en la Fig. 11 quedan abiertas (siendo mayor el valor promedio de astigmatismo).

Consideramos la fórmula 0 con donde $w^1_i > 0$, $w^2_i > 0$, $w^3_i = 0$ (minimizamos el sumatorio del astigmatismo). Observamos que en la Fig. 12 las isolíneas de astigmatismo están muy juntas (más que en las Figs. 10 y 11), ya que en este caso no se ha minimizado el gradiente de astigmatismo.

Observamos que el sumatorio de astigmatismo de la Fig. 12 es todavía inferior al sumatorio de astigmatismo de la Fig. 10 (y evidentemente al de la Fig. 11). Esto es porque hemos impuesto en la Fig. 12 la minimización del sumatorio de astigmatismo. Observamos que en la Fig. 12, hay sólo una pequeña isla de astigmatismo 2D, y el resto de astigmatismo lateral es inferior a 2D.

Remarcamos que las lentes progresivas de las Figs. 10, 11 y 12, al ser lentes progresivas obtenidas con la función objetivo de la fórmula 0, no son ejemplos nuevos,

sino ejemplos hechos utilizando la bibliografía actual, ver el documento de Meister (pág. 249, columna 1). Cabe remarcar, pero, que estos ejemplos no han sido muy explotados por las empresas del sector. Remarcamos también que en el documento de Meister, aunque se cita la fórmula 0 no se habla de sus variantes que hemos
 5 explotado en las Figs. 10, 11 y 12.

A partir de las Figs. 10, 11 y 12, utilizando fórmulas distintas de la fórmula 0, obtenemos ejemplos que sí son innovadores. Presentamos a continuación estos ejemplos en las Figs. 13, 14, 15, 16 y 17.

10

Siguiendo con los ejemplos anteriores, consideramos la fórmula 1 con $\alpha_i = 30^\circ$ para toda la superficie de la lente. Observamos que la lente obtenida es muy asimétrica (ver especialmente el mapa de cilindro). Ver Fig. 13.

15 Consideramos la fórmula 2 con $\alpha_i = 30^\circ$ para toda la superficie de la lente. Observamos que la lente resultante es prácticamente simétrica excepto el error de la convergencia numérica del algoritmo de optimización utilizado. Ver Fig. 14.

20 Consideramos la fórmula 2 con $\alpha_i = 90^\circ$ para toda la superficie de la lente. Ver Fig. 15.

Consideramos la fórmula 2 con $\alpha_i = 0^\circ$ para toda la superficie de la lente. Ver Fig. 16.

25 Consideramos la fórmula 2 bis con $\alpha_i = 90^\circ$ para $y_i \geq 0$ y $\alpha_i = 0^\circ$ para $y_i < 0$. Ver Fig. 17.

Un mismo ejemplo teniendo en cuenta variantes de la fórmula 0, 1, 2, 4 y 5 con alfa a 30°:

30 Consideramos un mismo diseño base de lente progresiva donde cambiando la función objetivo utilizando las fórmulas 0, 1, 2, 4 y 5 obtenemos distintas lentes progresivas. El

diseño base es una lente progresiva de adición 2 dioptrías, inset 0 mm y el punto de cerca situado a 12.5 mm verticalmente del PRP.

5 Caso A: función objetivo de la fórmula 0 con $w_{1_i} > 0$, $w_{2_i} > 0$, $w_{3_i} = 0$, es decir, minimizamos el sumatorio de astigmatismo). Ver Fig. 18.

Caso B: función objetivo de la fórmula 0 con $w_{1_i} = 0$, $w_{2_i} > 0$, $w_{3_i} > 0$ es decir minimizamos sólo el sumatorio del gradiente de astigmatismo.

10 Remarcamos que las lentes progresivas de las Figs. 18 y 19, al ser lentes progresivas obtenidas con la función objetivo de la fórmula 0, no son ejemplos nuevos, sino ejemplos hechos utilizando la bibliografía actual, ver el documento de Meister (pag. 249, columna 1). A partir de las Figs. 18 y 19, utilizando fórmulas distintas de la fórmula 0, obtenemos ejemplos que sí son innovadores. Presentamos a continuación
15 estos ejemplos en las Figs. 20, 21, 22 y 23.

Caso C: función objetivo de la fórmula 1 con $\alpha = 30^\circ$. Ver Fig. 20.

20 Caso D: función objetivo de la fórmula 2 con $\alpha = 30^\circ$. Ver Fig. 21.

Caso E: función objetivo de la fórmula 4 con $\alpha = 30^\circ$. Ver Fig. 22.

Caso F: función objetivo de la fórmula 5 con $\alpha = 30^\circ$. Ver Fig. 23.

25

Aplicaciones de utilidad

Teniendo en cuenta las fórmulas anteriores (o combinaciones entre ellas, especialmente las del apartado “Un mismo ejemplo teniendo en cuenta variantes de la
30 fórmula 0, 1, 2 y 2 bis”) consideramos distintas aplicaciones de utilidad para diseñar lentes progresivas.

Utilidad 1: Según el mapa visual

En la patente de invención de INDO WO 2005/107576 A1 se establece el comportamiento visual de una persona, registrando el movimiento de la cabeza del sujeto, el movimiento de sus ojos, determinando la orientación relativa del ojo con respecto a la cabeza, y determinando la cantidad de tiempo que el ojo se ha mantenido en cada orientación. Esta cantidad de tiempo se determina agrupando los registros de orientaciones en intervalos finitos y contando el número de registros (frecuencia) que contiene cada intervalo. Dichas orientaciones se especifican mediante dos coordenadas angulares, bien de la cabeza o del ojo. Estos datos se detectan y procesan mediante un equipo que incluye unos emisores de luz sujetos a la cabeza, unas cámaras y una pantalla para atraer la mirada. Los resultados de dicho procedimiento se emplean para personalizar el diseño de una lente para montura. La Fig. 24 muestra dos ejemplos de mapas visuales de dos usuarios diferentes.

15

Una solución efectiva consiste en recomendar diseños progresivos más blandos para personas que muestran mapas más grandes, lo cual indica que usan más campo visual de la lente (son más movedores de ojos).

20

Lo que en el sector se conoce como diseño blando consiste en diseños progresivos que sacrifican el tamaño de las zonas útiles de lejos y de cerca a cambio de permitir unas transiciones más suaves de gradiente de astigmatismo a media que te desplazas hacia las zonas no útiles de los laterales del pasillo, así como valores absolutos de estigmatismo lateral menores.

25

Al revés, un diseño duro ofrece zonas de cerca y lejos más amplias, pero tiene transiciones más bruscas hacia las zonas de aberraciones, con incrementos de astigmatismo más pronunciados y valores absolutos mayores. En general, está aceptado que la gente que mueve poco los ojos tolera mejor este tipo de diseños.

30

Los diseños de lentes progresivas conseguidos con la fórmula 2 con ángulo $\alpha_i = 0$ permite optimizar direccionalmente gradientes de astigmatismo para personas que sean más movedoras de ojos horizontalmente, dejando que verticalmente el gradiente

continúe siendo duro y evitando así tener que sacrificar tamaño de área de las zonas de lejos y cerca. Esto representa una ventaja respecto los diseños blandos tradicionales ya que se trata de una solución que permite tener a la vez zonas amplias y transiciones suaves en la dirección que más lo necesita el usuario.

5

Complementariamente, los diseños de lentes progresivas conseguidos con la fórmula 2 con ángulo $\alpha_i = 90$ permite optimizar gradientes direccionalmente para personas que sean poco movedoras de ojos, o lo sean más verticalmente, sin tener que sacrificar tamaño de área de las zonas de lejos ni de cerca, con lo que representa una ventaja respecto los diseños duros tradicionales al permitir quedarse de nuevo con lo mejor de los dos mundos.

10

Un aspecto de la presente invención consiste en relacionar el mapa visual, una característica personal única y reproducible, con una optimización del gradiente de astigmatismo de las lentes correctoras que favorece la estrategia de visión de la persona. Para ello es necesario disponer de su mapa visual y relacionar de manera favorable las áreas de uso más frecuente con el mapa de astigmatismo de la lente.

15

Veamos a continuación algunos ejemplos de optimización del gradiente de astigmatismo y como los relacionaríamos con diferentes perfiles de mapa visual:

20

Caso 1) optimización con alfa a 90°.

En este caso, se obtiene un progresivo con una distribución de astigmatismo muy particular. Esta optimización ofrece una amplia zona de lejos, con un pasillo ancho y limpio y una zona de cerca estrecha (ver Fi. 25, izquierda).

25

Este diseño lo podríamos asignar a una persona que principalmente mueve la cabeza y que solamente mueve los ojos en dirección vertical: su mapa visual es compacto y alargado como el de la Fig. 25, derecha.

30

Esta optimización ofrece un pasillo más ancho y limpio, de manera que las invasiones de astigmatismo en zonas de lejos y de cerca están en zonas de poca frecuencia de

barrido de visión. Como puede verse comparando los dos gráficos de la Fig. 25, la lente progresiva no le resultaría incompatible con su manera de mirar.

Nota: Los ejemplos presentados intentan explicar las ventajas del método de optimización en cuestión, en ningún caso pretende demostrar que el diseño propuesto sea el mejor posible para el caso expuesto.

Caso 2) optimización con alfa a 0°

En este caso se obtiene un progresivo también con una amplia zona de lejos, pero con una zona de cerca muy ancha, siendo las aberraciones cercanas a la zona del pasillo más suaves que las del ejemplo anterior (ver Fig. 26, izquierda).

Este diseño lo podríamos asignar a una persona que, al mirar, principalmente mueve los ojos y no la cabeza: su mapa visual es redondeado y grande y abarca gran parte del plano de visión como puede observarse en la Fig. 26, derecha.

Como puede verse comparando los dos gráficos de la Fig. 26, la lente progresiva no le resultaría incompatible con su manera de mirar.

20

Cabe destacar que existen múltiples maneras de mirar y que cada caso deberá analizarse particularmente, siendo los ejemplos expuestos solamente dos casos extremos.

Como explicamos en una de las reivindicaciones, existe la posibilidad de optimizar por separado la zona superior y la inferior de la lente progresiva, considerando por ejemplo una optimización con gradiente de astigmatismo con alfa a 90° para la parte superior de la lente (zona de lejos) y con alfo a 0° para la parte inferior (zona de cerca).

Normalmente, la característica de visión de una persona está en un rango intermedio de los ejemplos presentados, por ejemplo, con un mapa visual en la zona superior amplio y más compacto que en la zona inferior o viceversa. En este caso podríamos aplicar por separado una cierta optimización direccional del gradiente de astigmatismo

en la zona superior y para la zona inferior considerar una estrategia de optimización direccional más favorable.

Utilidad 2: Según el ángulo del astigmatismo de prescripción

5

Hay algunos estudios que evalúan la acomodación a imágenes con borrosidades antes o después de haber visualizado otras imágenes con cierto nivel de borrosidad en cierta dirección. Por ejemplo, la tesis Sawides, L (Sawides L.: Correccion and control of ocular aberrations with adaptive optics: effects on human vision. Instituto de

10 Oftalmobiología Aplicada. Universidad de Valladolid. Tesis Doctoral) proponen el siguiente experimento: el usuario visualiza una imagen con borrosidad en el eje vertical, y seguidamente visualiza otra imagen con borrosidad en todos los ejes. El resultado es que el usuario observa menos borrosidad en la dirección en que anteriormente ha visualizado una imagen con borrosidad que en las otras direcciones”.

15

Dicho esto, la utilidad que vamos a detallar en este apartado es para usuarios con astigmatismo de prescripción. En este caso, y según lo dicho en el párrafo anterior y en el documento de Sawides citado anteriormente, nos permitiremos introducir aberraciones del gradiente de astigmatismo más fuertes en la dirección que el usuario

20 tiene más astigmatismo (ya que la va a molestar menos). Por este motivo vamos a considerar la función a minimizar de la fórmula 1 con el ángulo α_i que corresponda al astigmatismo de prescripción del usuario.

Ejemplo: para un usuario con graduación de astigmatismo cierto valor de dioptrías a

25 30° , vamos a utilizar la función de minimización de la fórmula 1 con $\alpha_i = 30^\circ$. La lente progresiva mostrada en la Fig. 13 irá bien para este usuario.

Utilidad 3: Según el ángulo que forma el inset de la lente progresiva

Otro ejemplo de utilidad consiste en considerar el ángulo que forma el segmento que une el punto de lejos con el punto de cerca con el eje horizontal y optimizar la lente utilizando la fórmula 1 con el ángulo α perpendicular a dicho ángulo.

