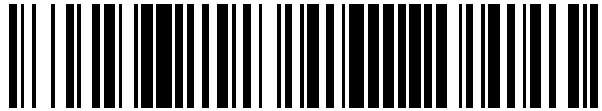


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 467 157**

51 Int. Cl.:

G02C 7/02 (2006.01)

G02C 7/06 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **04.12.2002 E 02804126 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **14.05.2014 EP 1461662**

54 Título: **Lente progresiva equilibrada**

30 Prioridad:

05.12.2001 AU PR932401

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
12.06.2014

73 Titular/es:

**CARL ZEISS VISION AUSTRALIA HOLDINGS
LTD. (100.0%)
SHERRIFFS ROAD
LONSDALE, SA 5160, AU**

72 Inventor/es:

**MILLER, ANTHONY DENNIS;
VARNAS, SAULIUS RAYMOND;
MORRIS, MICHAEL ALAN;
FISHER, SCOTT WARREN;
NOLAN, ANGELA MOIRA y
STOCKMAN, KYM ANSLEY**

74 Agente/Representante:

UNGRÍA LÓPEZ, Javier

ES 2 467 157 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 progresiva equilibrada

5 La presente invención se refiere a una lente oftálmica progresiva y en particular a una lente oftálmica progresiva de uso general que exhibe una optimización dirigida individualmente en diferentes áreas de la superficie de la lente para visión foveal y periférica, y a un proceso para la producción de dichas lentes.

10 Se conocen numerosas lentes progresivas en la técnica anterior. Hasta el momento, las lentes progresivas se han diseñado basándose en que tienen zonas de visión a distancia, cercana e intermedia. La zona intermedia une las zonas cercana y a distancia de forma cosméticamente aceptable, en el sentido de que no debería haber discontinuidades visibles en la lente para la gente que observa la lente del portador. El diseño de la zona intermedia se basa en una línea denominada "trayectoria del ojo" a lo largo de la cual la potencia óptica de la lente aumenta más o menos uniformemente.

15 Las lentes progresivas de la técnica anterior intentan optimizar la superficie completa de la lente usando el criterio de optimización global, mediante sus cantidades de superficie o de trazado por rayos (óptico) que se van optimizar. El documento de Patente WO 00/73846 divulga tales lentes. Este enfoque no tiene en cuenta que la lente progresiva tiene dos áreas funcionalmente distintas: las de la visión foveal a distancias de objeto lejana, intermedia y cercana, y otras únicamente para la visión periférica. Además, la cuestión del equilibrio apropiado entre los tamaños de las zonas destinadas a la visión nítida a distancia y cercana, respectivamente, no se ha abordado hasta la fecha.

20 Los ensayos clínicos y las encuestas a profesionales sugieren que la mayoría de las lentes progresivas en el mercado actual exhiben una tendencia sustancial hacia el rendimiento de la visión a distancia en detrimento de la visión cercana. Además, se ha prestado poca atención a la óptica de la zona para la visión intermedia.

25 Además, la cuestión de la binocularidad óptica se ha abordado en las lentes progresivas de la técnica anterior únicamente con respecto a la visión cercana y se ocupa principalmente de la selección de la inserción del punto de referencia cercano (NRP).

30 Se produciría un avance considerable en la técnica si se pudiera diseñar una lente oftálmica progresiva de modo que se optimizara para visión foveal, es decir, minimizando una medida seleccionada de desenfoque óptico, en las zonas a distancia, intermedia y cercana, mientras que las regiones periféricas de la lente se optimizaran para reducir la incomodidad y la sensación de mareo que se originan en la visión periférica para la lente progresiva. Además, se produciría un avance considerable en la técnica si la lente progresiva de uso general se diseñara con los tamaños de zona equilibrados para proporcionar al portador habitual la misma satisfacción en el rendimiento de la visión a distancia y en el rendimiento de la visión cercana.

35 Además, se produciría otro avance en la técnica si el diseño de la lente progresiva asegurara que se mantuviera una buena binocularidad óptica cuando se mueve de cometidos de visión cercano a intermedio.

40 Las lentes progresivas semiacabadas se diseñan habitualmente en una serie de curvas base y potencias de adición para cumplir los requisitos de un amplio intervalo de prescripciones. Esto presenta el problema de la variabilidad del rendimiento de la lente con la prescripción del portador. Dado el amplio intervalo de prescripciones que existen en la población, sería virtualmente imposible igualar el rendimiento de la lente para todos ellos en todos los parámetros significativos de la lente. Este es particularmente el caso de las variaciones de rendimiento de la lente con la potencia de adición. Pocas series de lentes progresivas de la técnica anterior intentan ocuparse de este problema. Los intentos previos para solucionar este problema han fracasado en identificar las características más importantes de la lente que determinan la percepción del portador del rendimiento global de la lente.

45 Además, se produciría otro avance significativo en la técnica si se redujera la variación de rendimiento de la lente progresiva con la prescripción en al menos algunas de las características de rendimiento más importantes.

50 Por lo tanto, es un objeto de la presente invención superar, o al menos aliviar, una o más de las dificultades y deficiencias relacionadas con la técnica anterior. Estos y otros objetos y características de la presente invención quedarán claros a partir de la siguiente divulgación.

55 El término "corredor", como se usa en el presente documento, significa el área de la zona intermedia de potencia variable unida por contornos nasales y temporales de aberración tolerable para la visión foveal.

60 El corredor tiene una "longitud de corredor" (L), como se usa en el presente documento, que corresponde con la longitud del segmento del lugar de fijación visual que se extiende desde la altura vertical del cruzamiento de acoplamiento (*fitting cross*) (FC) a la longitud vertical del punto de medida de visión cercana.

65 El término "sensación de mareo", como se usa en el presente documento, significa la percepción del portador del movimiento antinatural de objetos dentro del campo visual durante los cometidos visuales dinámicos, que puede

conducir a una sensación de inseguridad, mareo o náuseas.

Las expresiones "error de potencia RMS" o "desenfoque RMS", como se usan en el presente documento, significan

$$E_{RMS} = \left(\frac{\epsilon_{11}^2 + 2\epsilon_{12}^2 + \epsilon_{22}^2}{2} \right)^{1/2}$$

5

donde ϵ es la matriz de error focal definida como la desviación de la matriz de vergencia de la lente Λ de su corrección ideal A_0 en la esfera de referencia y se puede representar por

$$\epsilon = \begin{pmatrix} \epsilon_{11} & \epsilon_{12} \\ \epsilon_{21} & \epsilon_{22} \end{pmatrix}$$

10

donde $\epsilon_{12} = \epsilon_{21}$ por selección del conjunto de la base ortonormal.