Ejemplo: consideramos una lente progresiva de inset 2.5 mm, altura de montaje 14 mm, la cruz situada a 4 mm arriba del PRP (prism reference point) y la zona de lejos a 8 mm del PRP. Situamos el NRP (nearest reference point) a 8 mm debajo del PRP (y 2.5 mm hacia la derecha). En este caso el ángulo β que forma la recta que une el punto de lejos con el punto de cerca con el eje horizontal es de 98.88° ($180^\circ - 180^\circ \cdot \text{atan}(16/2.5)/\pi = 98.88^\circ$). Ver la imagen de la Fig. 27 (imagen izquierda).

Una lente óptima para la lente progresiva anterior, es la que se obtiene minimizando la dirección perpendicular a la dirección del pasillo. Es decir, utilizamos la fórmula 1 con $\alpha = 8.88^\circ$. De este modo obtendremos las isóneas situadas alrededor del pasillo, lo más alejadas posibles de él. En este caso estamos priorizando la zona del pasillo. En la Fig. 28 observamos la lente resultante:

Para priorizar otras zonas, podríamos considerar la fórmula 1 bis y un ángulo $\alpha_i = 8.88^\circ$ para las zonas cercanas al pasillo, y otros valores de α_i para el resto de la lente. Ver el apartado “4.5 Utilidad 5 para progresivos genéricos”.

Utilidad 4: Para progresivos ocupacionales

Según las actividades que realice un usuario con unas lentes progresivas concretas, se prioriza más una zona (lejos, intermedia o cerca) u otra. Una lente progresiva ocupacional es una lente progresiva diseñada para un uso concreto. Para diseñar una lente progresiva ocupacional, utilizaremos la fórmula 2 con el ángulo α según convenga.

Ejemplo 4.1: Para actividades de lectura será más cómodo un progresivo optimizado según la fórmula 2 y $\alpha = 0^\circ$. Ver por ejemplo el progresivo obtenido en la figura 16. Observamos que la zona de cerca mantiene un área relativamente grande pero tiene unas isolíneas de astigmatismo muy separadas como si de un diseño blando se tratara, y esto favorecerá la buena lectura.

Ejemplo 4.2: En cambio, para actividades al aire libre como senderismo o deportes de exterior, será más cómodo un progresivo optimizado según la fórmula 2 y $\alpha_i = 90^\circ$. Ver por ejemplo el progresivo obtenido en la figura 15 donde se consigue un área de lejos amplia y limpia, y además con isolíneas muy separadas en sentido vertical que proporcionarán una sensación de suavidad en su uso. La zona de cerca de dicho progresivo tendrá unas isolíneas más juntas su uso será más puntual y por lo tanto no va a ser molesto).

Ejemplo 4.3: Para la conducción, donde es importante tanto la zona de lejos como la de cerca, el progresivo con $\alpha_i = 30^\circ$ será el adecuado. Ver por ejemplo el mapa de la lente progresiva de la figura 14.

Evidentemente, para el desarrollo de progresivos ocupacionales, además de modificar la función objetivo como estamos patentando en este documento y hemos mostrado en los ejemplos, podemos modificar el tamaño de la zona de lejos y de cerca. La modificación del tamaño de la zona de cerca y de lejos puede combinarse con la modificación de la función objetivo.

25 **Utilidad 5: Para un progresivo generalista**

En el caso de querer diseñar un progresivo óptimo para todas las distancias (lejos, intermedia y cerca), vamos a escoger la fórmula 2 bis con el α_i que mejor se adapte a cada zona de la lente.

30

Ejemplo 5.1: En caso de querer unas aberraciones suaves en la zona de lejos y la mínima distorsión alrededor de la zona de cerca utilizaremos dos valores de α_i distintos. Para obtener las mínimas aberraciones en la zona de lejos, utilizaremos la función objetivo de la fórmula 2 bis con $\alpha_i = 90^\circ$ para $y_i \geq 0$. Para obtener la mínima distorsión alrededor de la zona de cerca (es decir para $y < 0$ o y inferior a cierto valor negativo) utilizaremos la función objetivo de la fórmula 2 bis con $\alpha_i = 0^\circ$ para $y_i < 0$. El resultado de dicho progresivo, es pues la lente progresiva que ya hemos mostrado en la Fig. 17.

Ejemplo 5.2 Otra variante para un progresivo generalista puede ser dividir la lente en 4 cuadrantes y en cada uno de los cuadrantes obtener un α_i que sea lo máximo perpendicular posible al promedio de las isolíneas de astigmatismo de dicho cuadrante. Ver por ejemplo los distintos ángulos α_i mostrados en la Fig. 29 según el cuadrante 1 ($x_i \geq 0mm, y_i \geq -4mm$), cuadrante 2 ($x_i < 0mm, y_i \geq -4mm$), cuadrante 3 ($x_i < 0mm, y_i < -4mm$), cuadrante 4 ($x_i \geq 0mm, y_i < -4mm$).

Como se puede deducir, se puede dividir la lente en zonas cada vez más pequeñas y escoger el ángulo α_i óptimo para cada zona de la lente. Por ejemplo, en la Fig. 29 podríamos añadir otra zona alrededor de la zona intermedia.

Ejemplo en el que se divide la superficie óptica en varias zonas diferentes y donde alfa es seleccionado de manera independiente en cada una de ellas, minimizándose de manera independiente:

Un primer ejemplo es la Fig. 17. En este ejemplo se considera un alfa distinta para $y > 0$ e $y < 0$. En la Fig. 17 se toma la fórmula 2 bis con $\alpha_i = 90^\circ$ para $y_i \geq 0$ y $\alpha_i = 0^\circ$ para $y_i < 0$. Un segundo ejemplo es la Fig. 30. Se toma la fórmula 2 bis con $\alpha_i = 90^\circ$ para $y_i \geq 3.0$, $\alpha_i = 45^\circ$ para $-6.0 < y_i < 3.0$ y $\alpha_i = 0^\circ$ para $y_i \leq -6.0$

Observamos que las dos lentes obtenidas (Fig. 17 y Fig. 30) son muy parecidas.

REIVINDICACIONES

1 - Procedimiento de optimización de una lente oftálmica progresiva en el que se optimiza la distribución de la potencia y del astigmatismo no deseado a lo largo de una superficie óptica, mediante la minimización de la función F:

$$F = \sum_{i=1}^n w1_i (Ast_i)^2 + w2_i (Pot_i - PotObjetivo)^2$$

donde los pesos $w1_i$ y $w2_i$ pueden ser 0 o tener cualquier valor positivo, y donde el subíndice i indica los diferentes puntos de la superficie de la lente,

caracterizado por que el sumatorio comprende, adicionalmente, por lo menos un término del grupo formado por

$$w4m_i \left(\frac{\partial Ast_i}{\partial x} \right)^m, w5m_i \left(\frac{\partial Ast_i}{\partial y} \right)^m, w6m_i \left(\frac{\partial Pot_i}{\partial x} \right)^m, w7m_i \left(\frac{\partial Pot_i}{\partial y} \right)^m$$

y multiplicaciones de los anteriores,

donde m es mayor o igual que 1,

donde los pesos $w4m_i$, $w5m_i$, $w6m_i$ y $w7m_i$ pueden tener cualquier valor mayor o igual que 0,

donde si alguno de los términos del grupo formado por

$$\left(\frac{\partial Ast_i}{\partial x} \right)^m, \left(\frac{\partial Ast_i}{\partial y} \right)^m, \left(\frac{\partial Pot_i}{\partial x} \right)^m, \left(\frac{\partial Pot_i}{\partial y} \right)^m$$

y multiplicaciones de los anteriores, es menor que 0, entonces es sustituido por su valor absoluto,

y donde, si $m=2$ y $w_{42_i}=w_{52_i}$, ambos distintos de 0, entonces el sumatorio comprende, adicionalmente, por lo menos otro término de dicho grupo.

- 5 2 – Procedimiento según la reivindicación 1, caracterizado por que el sumatorio comprende, adicionalmente, los siguientes términos:

$$w_{42_i} \left(\frac{\partial A_{st_i}}{\partial x} \right)^2,$$

10 $w_{52_i} \left(\frac{\partial A_{st_i}}{\partial y} \right)^2,$ y

$$2 \cdot w_{41_i} \cdot w_{51_i} \left(\frac{\partial A_{st_i}}{\partial x} \right) \left(\frac{\partial A_{st_i}}{\partial y} \right).$$

- 3 – Procedimiento según la reivindicación 2, caracterizado por que

15

$$w_{42_i} = \cos^2(\text{alfa}),$$

$$w_{52_i} = \text{sen}^2(\text{alfa}), \text{ y}$$

20 $w_{41_i} \cdot w_{51_i} = \cos(\text{alfa}) \cdot \text{sen}(\text{alfa})$

- 4 – Procedimiento según la reivindicación 1, caracterizado por que el sumatorio comprende, adicionalmente, los siguientes términos:

25 $(w_{41_i} \cdot (dA_{st_i}/dx) + w_{51_i} \cdot (dA_{st_i}/dy))^p$, donde p es positivo y par.

- 5 - Procedimiento según la reivindicación 1, caracterizado por que el sumatorio comprende, adicionalmente, los siguientes términos:

$$|w41_i*(dAst_i/dx) + w51_i*(dAst_i/dy)|$$

6 – Procedimiento según la reivindicación 1, caracterizado por que el sumatorio
5 comprende, adicionalmente, los siguientes términos:

$$\cos^2(\alpha)*(dAst_i/dx)^2, \text{ y}$$

$$\text{sen}^2(\alpha)*(dAst_i/dy)^2$$

10

7 – Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, caracterizado por
que el sumatorio comprende, adicionalmente, los siguientes términos:

$$\cos^2(\alpha)*(dPot_i/dx)^2, \text{ y}$$

15

$$\text{sen}^2(\alpha)*(dPot_i/dy)^2$$

8 - Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, caracterizado por
que el sumatorio comprende, adicionalmente, los siguientes términos:

20

$$(w61_i*(dPot_i/dx) + w71_i*(dPot_i/dy))^p, \text{ donde } p \text{ es positivo y par.}$$

9 - Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, caracterizado por
que el sumatorio comprende, adicionalmente, los siguientes términos:

25

$$|w61_i*(dPot_i/dx) + w71_i*(dPot_i/dy)|$$

10 – Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 3, 6 ó 7 caracterizado por
que alfa es el ángulo del astigmatismo de prescripción.

30

11 – Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 3, 6 ó 7, caracterizado
por que alfa es el ángulo del inset, o el ángulo del inset +90° o el ángulo del inset+45°.

12 – Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 3, 6 ó 7, caracterizado por que alfa es 0° .

5 13 – Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 3, 6 ó 7, caracterizado por que alfa es 90° .

14 - Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 3, 6 ó 7, caracterizado por que alfa es seleccionado en función del mapa visual del usuario.

10 15 - Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 3, 6 ó 7, caracterizado por que se divide la superficie óptica en varias zonas diferentes y donde alfa es seleccionado de manera independiente en cada una de ellas, minimizándose de manera independiente.

15 16 - Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 3, 6 ó 7, caracterizado por que alfa es seleccionado en función de un elemento de la posición de uso de la montura de la gafa en la cara del usuario, donde dicho elemento es preferentemente un elemento del grupo de elementos formado por la distancia naso-pupilar, la distancia de vértice, el ángulo pantoscópico a la altura de montaje y combinaciones de ellos.

20 17 - Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 3, 6 ó 7, caracterizado por que los pesos w_{4m_i} , w_{5m_i} , w_{6m_i} y/o w_{7m_i} están multiplicados por un valor C que está relacionado con el valor del cilindro de prescripción, de manera que pondera los pesos w_{4m_i} , w_{5m_i} , w_{6m_i} y/o w_{7m_i} dando más valor al peso cuando mayor es el valor
25 absoluto del cilindro.

18 - Procedimiento según la reivindicación 17, caracterizado por que C adopta los siguientes valores:

30 C=1 si el valor del cilindro de prescripción es inferior o igual a 1 dioptría y
C=|Cyl| si el valor absoluto del cilindro de prescripción es superior a 1 dioptría.

- 19 – Procedimiento según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 18, caracterizado por que dicha optimización se hace con métodos iterativos, numéricos o analíticos, preferentemente numéricos con o sin restricciones.
- 5 20 – Procedimiento de fabricación de una lente oftálmica progresiva, caracterizado por que comprende un procedimiento de optimización según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 19, y una etapa de mecanizado de dicha superficie óptica.

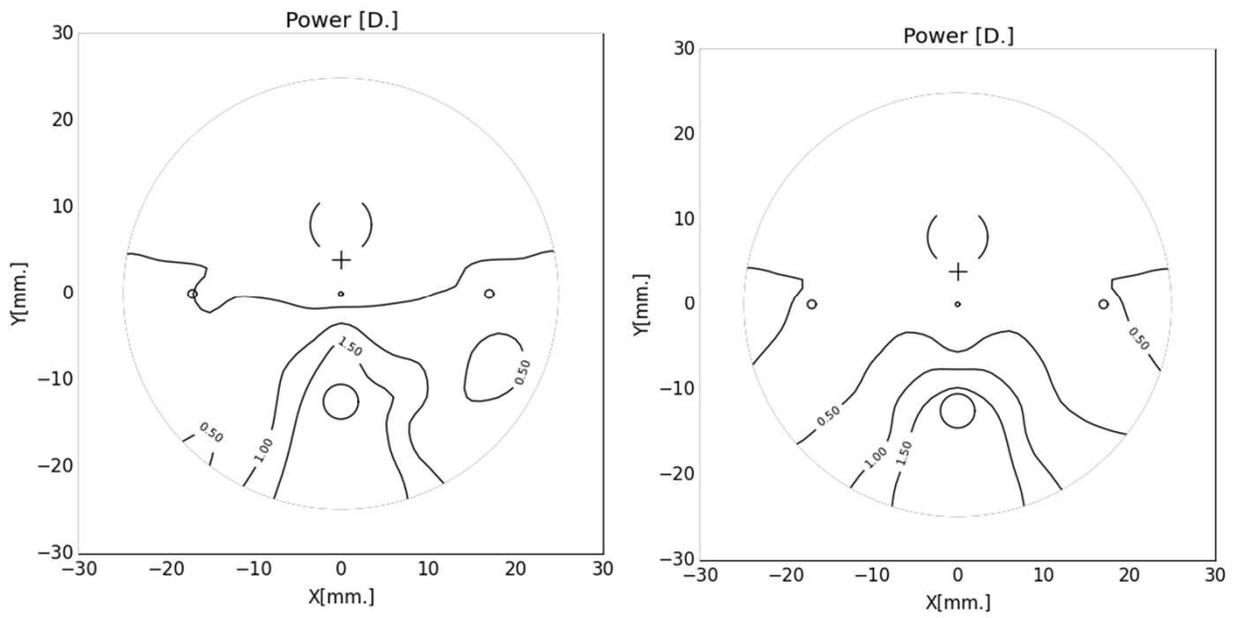


Fig. 1

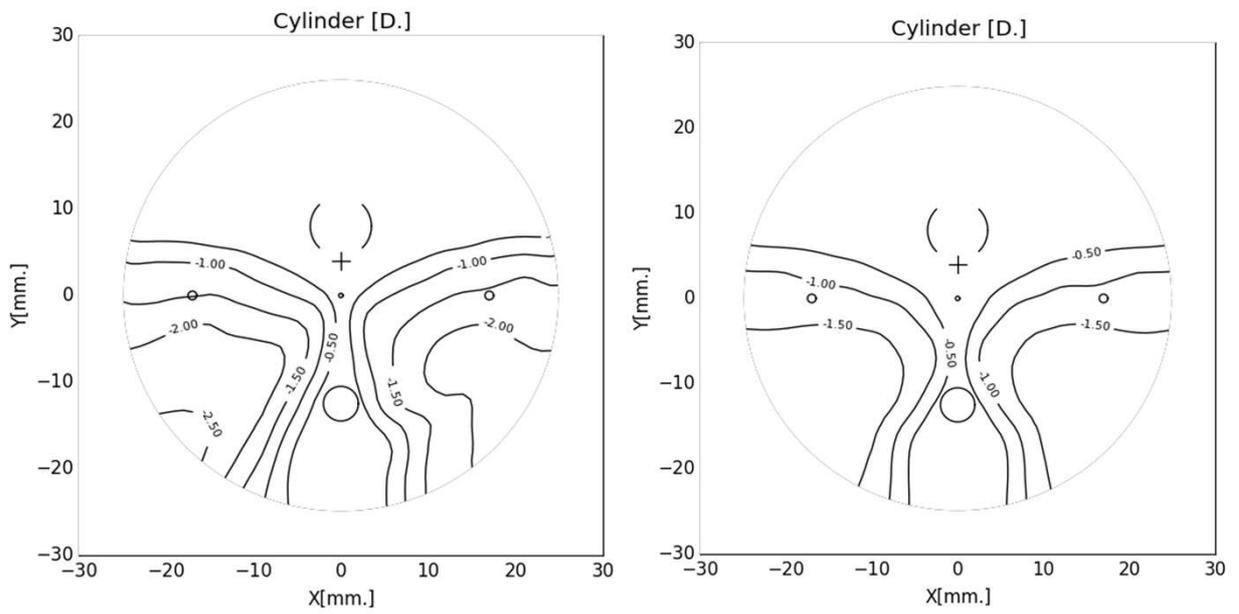


Fig. 2

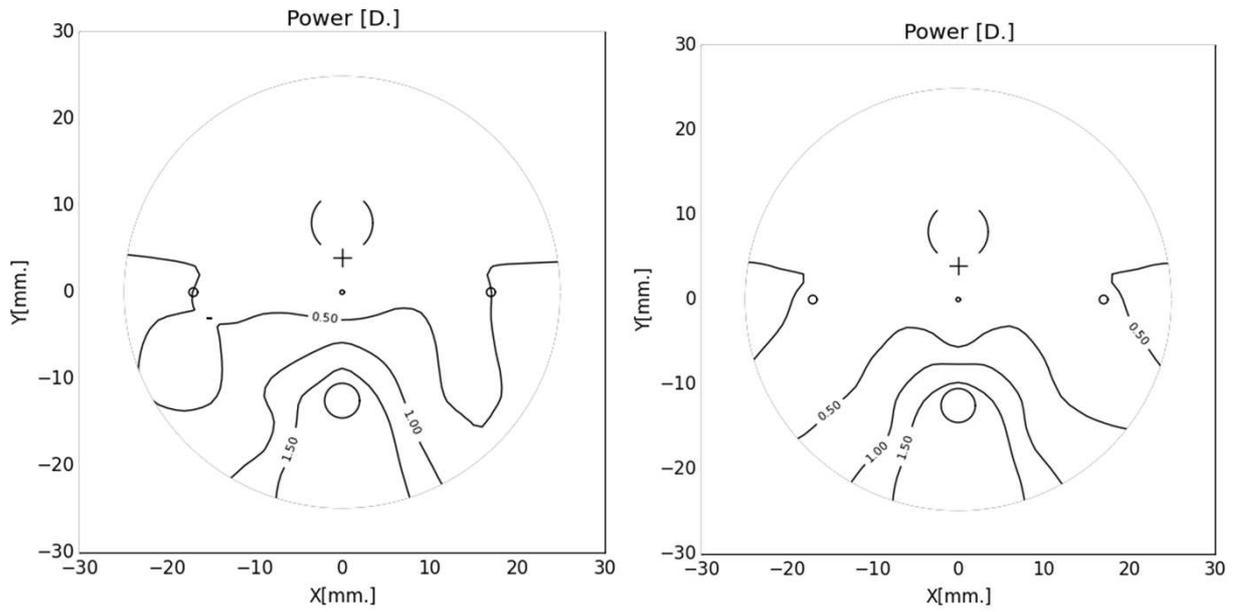


Fig. 3

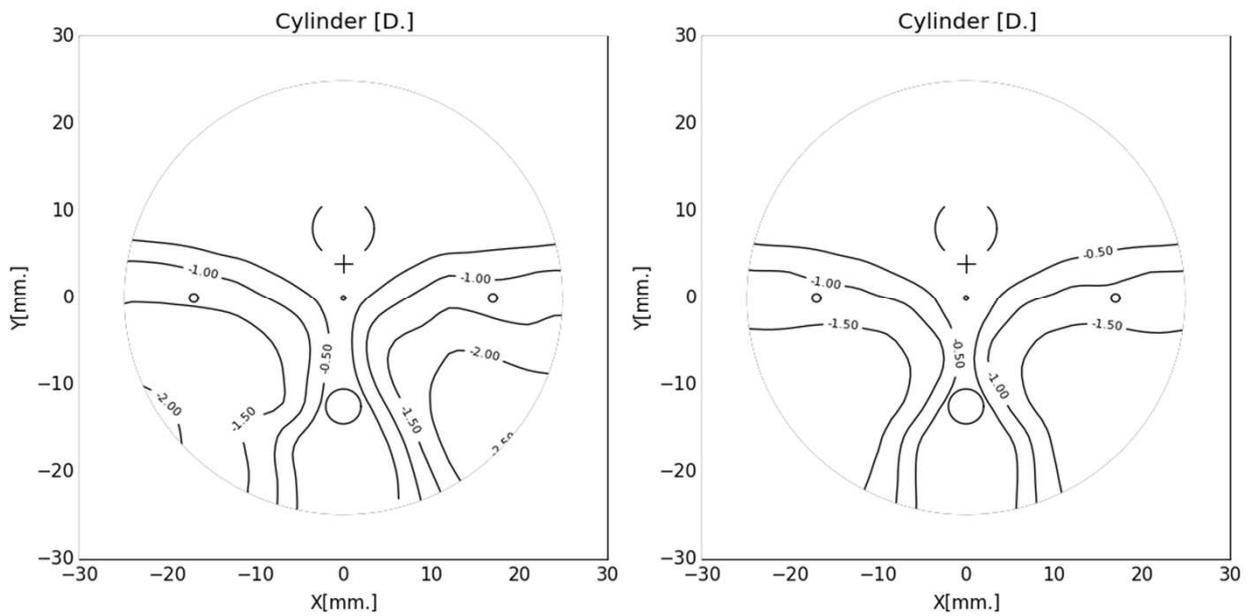


Fig. 4

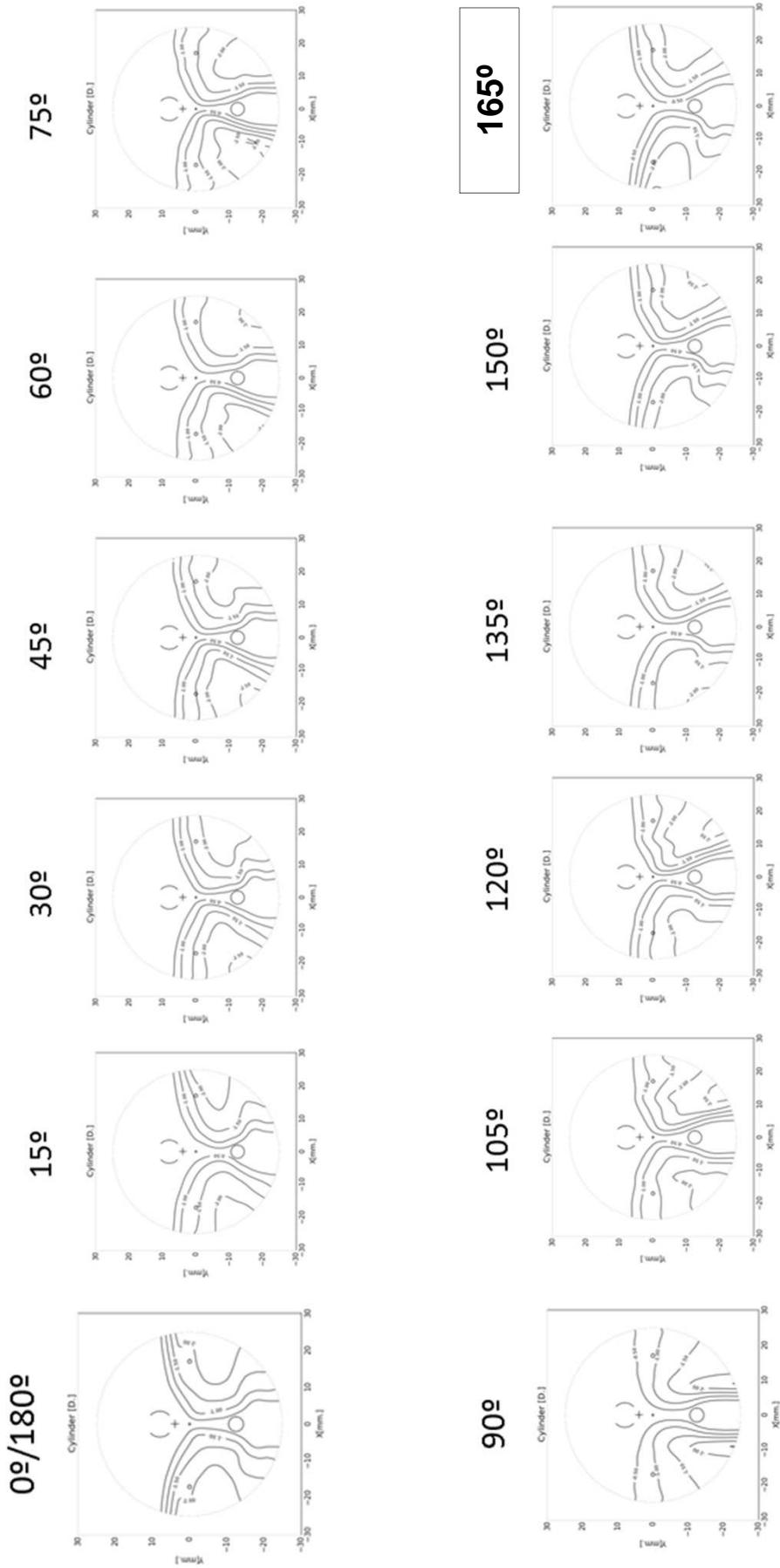


Fig. 5