15 El término "elemento de lente", como se usa en el presente documento, significa todas las formas de cuerpos ópticos refractivos individuales empleados en las técnicas oftálmicas incluyendo, pero no limitados a, lentes, placas de lente y piezas en bruto semiacabadas que requieren un acabado adicional para una prescripción de un paciente particular. También se incluyen las matrices usadas en la fabricación de lentes y moldes de vidrio progresivos para el moldeado de lentes progresivas en material polimérico tal como el material comercializado con el nombre comercial CR39.

20 El término "astigmatismo o astigmatismo superficial", como se usa en el presente documento, significa una medida del grado en que la curvatura de la lente varía entre planos de intersección que son normales a la superficie de la lente en un punto de la superficie.

25 El término "congruencia de zona", como se usa en el presente documento, significa el área binocular solapada de los contornos de error de potencia RMS de trazado por rayos en un espacio objeto.

30 El término "lugar de fijación visual" significa el conjunto de puntos que son la intersección de la superficie delantera de la lente y la línea de visión del paciente que fija en objetos en el plano medio. El término no significa la trayectoria del movimiento ocular continua requerida. En su lugar, el lugar de fijación visual indica el conjunto de puntos que corresponden a objetos diversamente ubicados en el plano medio.

Por lo tanto, en un primer aspecto de la presente invención, se proporciona un elemento de lente oftálmica progresiva de acuerdo con la reivindicación 1.

35 Se deberá entender que la presente invención permite que se adapte el diseño de la lente progresiva para mejorar funcionalmente por aumento del tamaño de las áreas para la visión foveal nítida, y la aceptación del portador por reducción de la probabilidad de que el portador experimente sensación de mareo.

40 En una realización preferente, se puede reducir la percepción de desenfoque del portador, y por lo tanto mejorar la visión foveal, en una o más de las zonas de visión superior, intermedia e inferior por optimización de las características ópticas de la lente sobre un área limitada mediante una distancia variable prescrita desde el lugar de fijación visual para minimizar el error de potencia RMS. Más preferentemente, el error de potencia RMS se minimiza en las zonas de visión superior e inferior.

45 Preferentemente, la etapa de optimización es tal que la integral de superficie sobre la zona para la visión foveal de error de potencia RMS se minimiza.

50 Más preferentemente, el lugar de fijación visual desde el que se mide el contorno de error de potencia RMS se puede definir mediante medida clínica. El lugar de fijación visual es preferentemente un lugar de fijación promedio que utiliza una distancia interpupilar promedio de población (PD) y una distancia de lectura promedio para un gran número de pacientes que requieren una potencia de adición designada. Esto puede permitir entonces el desarrollo de un lugar de fijación visual promedio representativo que utiliza técnicas de trazado por rayos.

55 Por lo tanto, estableciendo este lugar de fijación visual, los resultados de la optimización se pueden mejorar considerablemente.

En una forma preferente, la superficie del elemento de lente tiene un desenfoque reducido mientras que mantiene una binocularidad o congruencia de zona considerable en las zonas de visión inferior e intermedia.

Más preferentemente, la superficie del elemento de lente se diseña de la siguiente manera:

5 se ajusta una función spline cúbica aproximadamente en forma de S para describir el intervalo completo de distancias de objeto intermedias entre el cruzamiento de acoplamiento (FC) y el punto de referencia de visión cercana (NRP);
 se ajusta una segunda función spline cúbica aproximadamente en forma de S para describir la variación de la potencia de adición de vergencia óptica de la lente de modo que no exceda el valor de profundidad de enfoque del portador en el FC y proporcione la potencia de adición de superficie designada nominal requerida en el NRP;
 10 se calcula una línea en la superficie delantera de la lente que corresponde al lugar de fijación visual utilizando técnicas de trazado por rayos;
 y se optimizan las características de la superficie sobre el área especificada para reducir o minimizar la integral de superficie del error de potencia RMS ponderado y, por ejemplo, se computa por trazado por rayos iterativo de la lente objetivo para la prescripción escogida, la configuración ojo-lente y la distribución de distancia de objeto variable.

15 En una realización preferente adicional de la presente invención, por ejemplo, para pacientes emétopes cercanos (por ejemplo, que requieren potencias de superficie de aproximadamente -1,50 D a aproximadamente +1,50 D), el diseño de la zona de visión superior y la zona de visión inferior puede ser tal que proporcione básicamente la misma satisfacción para un portador promedio en la potencia de adición designada del elemento de lente. Por ejemplo, los tamaños respectivos de las zonas de visión superior e inferior se pueden seleccionar para equilibrar básicamente el rendimiento óptico para la visión a distancia y cercana.

20 Más preferentemente, el tamaño del campo óptico de visión en la zona de visión inferior o cercana se puede mantener básicamente constante para un objeto espaciado a una distancia preseleccionada del ojo del portador, independiente de la curva base. El campo óptico de visión se mide como el área limitada por el contorno de error de potencia RMS que corresponde al valor del umbral establecido clínicamente para el desenfoque que es molesto para los portadores, por ejemplo aproximadamente 0,75 D en la zona cercana.

30 Como se ha discutido anteriormente, el elemento de lente oftálmica progresiva de acuerdo con la presente invención proporciona una reducción en el fenómeno de sensación de mareo en la región periférica y por lo tanto una mejora en la visión periférica. Por lo tanto, la visión periférica del portador puede mejorar mediante una optimización dirigida individualmente de las regiones periféricas de la superficie del elemento de lente oftálmica progresiva para reducir el impacto del fenómeno de sensación de mareo.

35 La sensación de mareo se puede reducir en la región periférica reduciendo o minimizando una o más características de superficie que se ha descubierto que correlacionan con el fenómeno de sensación de mareo, en particular la desviación de potencia de adición sagital.

40 Como se ha mencionado anteriormente, la superficie del elemento de lente se diseña de modo que la desviación de un valor preseleccionado de la potencia de adición sagital se reduce o minimiza, dentro de la región periférica.

El valor preseleccionado de la potencia de adición sagital es aproximadamente igual a la mitad de la potencia de adición nominal en la zona de visión inferior o cercana.

45 Además, en una realización preferente adicional de la presente invención, la cantidad de astigmatismo superficial se puede controlar dentro de la región periférica, ya que los niveles altos de esta cantidad pueden causar incomodidad en el portador.

50 Por lo tanto, la superficie del elemento de lente puede tener un valor reducido o minimizando de astigmatismo superficial, dentro de la región periférica.

Preferentemente, la superficie del elemento de lente tiene una suma ponderada minimizada de variación de astigmatismo superficial y potencia de adición sagital.

55 Por lo tanto, en este aspecto de la presente invención se proporciona un elemento de lente oftálmica progresiva, como se ha descrito anteriormente, donde la superficie del elemento de lente progresiva exhibe una distribución modificada del astigmatismo superficial en la región periférica.

60 Preferentemente, la distribución del astigmatismo superficial en la región periférica adyacente a la zona de visión superior o a distancia exhibe un bajo gradiente con respecto al gradiente próximo a la zona de visión inferior o cercana.