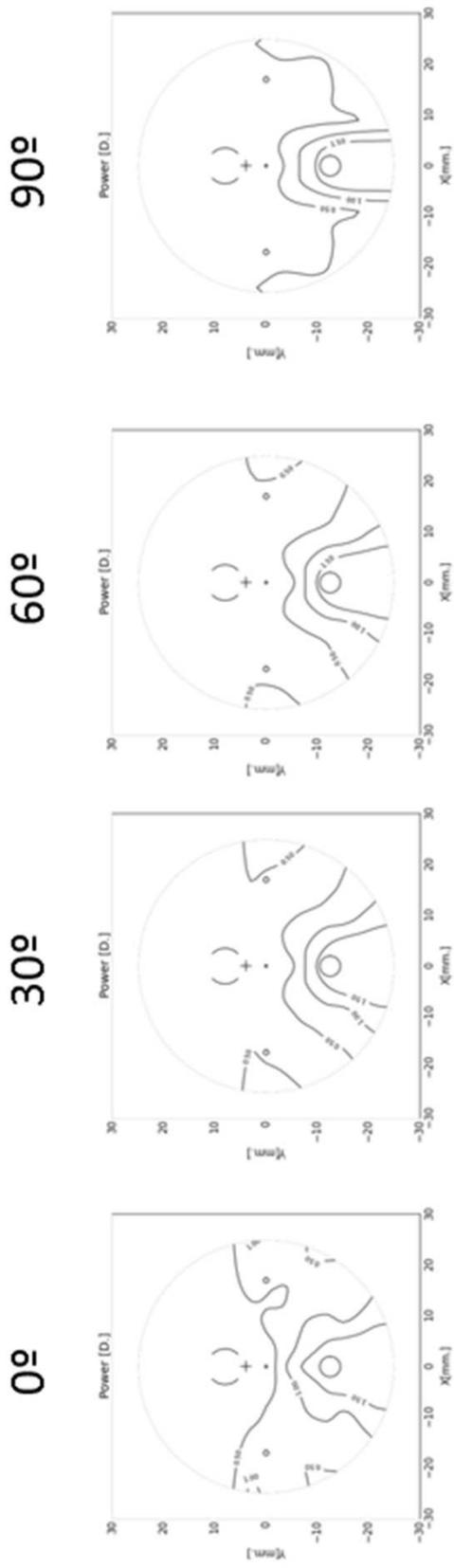


Fig. 6

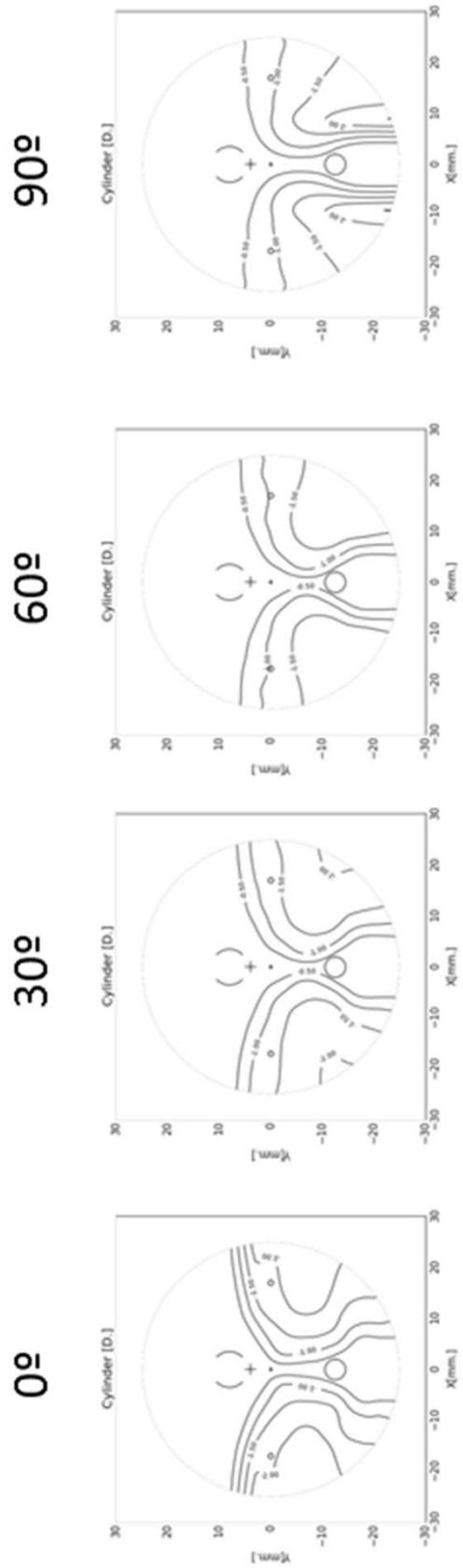


Fig. 7

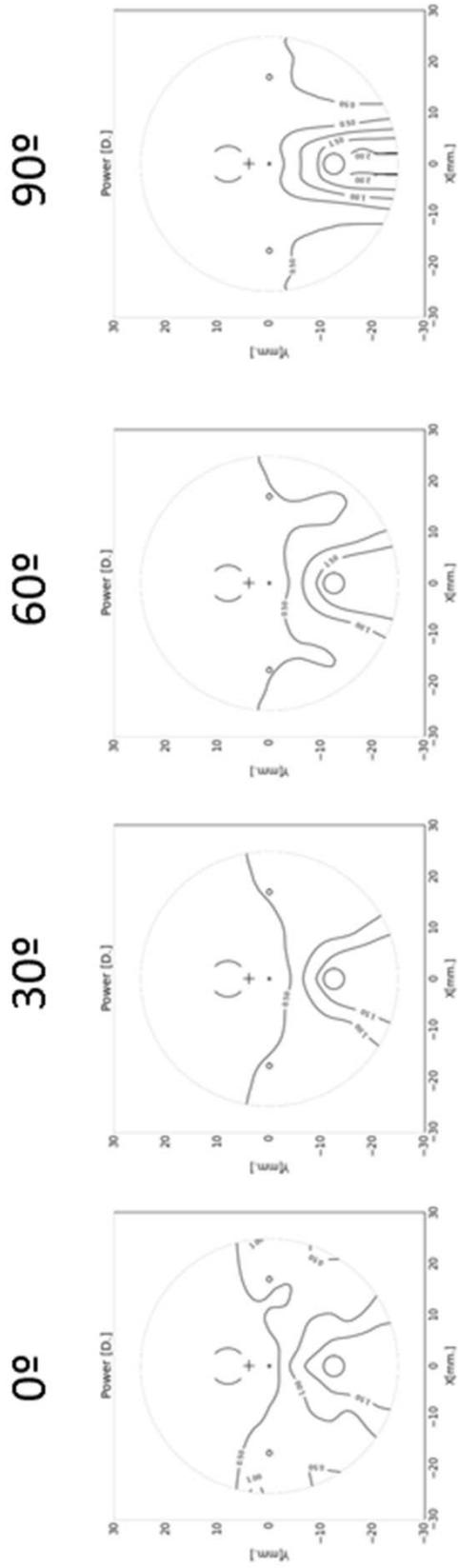


Fig. 8

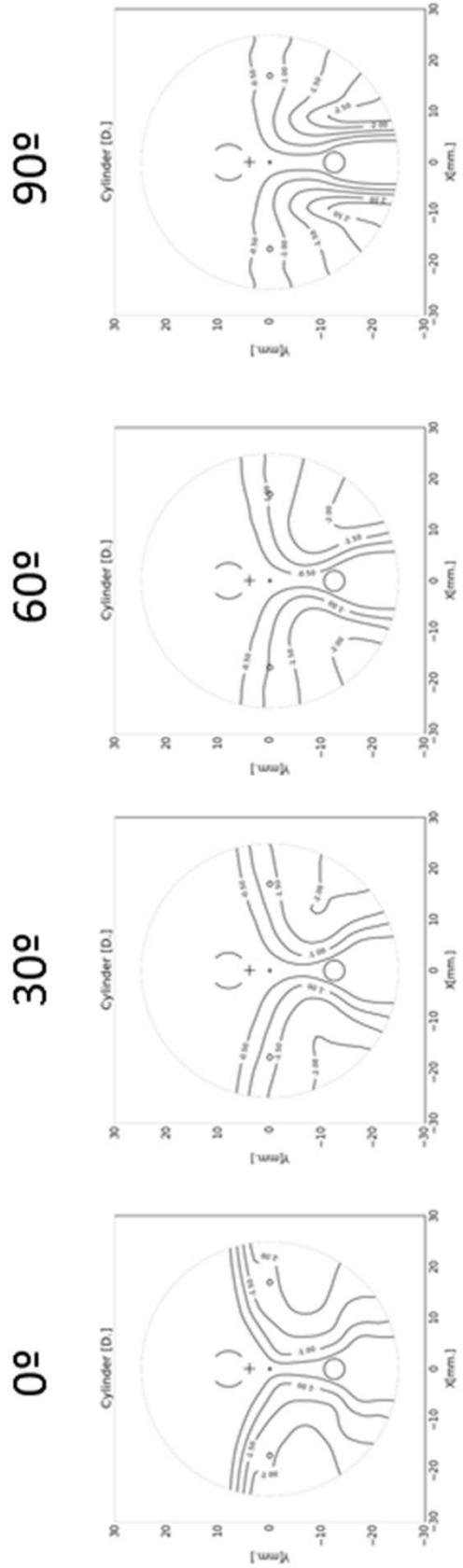


Fig. 9

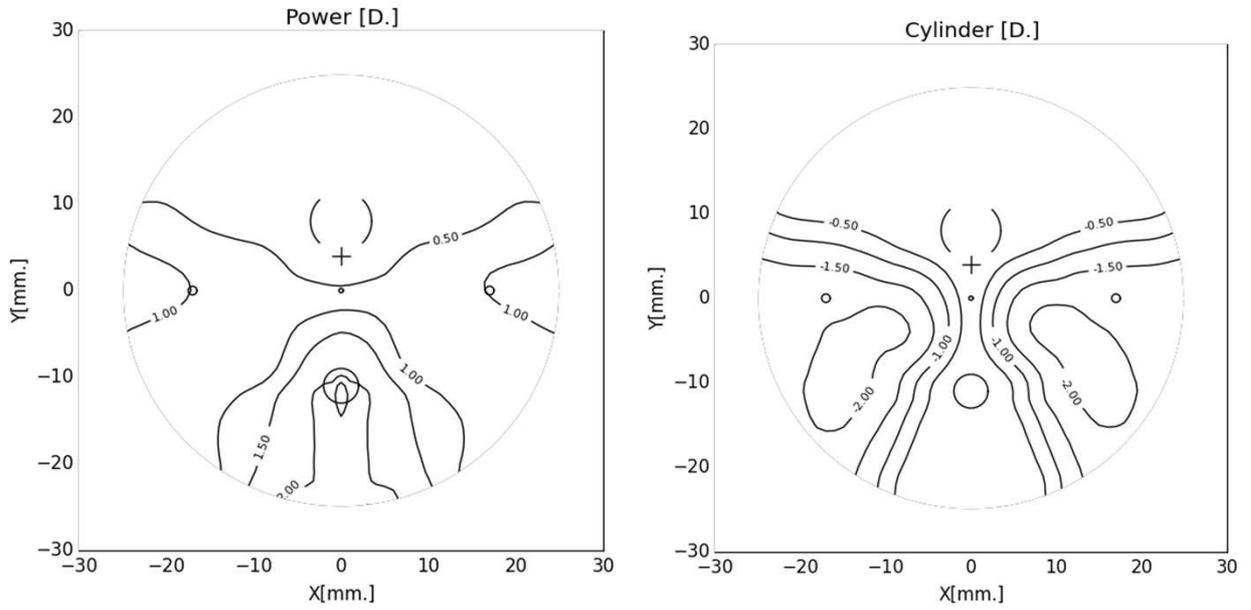


Fig. 10