65 Preferentemente, el valor máximo de potencia de adición sagital en dos sectores que se extienden un radio de 30 mm fuera del cruzamiento de acoplamiento (FC) y que abarcan un ángulo de 60°, centrados en la línea horizontal que pasa a través del FC, se mantiene en un nivel relativamente bajo. Preferentemente, no debería exceder dos tercios de la potencia de adición sagital máxima en la zona de visión inferior o cercana.

Preferentemente, el nivel máximo de astigmatismo superficial periférico se mantiene a un nivel relativamente bajo, por ejemplo, no mayor que la potencia de adición del elemento de lente progresiva dentro de un radio de aproximadamente 30 mm alrededor del cruzamiento de acoplamiento (FC) del mismo.

5 Más preferentemente, la distribución de astigmatismo superficial en la zona de visión a distancia puede exhibir un gradiente relativamente bajo próximo a la periferia de la lente. Por lo tanto, la frontera entre las regiones a distancia y periférica se puede caracterizar como relativamente suave.

10 Los Solicitantes han descubierto que un buen rendimiento en la periferia de la visión, y en particular una reducción en el nivel de "sensación de mareo", se ha descubierto que ayuda a la aceptación del portador.

15 Las modificaciones que se han discutido anteriormente pueden, por ejemplo, tanto reducir la sensibilidad a errores de ajuste como hacer que la lente se adapte con mayor facilidad, ya que la transición entre la zona periférica a distancia e intermedia es menos perceptible. También puede permitir una mayor suavidad de la tasa de cambio del componente circunferencial del gradiente de prisma sobre grandes áreas de la zona periférica disminuyendo la sensación incómoda de sensación de mareo que puede inducir una lente progresiva.

20 Se deberá entender que el elemento de lente oftálmica de acuerdo con la presente invención puede formar uno de una serie de elementos de lente.

Por lo tanto, en un aspecto adicional de la presente invención, se proporciona una serie de elementos de lente oftálmica progresiva de acuerdo con la reivindicación 13.

25 Como se ha descrito anteriormente, la percepción de desenfoque del portador se puede reducir, y por lo tanto mejorar la visión foveal, en una o más de las zonas de visión superior, intermedia e inferior por optimización de la superficie de la lente sobre un área limitada por una distancia variable prescrita desde el lugar de fijación visual para minimizar el error de potencia RMS.

30 Preferentemente, la etapa que optimización es tal que la integral de superficie del error de potencia RMS ponderado se minimiza sobre un área limitada por una distancia variable prescrita desde el lugar de fijación visual en una o más de las zonas de visión superior, intermedia e inferior.

35 Más preferentemente, el lugar de fijación visual desde el que se miden los contornos de error de potencia RMS es un lugar de fijación promedio para un gran número de pacientes que utilizan una distancia interpupilar promedio de la población y una distancia de lectura promedio para portadores que requieren una potencia de adición designada.

40 Además, para cada elemento de lente oftálmica progresiva, se puede establecer un lugar de fijación visual "promedio representativo" para cada categoría de portador utilizando métodos directos de medida clínica, como se ha descrito anteriormente.

Cada superficie de elemento de lente puede tener un desenfoque reducido mientras que mantiene una binocularidad o congruencia de zona considerable en las zonas de visión cercana e intermedia.

Por lo tanto, cada superficie de elemento de lente se puede diseñar de la siguiente manera:

45 se describe una función spline cúbica aproximadamente en forma de S para describir el intervalo completo de distancias de objeto intermedias entre el cruzamiento de acoplamiento (FC) y el punto de referencia de visión cercana (NRP);
 50 se describe una segunda función spline cúbica aproximadamente en forma de S para describir la variación de la potencia de adición de vergencia óptica de la lente de modo que no exceda el valor de profundidad de enfoque del portador en el FC y proporcione la potencia de adición de superficie designada nominal requerida en el NRP;
 se calcula una línea en la superficie delantera de la lente que corresponde al lugar de fijación visual utilizando técnicas de trazado por rayos; y
 55 se optimizan las características de la superficie sobre el área especificada para reducir o minimizar la integral de superficie del error de potencia RMS ponderado.

60 Más preferentemente, el tamaño del campo óptico de visión nítida en la zona de visión inferior o cercana de cada elemento de lente oftálmica progresiva se puede mantener básicamente constante para un objeto espaciado a una distancia preseleccionada desde el ojo del portador, independiente de la curva base, midiéndose el campo óptico de visión nítida como el área limitada por el contorno de error de potencia RMS correspondiente a aproximadamente 0,75 D en la zona cercana.

65 En una realización preferente adicional de este aspecto de la presente invención, el elemento de lente oftálmica progresiva de acuerdo con la presente invención proporciona una reducción en el fenómeno de sensación de mareo en la región periférica y por lo tanto un aumento en la visión periférica. Por lo tanto, la visión periférica del portador puede mejorar mediante una optimización dirigida individualmente de las regiones periféricas de la superficie del

elemento de lente oftálmica progresiva para reducir el impacto del fenómeno de sensación de mareo. La etapa de optimización se puede basar en el criterio de reducir o minimizar una o más características ópticas que se ha descubierto que correlacionan con el fenómeno de sensación de mareo, en particular la potencia de adición sagital y/o el astigmatismo superficial. Preferentemente, la optimización se consigue diseñando cada superficie de elemento

5 de lente para minimizar la suma ponderada de dos o más características de sensación de mareo, como se ha descrito anteriormente.

Además, en una realización preferente adicional de este aspecto de la presente invención, la cantidad de astigmatismo superficial se puede controlar dentro de la región periférica, ya que los niveles altos de esta cantidad pueden causar incomodidad en el portador.

10

En esta realización, cada lente se diseña para reducir la sensación de mareo de modo que se reduce o minimiza la desviación de un valor preseleccionado de la potencia de adición sagital, dentro de la región periférica.

15 Más preferentemente, cada superficie de elemento de lente tiene un valor reducido o minimizado de astigmatismo superficial, dentro de la región periférica.

En una forma particularmente preferente, cada superficie de elemento de lente tiene una suma ponderada minimizada de variación de astigmatismo superficial y potencia de adición sagital.

20

Los Solicitantes han construido cuidadosamente objetos específicos para trazado por rayos para evaluar las zonas de visión disponibles para visión nítida a distancia y cercana, respectivamente, y para cuantificar el tamaño de estas zonas en el espacio objeto. El objeto seleccionado para evaluar el tamaño de la zona disponible para la visión nítida a distancia es un rectángulo de 8 x 4 m colocado verticalmente 8 m delante de los ojos del portador y centrado en la dirección de la línea recta de la mirada del ojo derecho. Se usa una distancia interpupilar promedio, PD de 64 mm obtenida a partir de datos clínicos, en el cálculo de los tamaños de las zonas de visión a distancia y cercana.

25

El objeto para evaluar el tamaño de la zona disponible para la visión nítida cercana consiste en un rectángulo plano del tamaño de un folio A3 (420 x 297 mm) inclinado 15° del plano vertical. La distancia del objeto cercano desde el ojo usado para trazado por rayos depende de la potencia de adición de la lente y se obtiene a partir de datos clínicos. Las áreas de visión nítida se evalúan a partir de las áreas dentro de los contornos de error de potencia RMS de trazados por rayos correspondientes a los umbrales establecidos clínicamente de desenfoque molesto. Estos valores difieren para la visión a distancia y cercana y son aproximadamente 0,50 D y 0,75 D, respectivamente. Se tiene en cuenta una reserva acomodativa de (2,50 - adición) D cuando se evalúa el error de potencia RMS experimentado por el portador. Los tamaños de zona disponibles para la visión nítida se informan como fracciones porcentuales del área completa del objeto seleccionado.

30
35

A modo de ejemplo, los solicitantes han descubierto que los tamaños de los objetos a distancia y cercanos se equilibran básicamente para trazado por rayos del elemento de lente de potencia de adición de 2,00 D emétrope central para una potencia de distancia al plano cuando las zonas nítidas de visión para ambos objetos seleccionados a distancia y cercano representan aproximadamente un 50 %.

40

Más preferentemente, el rendimiento óptico de la zona de visión inferior o cercana y la región periférica se igualan básicamente para una potencia de adición determinada y para cada curva base. Esto se ilustra en la serie de diseño de lente que se muestra posteriormente en la Figura 4.

45

Es particularmente preferente que el valor máximo de potencia de adición sagital en dos sectores que se extienden un radio de aproximadamente 30 mm fuera del cruzamiento de acoplamiento (FC) y abarcan un ángulo de 60° centrados en la línea horizontal que pasa a través del FC no sea más de dos tercios de la potencia de adición sagital máxima en la zona de visión cercana.

50

En un aspecto preferente adicional, cada superficie de elemento de lente exhibe una distribución modificada de potencia superficial y/o astigmatismo superficial en la región periférica.

55 Por ejemplo, el nivel máximo de astigmatismo superficial periférico se mantiene en un nivel relativamente bajo dentro de un radio de aproximadamente 30 mm del cruzamiento de acoplamiento (FC) de cada elemento de lente.

En una realización preferente de este aspecto de la presente invención, la serie de elementos de lente oftálmica progresiva puede incluir además:

60

un segundo conjunto de elementos de lente de acuerdo con la reivindicación 25.

La primera y segunda categorías de paciente a las que se hace referencia en el presente documento se pueden seleccionar entre el grupo que consiste en miopes, emétropes e hipermétropes.

65

Preferentemente, la primera categoría son pacientes emétopes y la segunda categorías son pacientes miopes.

La expresión "pacientes miopes" significa pacientes que padecen miopía: una afección del ojo en la que los rayos de luz paralelos quedan enfocados delante de la retina, y que se corrige con una lente divergente.

5 La expresión "pacientes emétopes" significa pacientes que exhiben una afección del ojo, en la que los rayos de luz paralelos quedan enfocados aproximadamente en la retina.

10 La expresión "pacientes hipermétropes" significa pacientes que padecen hipermetropía. Esta es una afección del ojo en la que los rayos de luz paralelos quedan enfocados detrás de la retina, y que se corrige con una lente convergente.

15 Cuando la primera categoría de pacientes son pacientes emétopes, el diseño de la zona de visión superior y de la zona de visión inferior puede ser tal que proporcione básicamente la misma satisfacción para el portador promedio en la potencia de adición designada de cada elemento de lente. Por lo tanto, los respectivos tamaños del campo óptico de visión en las zonas de visión superior e inferior se seleccionan para equilibrar básicamente el rendimiento óptico para visión a distancia y cercana.

20 Por ejemplo, los tamaños de los objetos a distancia y cercanos que se han descrito anteriormente se equilibran básicamente para elementos de lente de potencia de adición de 2,00 D emétrope cuando los campos ópticos de visión para objetos tanto cercanos como a distancia representan aproximadamente un 50 % del tamaño total de los objetos.

25 En aún otra realización preferente, la serie de elementos de lente oftálmica progresiva puede incluir además un tercer conjunto de elementos de lente de acuerdo con la reivindicación 27.

30 La tercera categoría de pacientes difiere de la primera y segunda categorías y se puede seleccionar entre pacientes miopes, emétopes o hipermétropes. Preferentemente, la tercera categoría de pacientes son pacientes hipermétropes.

35 En una forma preferente de este aspecto de la presente invención, el tamaño del campo óptico de visión nítida en la zona de visión inferior se mantiene básicamente constante para un objeto espaciado a una distancia preseleccionada del ojo del portador, independiente de la curva base; midiéndose el campo óptico de visión nítida como el área limitada por el contorno de error de potencia RMS correspondiente a aproximadamente 0,75 D.

40 Como se ha indicado anteriormente, los solicitantes han descubierto que los requisitos de diseño para las lentes progresivas difieren en lo que se refiere a si el portador es miope, emétrope, hipermetrope, u otra categoría de paciente, la curva base de la lente, la prescripción de distancia y el nivel de potencia de adición requerido por el portador.

La serie de lentes oftálmicas progresivas puede incluir cuatro o más conjuntos de lentes para acomodar otros grupos de pacientes. Por ejemplo, se pueden incluir conjuntos adicionales de lentes para pacientes altamente miopes y/o pacientes altamente hipermétropes.

45 La serie de elementos de lente oftálmica progresiva puede incluir preferentemente 5 curvas base con, por ejemplo, 9 a 12 potencias de adición por curva base, por ejemplo en incrementos de 0,25 D, resultando en un total de hasta 60 pares de elementos de lente discretos (izquierdo y derecho).

50 En un aspecto adicional de la presente invención, se entenderá que el diseño de la zona intermedia del o de cada elemento de lente oftálmica progresiva se basa en una línea denominada "trayectoria del ojo" o "lugar de fijación visual" a lo largo de la cual la potencia óptica de la lente aumenta más o menos uniformemente. Es normal seleccionar una trayectoria del ojo para acomodar una convergencia supuesta de los ojos a lo largo de la trayectoria que comienza en el cruzamiento de acoplamiento en la zona a distancia y que se inclina nasalmente en la zona de visión inferior o cercana.

55 La mayoría de las lentes progresivas convencionales se diseñen basándose en trayectorias oculares que se optimizan en la región de visión inferior para una distancia de refracción de 40 cm o más cercana, una distancia en un extremo del intervalo normal.

60 Los Solicitantes han descubierto que, para mejorar adicionalmente el rendimiento óptico dentro de la zona de visión inferior o cercana y la zona intermedia, es necesario tener diseños ópticos diferentes para portadores que requieran respectivamente potencias de adición bajas y potencias de adición altas, y esto a su vez afecta la forma y posición de la trayectoria del ojo o del lugar de fijación visual.