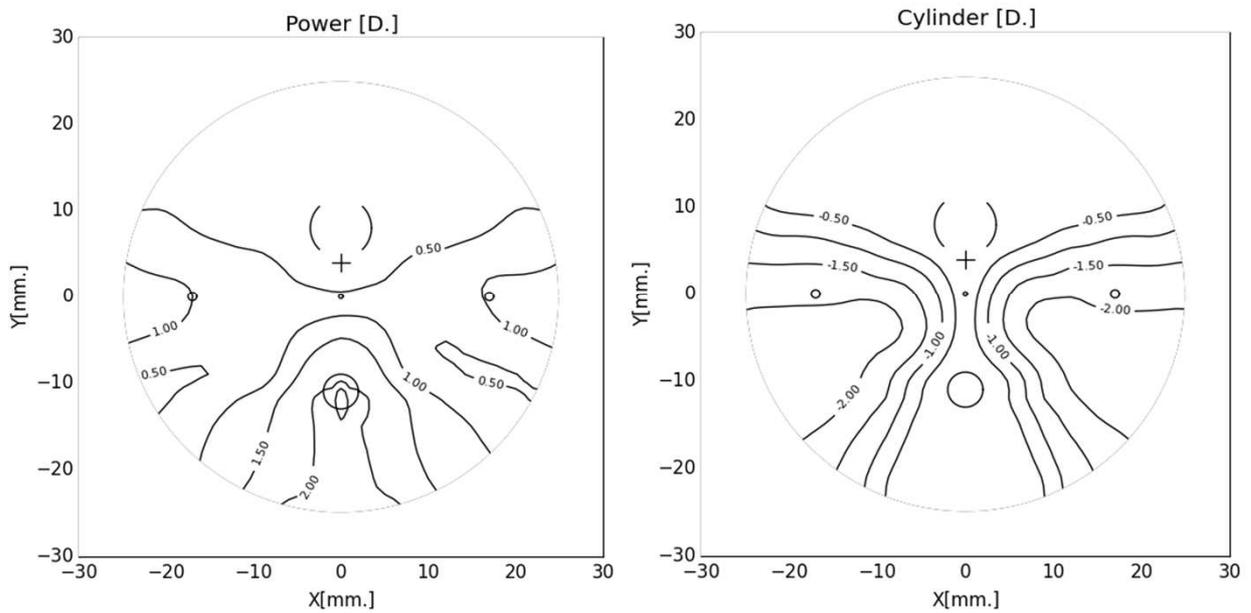


Fig. 11

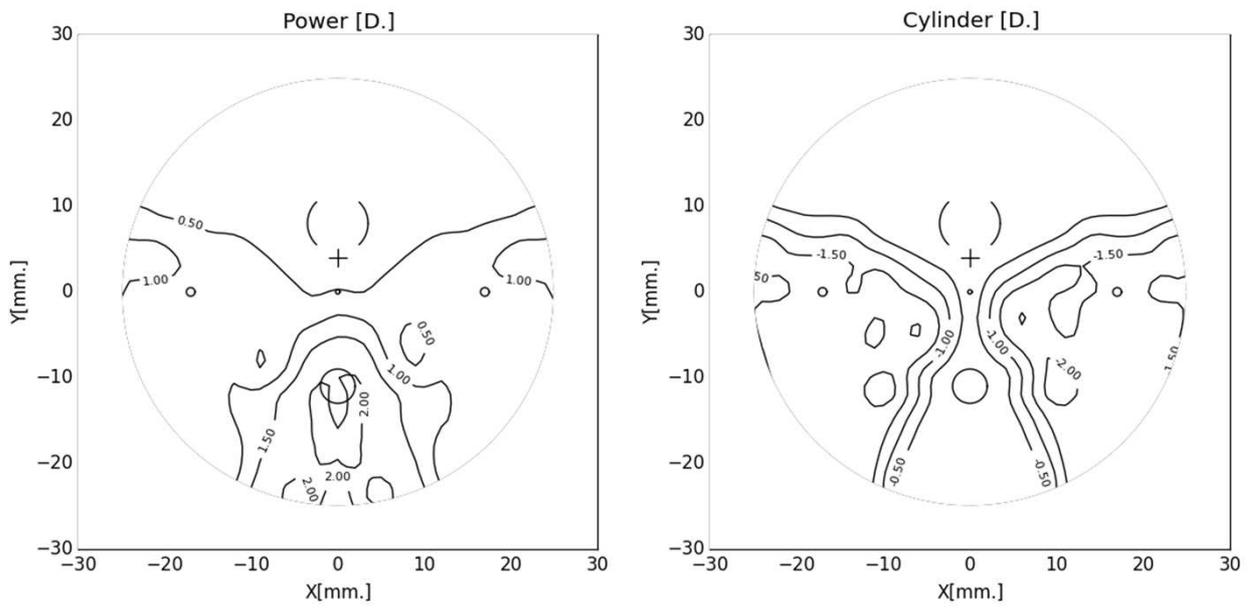


Fig. 12

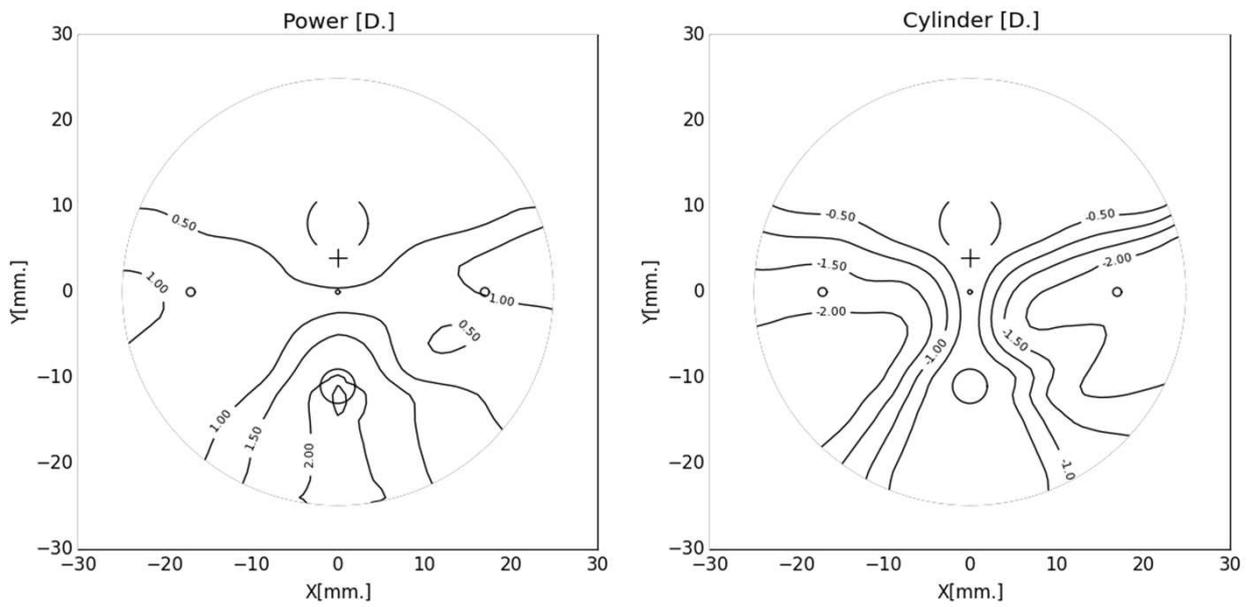


Fig. 13

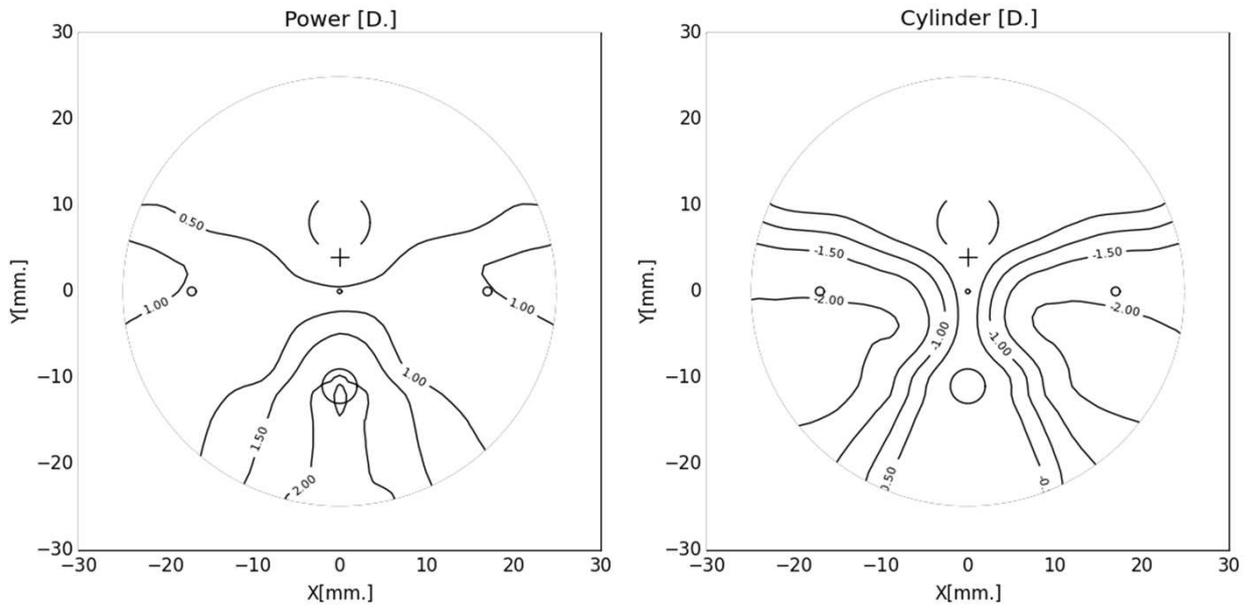


Fig. 14

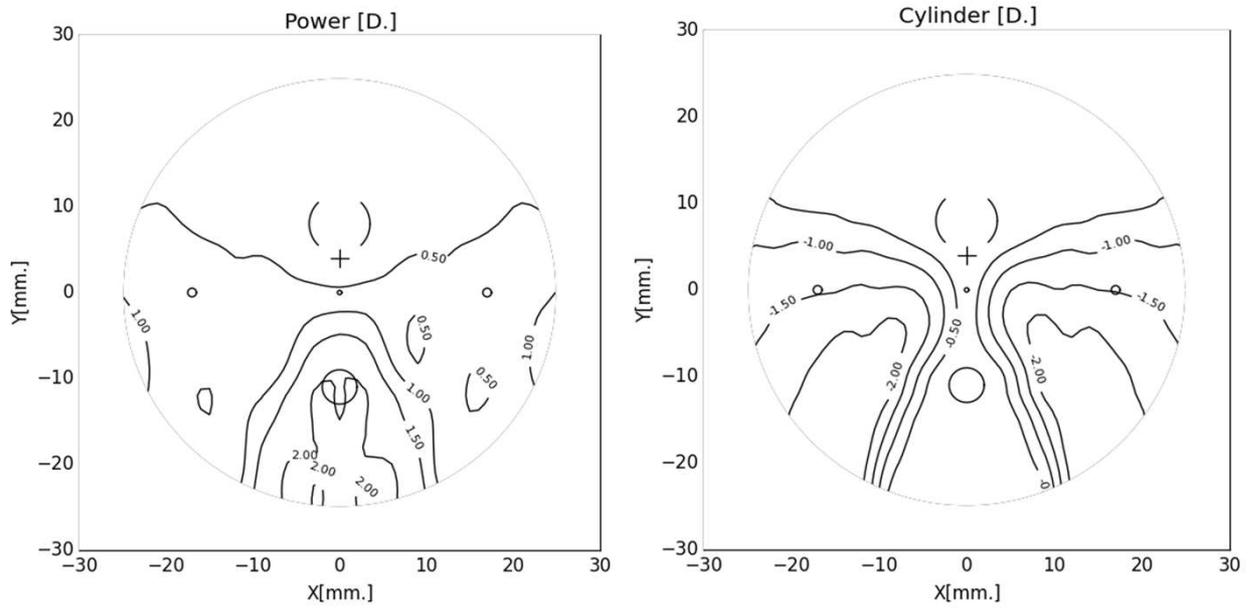


Fig. 15