65 Los Solicitantes han descubierto además que el diseño debería ser tal que refleje las distancias de lectura verdaderas para portadores que requieran mayores potencias de adición.

Por lo tanto, en un aspecto preferente adicional de la presente invención, el elemento de lente oftálmica progresiva o cada elemento de lente dentro de un conjunto, que tiene una potencia de adición baja, exhibe un perfil de evolución de potencia relativamente plano justo por debajo del cruzamiento de acoplamiento (FC); y

5 que tiene una potencia de adición alta exhibe una evolución de potencia relativamente pronunciada justo por debajo del FC y una caída de potencia de superficie por debajo del punto de referencia cercano (NRP).

Los Solicitantes han descubierto sorprendentemente, tras investigación empírica exhaustiva, que la distancia de lectura verdadera para portadores de adición alta difiere de la norma generalmente aceptada en la industria, en concreto el recíproco de la potencia de adición requerida, y que de hecho es ligeramente mayor. Los Solicitantes han descubierto que las modificaciones anteriores en el perfil de evolución de potencia tiene el efecto de aumentar la utilidad de la lente en los portadores de cada grupo de potencias de adición.

15 La expresión "potencias de adición bajas", como se usa en el presente documento, significa potencias de adición hasta e incluyendo 1,50 D.

La expresión "potencias de adición altas", como se usa en el presente documento, significa potencias de adición mayores o iguales que 2,50 D.

20 Por ejemplo, para un usuario de una potencia de adición de 3,00 D, la distancia de lectura supuesta en la técnica anterior es aproximadamente 33 cm. Los Solicitantes han descubierto que, por ejemplo, la distancia de lectura verdadera promedio para un portador de potencia de adición de 3,00 D es aproximadamente 37 cm y para un portador de potencia de adición de 2,00 D es aproximadamente 42 cm.

25 Se reconocerá que la "caída" del perfil de evolución de potencia en los diseños de lente de potencia de adición alta da como resultado una zona de visión inferior o cercana que proporciona un desenfoque relativamente bajo en las distancias de lectura promedio representativas para portadores que requieren las potencias de adición mayores seleccionadas.

30 Se reconocerá además que para portadores que requieren potencias de adición bajas, existe una mayor área de visión nítida alrededor del cruzamiento de acoplamiento (FC) de cada elemento de lente oftálmica progresiva. Estas modificaciones pueden proporcionar una sensibilidad reducida a errores de ajuste para los portadores que requieren únicamente potencias de adición bajas, es decir, portadores presbíopes por primera vez.

35 Además, esto permite el uso de la zona de distancia del elemento de lente para la visión de objetos a distancias intermedias, por ejemplo, monitores de ordenador, ya que los portadores de potencia de adición baja aún exhiben una considerable reserva acomodativa.

40 Los Solicitantes han descubierto además que el rendimiento óptico, y por lo tanto la aceptación del portador, mejora además cuando la forma de la trayectoria del ojo, cuando se mueve desde cometidos intermedios a cercanos, o viceversa, es tal que se mantiene una buena binocularidad óptica o congruencia de zona.

Se entenderá que para conseguir un ajuste apropiado con, por ejemplo, un par de lentes multifocales segmentadas, es preferente espaciar los centros ópticos de la parte a distancia de ambas lentes en unas gafas de acuerdo con la distancia interpupilar del paciente (PD) que corresponde a la visión a distancia y alinear los segmentos de modo que se consiga un rendimiento visual binocular correcto. Para hacer esto, es necesario alinear los segmentos de las lentes de modo que los centros del segmento coincidan con las líneas binoculares de vista y de modo que las fronteras visuales creadas por los contornos de los segmentos se superpongan para obtener el máximo campo de visión binocular posible.

50 Del mismo modo, para las lentes progresivas es necesario alinear el lugar de fijación visual con la línea central de las zonas intermedia y cercana, de modo que las fronteras de las zonas nítidas de visión, formadas por los contornos de desenfoque molesto para cada ojo, se superpongan para conseguir el máximo campo de visión binocular posible.

55 Por lo tanto, en un aspecto preferente, se proporciona un elemento de lente oftálmica progresiva de acuerdo con la reivindicación 32.

Los Solicitantes han descubierto que el rendimiento del elemento de lente puede mejorar, con respecto a las lentes de la técnica anterior, ajustando el equilibrio de la congruencia de zona, y en particular mejorar la congruencia de zona en la zona intermedia, aunque en detrimento de una ligera disminución de la congruencia de zona en la zona de visión inferior.

60 En particular, el grado de congruencia de zona puede por lo tanto disminuir ligeramente en la zona de visión inferior en el extremo de los contornos asociados con el desenfoque molesto.

65

El elemento de lente oftálmica progresiva de acuerdo con este aspecto de la presente invención puede formar una de una serie de elementos de lente como se ha descrito anteriormente.

5 Los Solicitantes han reconocido que el hecho de que la zona intermedia de, por ejemplo, una lente progresiva de uso general sea la menor de las tres zonas destinadas para la visión foveal nítida y con el aumento del uso de los ordenadores, por ejemplo en la población presbiope, que a menudo requiere la visión prolongada a través de esta pequeña zona, sugiere la importancia de asegurar una buena superposición binocular entre las zonas para visión intermedia de las lentes del ojo izquierdo y derecho.

10 El grado de binocularidad óptica o congruencia de zona se puede medir utilizando técnicas de trazado por rayos. Por ejemplo, se puede disponer el trazado por rayos binocular para el plano inclinado 10° con respecto al plano vertical a una distancia de aproximadamente 70 cm desde la córnea del portador. La acomodación para esta distancia del objeto intermedia se supone que es en este ejemplo de un 60 % de la que se podría ejercitar para la visión cercana. La distancia interpupilar promedio PD se supone que es 64 mm.

15 La mejora en la congruencia de zona en la zona intermedia se puede conseguir en detrimento de una ligera disminución aparente en la congruencia de zona en la zona de visión inferior o cercana. Sin embargo, esta pérdida se produce en el extremo de los contornos de umbral de desenfoque molesto y es poco probable que sea importante para la visión cercana del portador. Esto se ilustra posteriormente en las Figuras 5A a 5H.

20 **Descripción matemática de la superficie de la lente**

En otro aspecto más de la presente invención, se proporciona un método de diseño de un elemento de lente oftálmica progresiva de acuerdo con la reivindicación 34.

25 La primera función de calidad que se tiene que minimizar puede ser la siguiente:

$$M_1 = \int_R W(\zeta, y) \varepsilon_{RMS}^2(\zeta, y) d\zeta dy$$

30 donde $W(\zeta, y)$ son los coeficientes de ponderación y la integración se hace sobre el área de la superficie de la lente.

Preferentemente, la segunda función de calidad se establece para minimizar además el valor de potencia y/o astigmatismo superficial dentro de la región periférica.

35 La función de calidad que se tiene que minimizar en la segunda fase del proceso de optimización puede ser una función de calidad compuesta M que está compuesta por dos partes, de la siguiente manera

$$M = M_p + M_{p1}$$

40 donde

$$M_p = W_f \int_{R_p} \varepsilon_{RMS}^2(\zeta, y) d\zeta dy$$

45 y

$$M_{p1} = \int_{R_f} \{W_1 \Delta^2(\zeta, y) + W_2 [K_{\theta\theta}(\zeta, y) - P_\theta]^2\} d\zeta dy$$

donde

50 ε_{RMS} es el error de potencia (RMS) de trazado por rayos de la superficie, con respecto a una superficie de partida determinada;

Δ es el astigmatismo superficial;

$K_{\theta\theta}$ es la curvatura sagital;

P_θ es una curvatura sagital objetivo determinada;

W_f, W_1, W_2 son coeficientes de ponderación seleccionados apropiadamente,

55 R_f es la parte de la lente que se destina principalmente para visión "foveal", y

R_p es la parte de la lente que se destina únicamente para visión periférica.

Habitualmente, el factor de ponderación W_F para el componente foveal de esta función de calidad se fija para que sea mucho mayor que los factores de ponderación usados en el componente periférico asegurando que las zonas foveales cambien muy poco mientras que se optimiza la zona periférica.

El elemento de lente oftálmica progresiva de acuerdo con la presente invención se puede formular a partir de cualquier material adecuado. Se puede usar un material polimérico. El material polimérico puede ser de cualquier tipo adecuado. El material polimérico puede incluir un material termoplástico o termoestable. Se puede usar un material de tipo carbonato de dialil glicol, por ejemplo CR-39 (PPG Industries).

El artículo polimérico se puede formar a partir de composiciones de moldeo polimérico reticulable como se describe, por ejemplo, en los documentos de los Solicitantes de Patente de Estados Unidos 4.912.155, Solicitud de Patente de Estados Unidos N° 07/781,392, Solicitudes de Patente Australiana 50581/93, 50582/93, 81216/87, 74160/91 y Memoria Descriptiva de Patente europea 453159A2, las divulgaciones completas de los cuales se incorporan en el presente documento por referencia.

El material polimérico puede incluir un colorante, preferentemente un colorante fotocromico, que se puede añadir, por ejemplo, a la formulación de monómero que se usa para producir el material polimérico.

El elemento de lente oftálmica de acuerdo con la presente invención puede incluir además revestimientos convencionales adicionales en la parte delantera y posterior, incluyendo revestimientos electrocromicos.

La superficie delantera de la lente puede incluir un revestimiento antirreflectante (AR), por ejemplo del tipo que se describe en el documento de Patente de Estados Unidos 5.704.692 de los Solicitantes, la divulgación completa del cual se incorpora por referencia en el presente documento.

Las superficies de la lente pueden incluir un revestimiento resistente a la abrasión, por ejemplo, del tipo que se describe en el documento de Patente de Estados Unidos 4.954.591 de los Solicitantes, la divulgación completa del cual se incorpora por referencia en el presente documento.

Las superficies delantera y posterior pueden incluir además uno o más adiciones usadas convencionalmente en composiciones de moldeo tales como inhibidores, colorantes incluyendo colorantes termocromicos y fotocromicos, por ejemplo como se han descrito anteriormente, agentes polarizantes, estabilizantes UV y materiales capaces de modificar el índice de refracción.

A continuación, la presente invención se describirá con mayor detalle por referencia a figuras anexas y ejemplos. Se debería entender, sin embargo, que la descripción que sigue a continuación es únicamente ilustrativa y no se debería tomar en ningún caso como una restricción de la generalidad de la invención descrita anteriormente.

En las figuras:

Las Figuras 1A, 1B y 1C ilustran una serie de trazados de contorno del astigmatismo superficial de elementos de lente óptica progresiva de acuerdo con la presente invención, que tienen respectivamente superficies de 3,25 D de base, 4,50 D de base, y 6,25 D y potencias de adición de 1,50 D, 2,00 D y 2,50 D. La línea de contorno gris corresponde a 0,25 D, el primer contorno sombreado representa 0,5 D y los demás contornos se incrementan en 0,5 D. El diámetro de cada círculo es 60 mm. También se muestran las líneas de marca de tinta que indican la línea de referencia del diseño, el FC y los arcos centrados en los puntos de medida para la potencia distancia y la potencia cercana.

Las Figuras 2A, 2B y 2C ilustran una serie de trazados de contorno de la compensación de potencia media superficial mediante la potencia de la curva base de elementos de lente óptica progresiva de acuerdo con la presente invención, que tienen respectivamente superficies de 3,25 D de base, 4,50 D de base, y 6,25 D de base y potencias de adición de 1,50 D, 2,00 D y 2,50 D. Los valores de contorno son los mismos que en la Figura 1.

Las Figuras 3A, 3B y 3C ilustran una serie de trazados de contorno de la compensación de potencia sagital superficial mediante la potencia de la curva base de elementos de lente óptica progresiva de acuerdo con la presente invención, que tienen respectivamente superficies de 3,25 D de base, 4,50 D de base, y 6,25 D de base y potencias de adición de 1,50 D, 2,00 D y 2,50 D. Los valores de contorno son los mismos que en la Figura 1.

Las líneas que se intersecan definen dos sectores que se extienden desde el cruzamiento de acoplamiento (FC) y abarcan cada uno un ángulo de 60° centrado en la línea de referencia.

Los trazados de contorno de las Figuras 1, 2 y 3 ilustran variaciones en el diseño progresivo con curva base y aumento de potencia de adición.

Las Figuras 4A y 4B ilustran una serie de trazados de contorno de los contornos de error de potencia RMS de trazado por rayos para las zonas de visión a distancia y cercana, respectivamente, para los elementos de lente óptica progresiva que tienen, respectivamente, superficies de 3,25 D de base (distancia Rx = -3,00 D), 4,50 D de base (distancia Rx plana), y 6,25 D de base (distancia Rx = +3,00 D) y una potencia de adición de 2,00 D. La línea de contorno que se muestra en cada trazado corresponde a los valores de desenfoque molesto establecidos clínicamente. Para los objetos de visión a distancia este valor es de 0,5 D, y para los objetos de visión cercana el valor es de 0,75 D. Las áreas sombreadas definen áreas por debajo del umbral de contorno de desenfoque molesto y son, en la Figura 4A (visión a distancia) un 52,3 %, un 48,1 % y un 43,3 %, respectivamente, y en la Figura 4B (visión cercana) un 49,6 %, un 48,9 % y un 49,3 %, respectivamente. La disposición del objeto para el trazado por rayos se ha descrito anteriormente. La configuración ojo-lente es la misma que se describe posteriormente en el Ejemplo 1.

Estos trazados demuestran la compensación básica del tamaño de la zona cercana mediante la curva base para el objeto de visión cercana e ilustran la distancia preferente de la relación de tamaño de zona cercana para equilibrar básicamente el rendimiento relativo de estas zonas para los diferentes grados de ametropía.