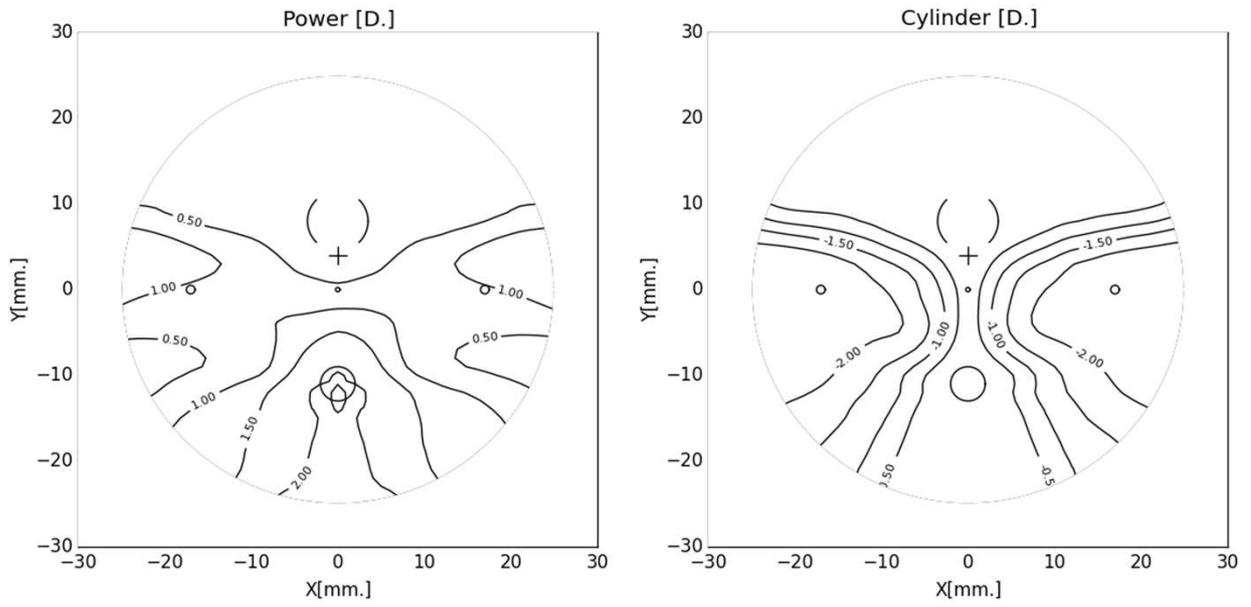


Fig. 16

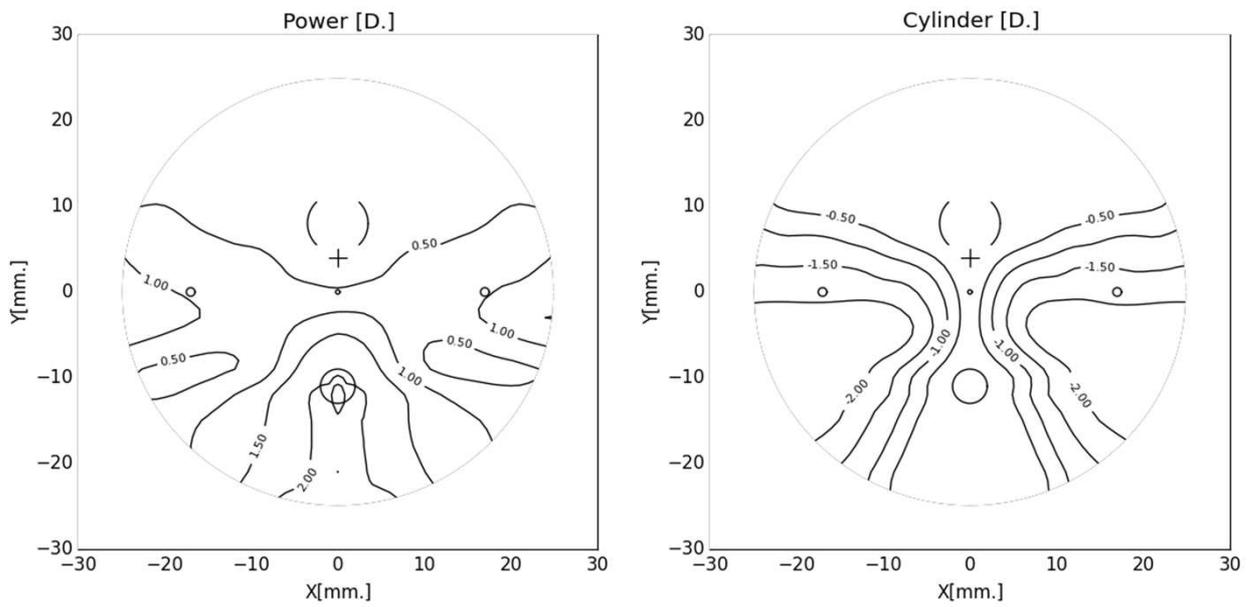


Fig. 17

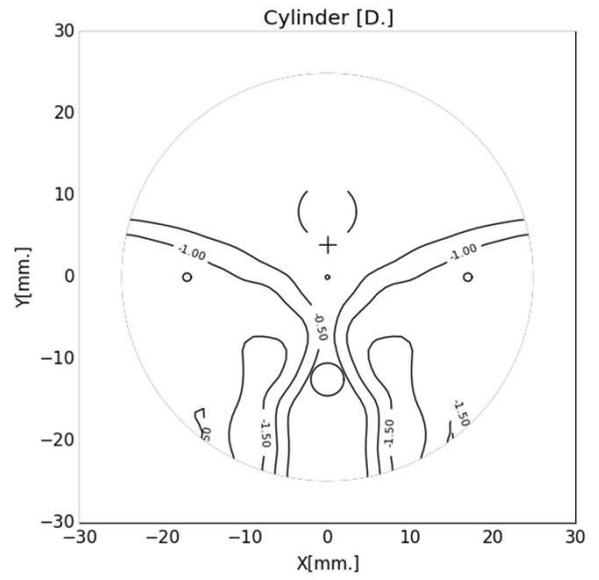
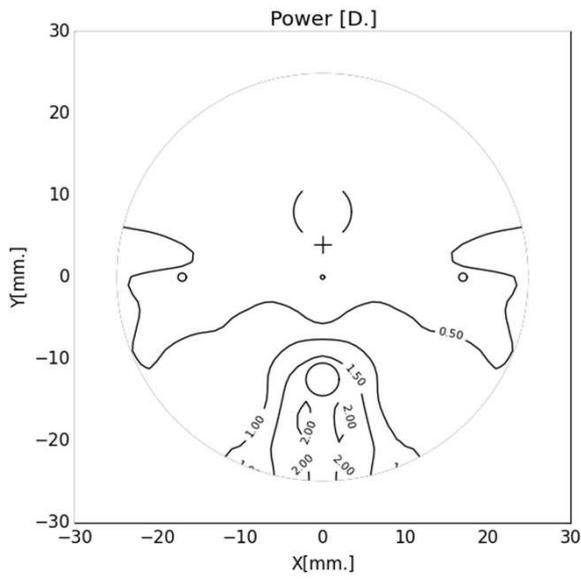


Fig. 18

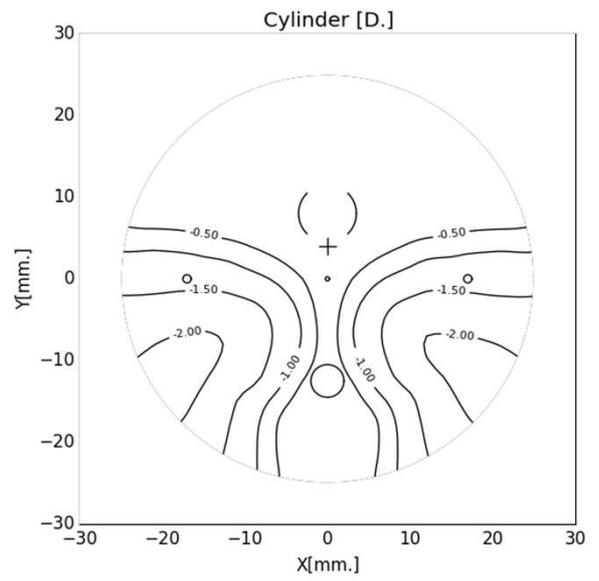
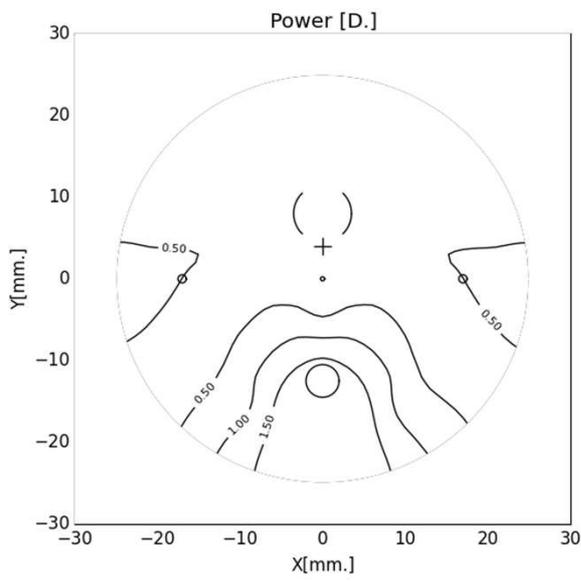