Las Figuras 5A a 5H ilustran una serie de trazados de contorno de cerca de lentes oftálmicas progresivas en la que 5A, 5C, 5E y 5G son lentes comerciales de la técnica anterior y 5B, 5D, 5F y 5H son elementos de lente oftálmica progresiva de acuerdo con la presente invención.

En las Figuras 5A a 5D (potencia de adición de 1,50 D) y las Figuras 5E a 5H (potencia de adición de 2,00 D) se muestran dos ejemplos de congruencia de zona de binocularidad óptica en lentes de la técnica anterior y de la presente invención. Las Figuras 5A y 5C y las Figuras 5E y 5G ilustran en lentes de la técnica anterior que tienen una curva de 4,50 D de base y una distancia Rx = 0,00 D. Las Figuras 5B y 5D y 5F y 5H ilustran las lentes correspondientes de acuerdo con la presente invención. Los trazados por rayos binoculares muestran los contornos de error de potencia RMS que corresponden a 0,50 D y 0,75 D obtenidos a partir del ojo derecho (líneas continuas) y del ojo izquierdo (líneas punteadas) respectivamente, y se superponen con el objeto de folio A3 (400 x 297 mm) para la visión cercana y de un monitor de ordenador de 21 pulgadas (400 x 300 mm) para la visión intermedia. El área sombreada indica el tamaño de la zona superpuesta binocular para el contorno de desenfoque de 0,5 D. Las respectivas áreas de superposición binocular, expresadas como fracciones porcentuales del área total del objeto, se indican a continuación en la Tabla 1.

TABLA 1

Figura	Potencia de adición (D) (Rx = 0,00 D)	Zona	Superposición binocular (%)
5A (técnica anterior)	1,50	Visión intermedia	RMSPE < 0,5 D = 51,6 %
5B (invención)	1,50	Visión intermedia	RMSPE < 0,5 D = 57,9 %
5C (técnica anterior)	1,50	Visión cercana	RMSPE < 0,5 D = 35,6 % RMSPE < 0,75 D = 59,2 %
5D (invención)	1,50	Visión cercana	RMSPE < 0,5 D = 44,8 % RMSPE < 0,75 D = 67,9 %
5E (técnica anterior)	2,00	Visión intermedia	RMSPE < 0,50 D = 19,6 %
5F (invención)	2,00	Visión intermedia	RMSPE < 0,5 D = 27,7 %
5G (técnica anterior)	2,00	Visión cercana	RMSPE < 0,50 D = 28,4 % RMSPE < 0,75 D = 44,9 %
5H (invención)	2,00	Visión cercana	RMSPE < 0,50 D = 35,7 % RMSPE < 0,75 D = 49,5 %

La Figura 6 es un gráfico que ilustra la variación de la vergencia de objeto y la vergencia de adición con la coordenada Y vertical que se usan para diseñar el elemento de lente oftálmica progresiva en el Ejemplo 1. El origen del sistema de coordenadas está en el FC.

La Figura 7 es un gráfico que ilustra la variación de los factores de ponderación de optimización a lo largo de la trayectoria del ojo para la primera fase del proceso de optimización que se usan para diseñar el elemento de lente oftálmica progresiva en el Ejemplo 1.

La Figura 8 es un gráfico que ilustra la variación de la potencia de adición de superficie media a lo largo de la trayectoria del ojo del elemento de lente oftálmica progresiva en el Ejemplo 1.

La Figura 9 demuestra la distribución del error de potencia RMS del trazado por rayos del elemento de lente oftálmica progresiva del Ejemplo 1 para la potencia de distancia plano, distancia de objeto variable y reserva acomodativa supuesta de 0,5 D. Los valores de contorno son los mismos que en la Figura 1. El diámetro del círculo es 60 mm.

5 La Figura 10 es un gráfico que ilustra a escala la variación en la potencia de adición de superficie media a lo largo de la trayectoria del ojo (perfil de evolución de potencia) para una lente de potencia de adición baja de acuerdo con la presente invención (1,00 D, línea punteada) y una lente de potencia de adición alta de acuerdo con la presente invención (3,00 D, línea continua). El perfil de evolución de potencia de la lente de potencia de adición de 3,00 D está a escala para comparación con la lente de potencia de adición de 1,00 D. La lente de potencia de adición baja exhibe un perfil de evolución de potencia relativamente plano por debajo del FC en $Y = 4$ mm y la lente de potencia de adición alta exhibe una evolución de potencia relativamente pronunciada en este área.

10 La Figura 11 es un gráfico que ilustra la variación en los gradientes de potencia a lo largo de la trayectoria del ojo de las lentes que se ilustran en la Figura 10.

15 La Figura 12 es un gráfico de la satisfacción subjetiva media de portadores emétopes para la visión cercana y a distancia con tres lentes progresivas diferentes (dos lentes comerciales de la técnica anterior y una lente de acuerdo con la presente invención), en una escala de 5 puntos (de 1 - muy mala a 5 - muy buena). El tamaño de muestra N en cada uno de los ensayos de portadores se muestra en la leyenda.

20 Los ensayos ilustran un rendimiento visual básicamente equivalente que conduce a una satisfacción básicamente igual para la visión a distancia y cercana para portadores emétopes que utilizan lentes de acuerdo con la presente invención.

25 **EJEMPLO 1**

Un elemento de lente óptica de acuerdo con la presente invención se puede diseñar de la siguiente manera:

30 Se diseñó un elemento de lente oftálmica progresiva para un portador emélope que requería una distancia plana y corrección cercana de 2,00 D. La lente se hizo de un material plástico de índice de refracción 1,499 y con una curva base de superficie delantera de 4,50 D (con un índice $n = 1,530$), y grosor central de 2 mm.

35 Los parámetros de la "configuración ojo-lente" que se van a especificar para el trazado por rayos son los que siguen a continuación: el centro de la pupila se alinea con un punto a 4 mm por encima de la vertical del centro geométrico (GC), la distancia interpupilar PD es igual a 64 mm, la distancia del centro de rotación del ojo al punto del vértice posterior de la lente es 27 mm, la inclinación pantoscópica de la lente es 7° y el ángulo envolvente horizontal de la lente es cero.

40 La variación de la distancia de vergencia del objeto y de la vergencia de la potencia de adición de la lente con la coordenada vertical en la esfera de referencia a lo largo de la trayectoria del ojo, cuyo origen está en el FC (localizado 4 mm por encima del GC), se muestra en la Figura 6. Los coeficientes de ponderación de optimización tienen la forma de una secuencia de funciones gaussianas unidimensionales combinadas regularmente de la coordenada x centrada en el lugar de fijación visual. La magnitud del coeficiente de ponderación a lo largo del lugar de fijación visual varía con la coordenada y como se ilustra en la Figura 7. La anchura del aumento en un factor de e (e -folding) de esta función gaussiana bidimensional variable es de 25 mm en las regiones mayores de la zona de distancia y disminuye hasta aproximadamente 10 mm en la zona cercana.