Fig. 19

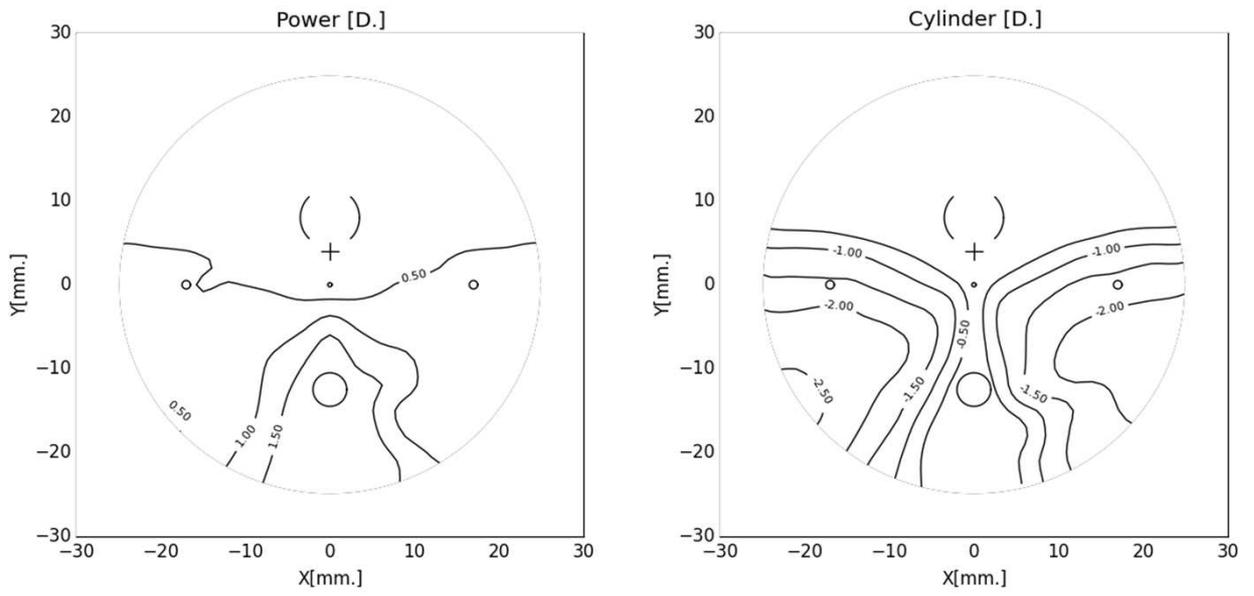


Fig. 20

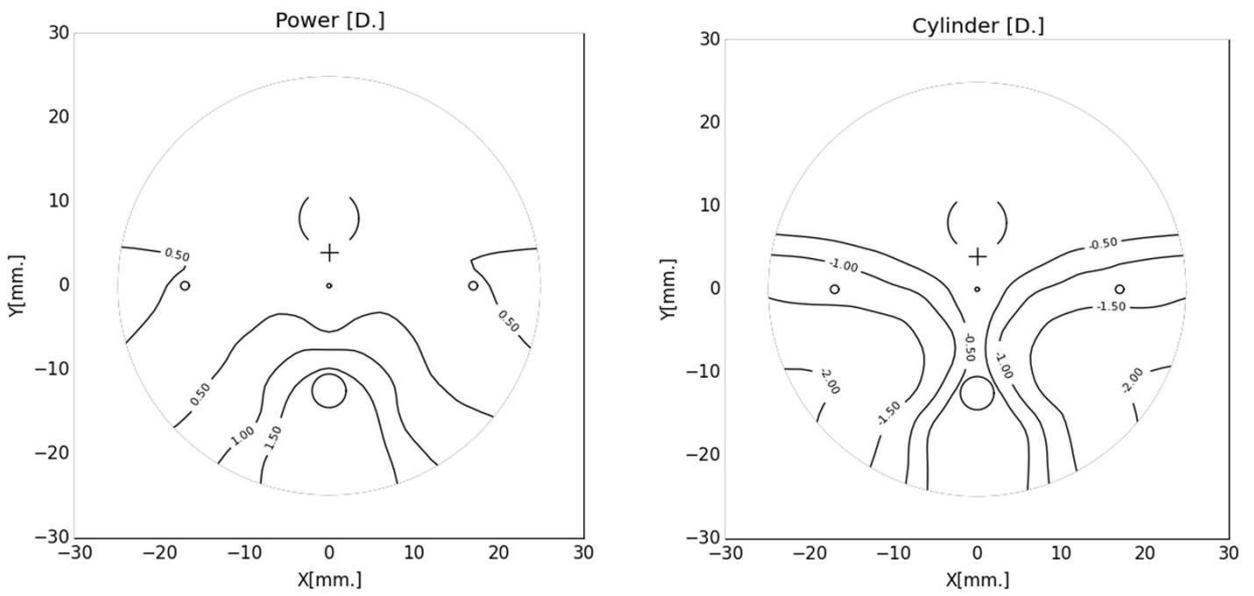


Fig. 21

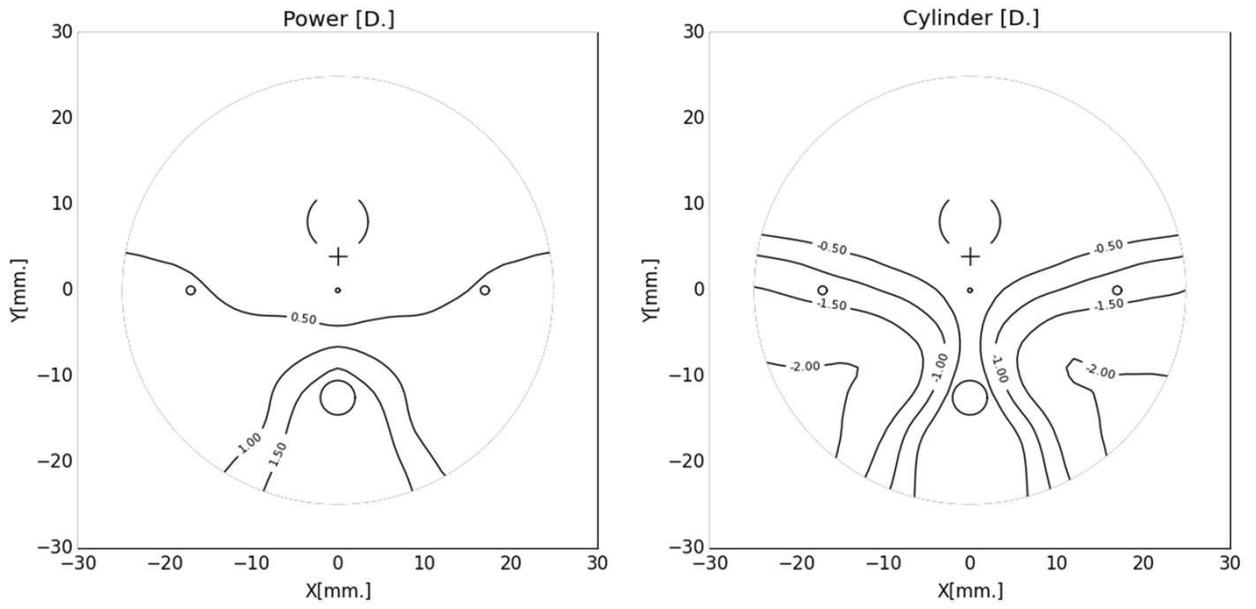


Fig. 22

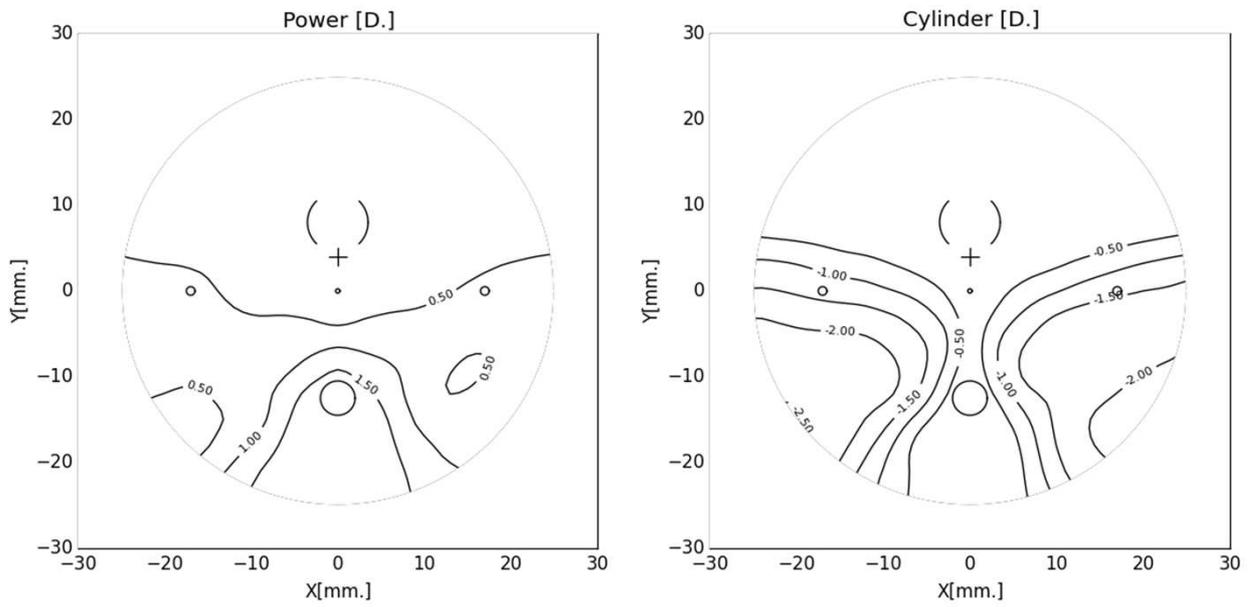


Fig. 23

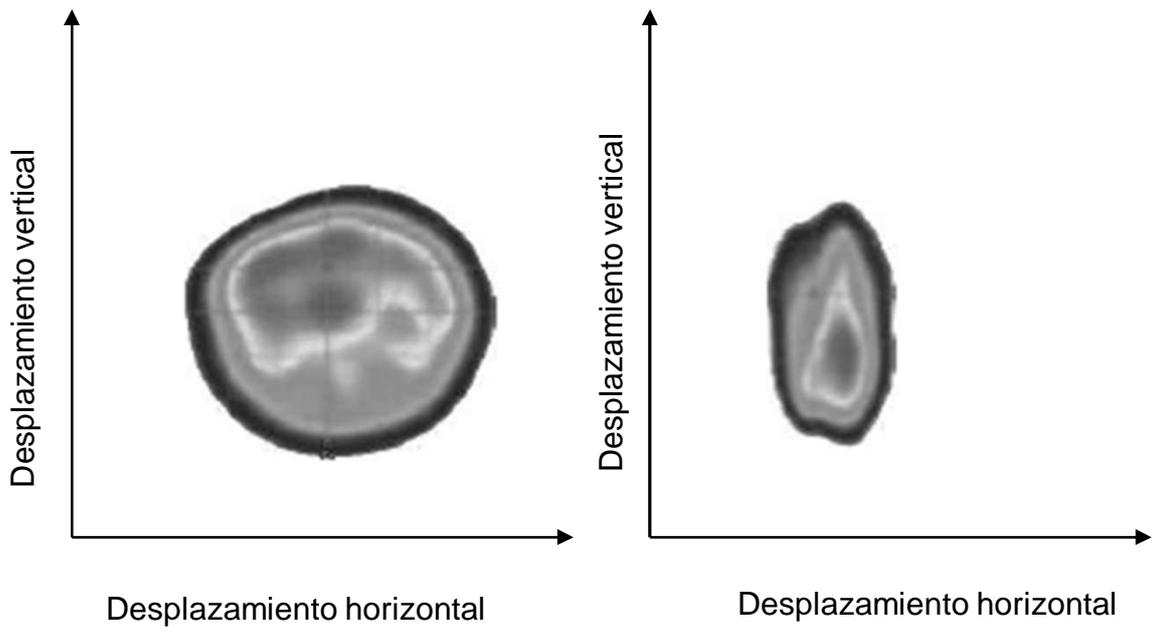


Fig. 24

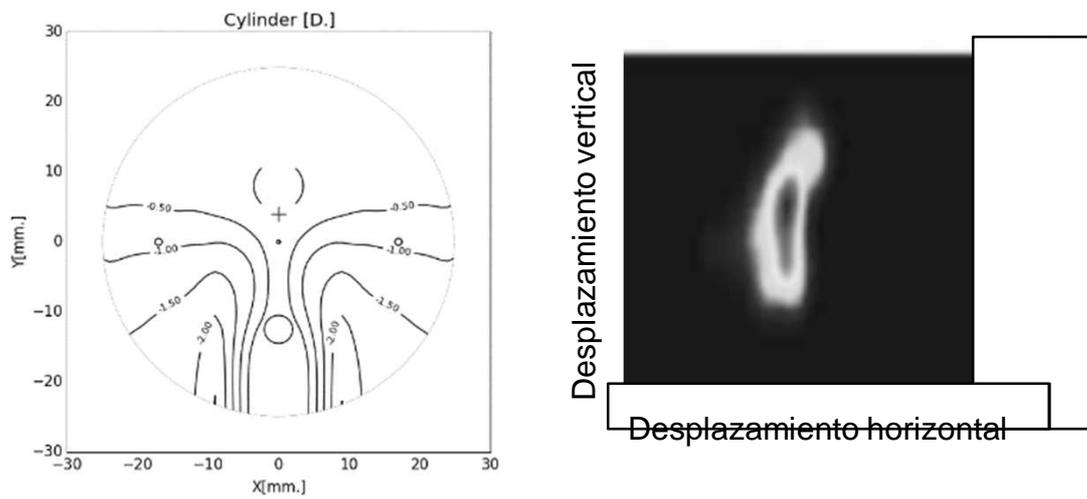


Fig. 25

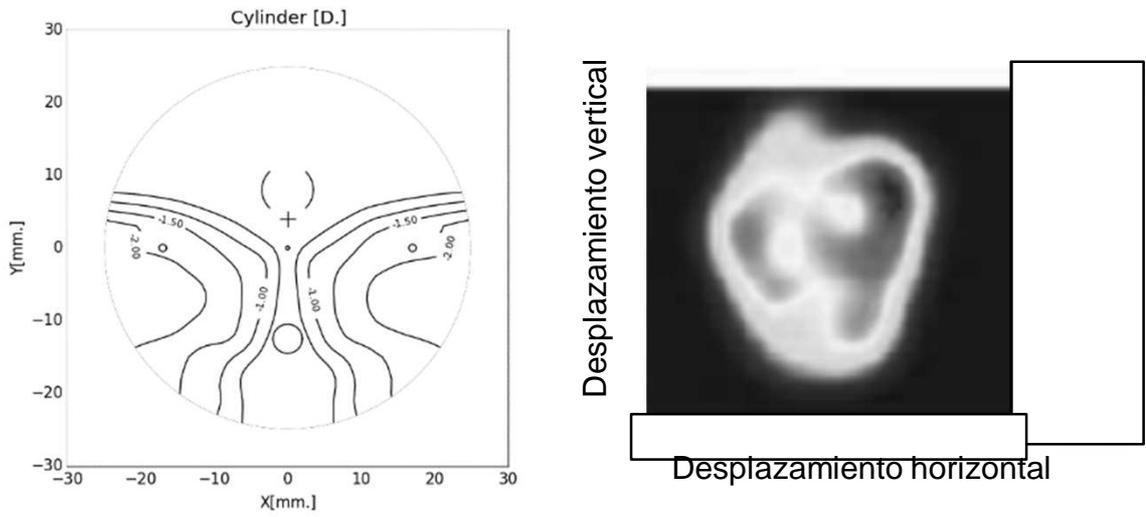


Fig. 26

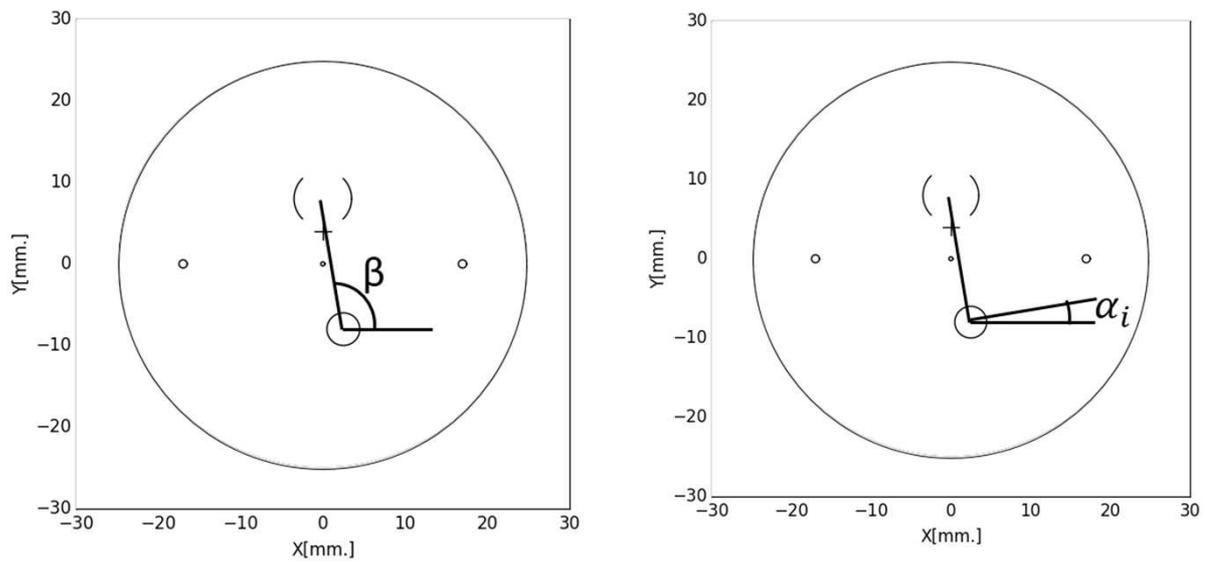


Fig. 27

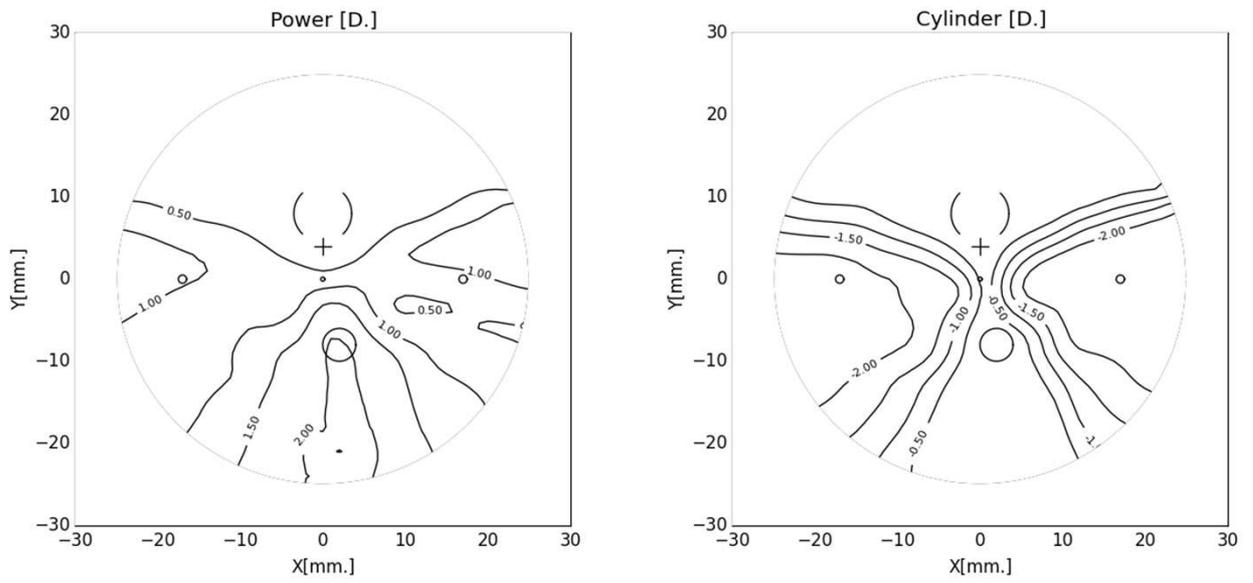


Fig. 28

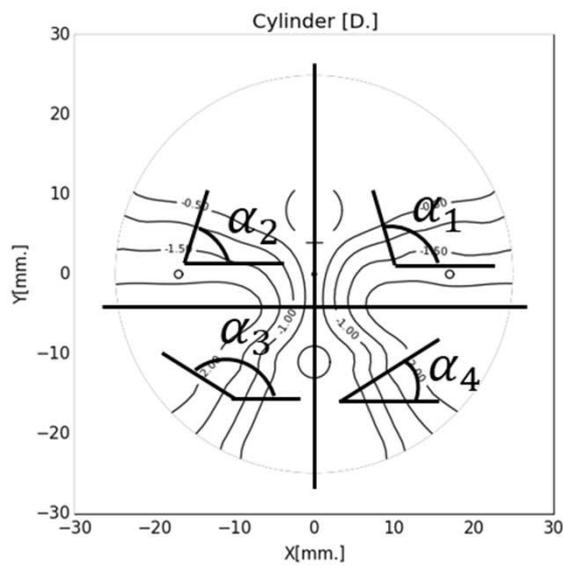


Fig. 29

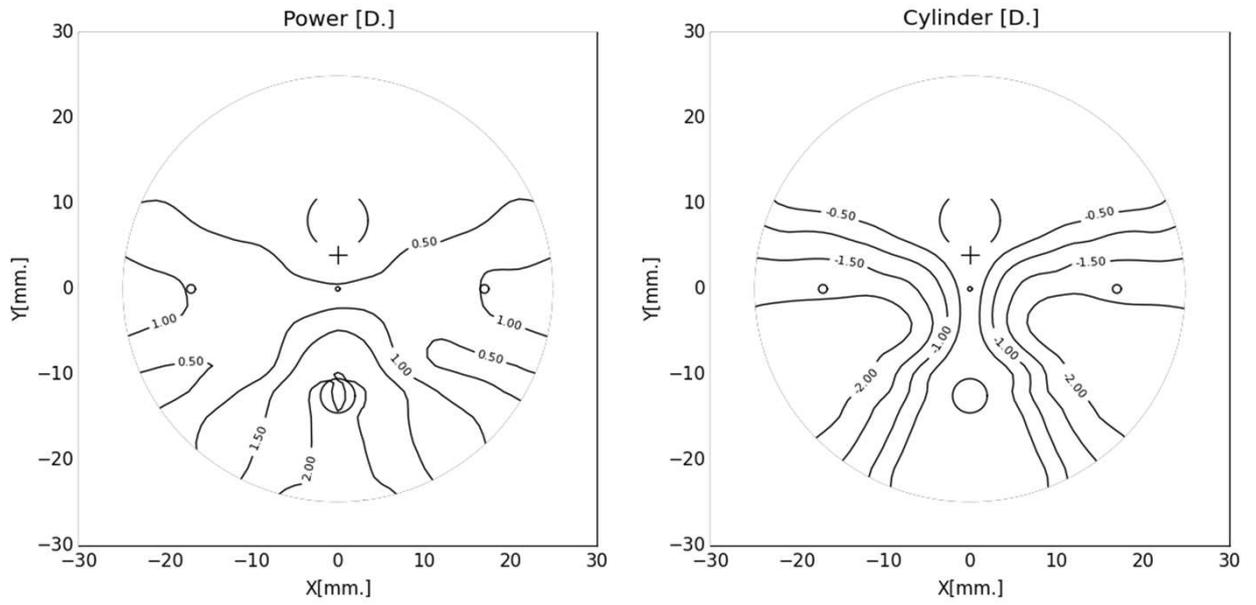


Fig. 30

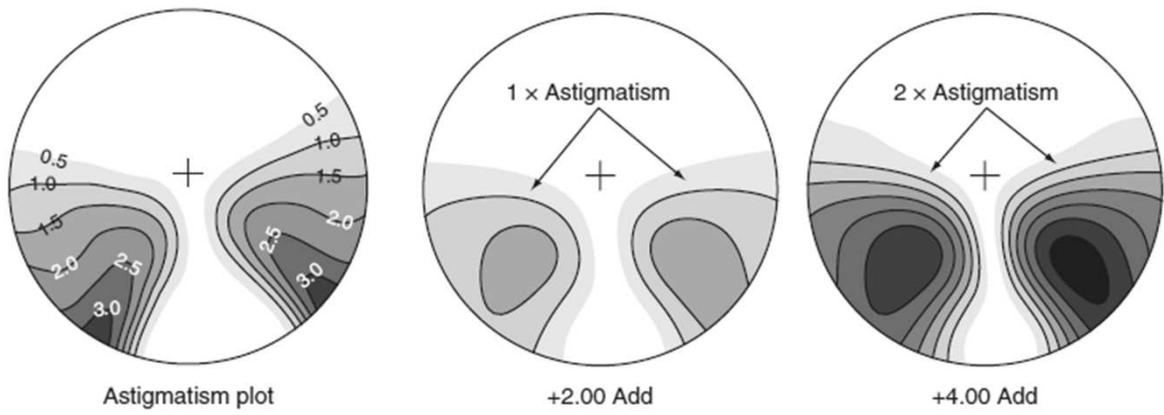


Fig. 31



OFICINA ESPAÑOLA
DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

②¹ N.º solicitud: 201730634

②² Fecha de presentación de la solicitud: 21.04.2017

③² Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TECNICA

⑤¹ Int. Cl.: **G02C7/06** (2006.01)

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	⑤ ⁶ Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
A	US 2011208493 A1 (ALTHEIMER HELMUT et al.) 25/08/2011, Todo el documento.	1-20
A	US 6655803 B1 (RUBINSTEIN JACOB et al.) 02/12/2003, Todo el documento.	1-20
A	EP 2965500 A1 (MICROSOFT TECHNOLOGY LICENSING LLC) 13/01/2016, Todo el documento.	1-20

Categoría de los documentos citados

X: de particular relevancia

Y: de particular relevancia combinado con otro/s de la misma categoría

A: refleja el estado de la técnica

O: referido a divulgación no escrita

P: publicado entre la fecha de prioridad y la de presentación de la solicitud

E: documento anterior, pero publicado después de la fecha de presentación de la solicitud

El presente informe ha sido realizado

para todas las reivindicaciones

para las reivindicaciones n.º:

Fecha de realización del informe
29.06.2018

Examinador
M. Muñoz Sanchez

Página
1/2

Documentación mínima buscada (sistema de clasificación seguido de los símbolos de clasificación)

G02C

Bases de datos electrónicas consultadas durante la búsqueda (nombre de la base de datos y, si es posible, términos de búsqueda utilizados)

INVENES, EPODOC, WPI