45 En primer lugar, un programa seleccionado soluciona el problema de optimización para las áreas destinadas a la visión foveal. Usa la función de calidad de optimización M_1 . El procedimiento de la solución es iterativo y requiere varias iteraciones para llegar a la solución óptima caracterizada por el valor mínimo del error de potencia RMS global.

50 En la segunda fase del proceso de diseño, la función de calidad de optimización se cambia a M_2 y se dispone la distribución de los coeficientes de ponderación de la optimización para separar las regiones periféricas del elemento de lente del área destinada a la visión foveal (que ya se ha optimizado en la primera fase). En este ejemplo, la frontera del área del elemento de lente R_p que se va a optimizar para la visión periférica sigue aproximadamente los contornos de astigmatismo superficial de 1,00 D de los diseños de la primera fase. Los coeficientes de ponderación usados para la segunda fase de optimización fueron los que siguen a continuación:

60

$$\begin{aligned} W_f &= 20,0 \\ W_1 &= 0,15 \\ W_2 &= 1,00 \end{aligned}$$

65 El valor periférico objetivo para la potencia sagital $P_\theta = 5,25$ D (con un índice $n = 1,530$) y el objetivo de astigmatismo superficial es cero.

5 Los contornos de astigmatismo superficial, potencia media y potencia sagital del diseño final se ilustran en las Figuras 1, 2 y 3 (diseño central de la matriz). Los perfiles de potencia media y astigmatismo superficial a lo largo de la trayectoria del ojo se ilustran en la Figura 8. Los contornos de distribución de error de potencia RMS de este diseño de lente trazado por rayos para una distancia de objeto que varía con la coordenada y , como se ilustra en la Figura 6, y constante con la coordenada x , se muestran en la Figura 8.

10 Se entenderá que la invención que se divulga y define en la presente memoria descriptiva se extiende a la totalidad de las combinaciones alternativas de dos o más características individuales mencionadas o evidentes a partir del texto o las figuras. La totalidad de estas combinaciones diferentes constituyen diversos aspectos alternativos de la invención.

15 También se entenderá que el término "comprende" (o sus variantes gramaticales), como se usa en la presente memoria descriptiva, es equivalente al término "incluye" y no se debería tomar como excluyente de la presencia de otros elementos o características.

REIVINDICACIONES

1. Elemento de lente oftálmica progresiva que incluye una superficie de lente que tiene una zona de visión superior que tiene una potencia superficial para conseguir una potencia de refracción que corresponde a visión a distancia,
 5 una zona de visión inferior que tiene una potencia superficial diferente de la zona de visión superior para conseguir una potencia de refracción que corresponde a visión cercana, y una zona intermedia que se extiende a través del elemento de lente que tiene una potencia superficial que varía desde la de la zona de visión superior hasta la de la zona de visión inferior;
 10 teniendo una o más de las zonas de visión superior, intermedia e inferior una medida seleccionada de desenfoque reducida o minimizada para el intervalo correspondiente de distancias de objeto, y donde la medida seleccionada de desenfoque es el error de potencia RMS, y donde la integral de superficie del error de potencia RMS ponderado se minimiza sobre un área limitada por una distancia variable prescrita desde el lugar de fijación visual en una o más de las zonas de visión superior, intermedia e inferior;
 15 teniendo al menos una parte de la región periférica de la superficie del elemento de lente oftálmica una o más características superficiales reducidas o minimizadas, y donde las una o más características superficiales incluyen la desviación de un valor preseleccionado de la potencia de adición sagital donde el valor preseleccionado de la potencia de adición sagital es aproximadamente igual a la mitad de la potencia de adición nominal en la zona de visión inferior.
 20
2. Un elemento de lente de acuerdo con la reivindicación 1, donde el lugar de fijación visual desde el que se miden los contornos de error de potencia RMS, es un lugar de fijación promedio que utiliza una distancia interpupilar promedio y una distancia de lectura promedio de la población para un número de pacientes que requiere una potencia de adición designada.
 25
3. Un elemento de lente de acuerdo con la reivindicación 1, donde el error de potencia RMS ponderado se minimiza en las zonas de visión superior e inferior.
4. Un elemento de lente de acuerdo con la reivindicación 3, donde la superficie del elemento de lente tiene un desenfoque reducido mientras que mantiene una considerable binocularidad o congruencia de zona en las zonas de visión inferior e intermedia.
 30
5. Un elemento de lente de acuerdo con la reivindicación 4, donde la superficie del elemento de lente se diseña de la siguiente manera:
 35 se ajusta una función spline cúbica aproximadamente en forma de S para describir el intervalo completo de distancias de objeto intermedias entre el cruzamiento de acoplamiento (FC) y el punto de referencia de visión cercana (NRP);
 se ajusta una segunda función spline cúbica aproximadamente en forma de S para describir la variación de la potencia de adición de vergencia óptica de la lente de modo que no exceda el valor de profundidad de enfoque del portador en el FC y proporcione la potencia de adición superficial designada nominal requerida en el NRP;
 40 se calcula una línea en la superficie delantera de la lente que corresponde al lugar de fijación visual utilizando técnicas de trazado por rayos; y
 se optimizan las características superficiales sobre el área especificada para reducir o minimizar la integral de superficie del error de potencia RMS ponderado.
 45
6. Un elemento de lente de acuerdo con la reivindicación 1, donde la superficie del elemento de lente tiene un valor reducido o minimizado de astigmatismo superficial, dentro de la región periférica.
7. Un elemento de lente de acuerdo con la reivindicación 6, donde la superficie del elemento de lente tiene una suma ponderada minimizada de variación de astigmatismo superficial y de potencia de adición sagital.
8. Un elemento de lente de acuerdo con la reivindicación 7, donde el valor máximo de la potencia de adición sagital en dos sectores que se extienden fuera de un radio de aproximadamente 30 mm desde el cruzamiento de acoplamiento (FC) y abarcan un ángulo de 60° centrado en la línea horizontal que pasa a través del FC es no más de dos tercios de la potencia de adición sagital máxima en la zona de visión inferior.
 55
9. Un elemento de lente de acuerdo con la reivindicación 1, donde la superficie del elemento de lente progresiva exhibe una distribución modificada de astigmatismo superficial en la región periférica.
 60
10. Un elemento de lente de acuerdo con la reivindicación 9, donde el nivel máximo de astigmatismo superficial periférico se mantiene a un nivel relativamente bajo dentro de un radio de aproximadamente 30 mm del cruzamiento de acoplamiento (FC) del elemento de lente progresiva.
- 65 11. Un elemento de lente de acuerdo con la reivindicación 10, donde el nivel máximo de astigmatismo superficial periférico no es mayor que la potencia de adición nominal del elemento de lente progresiva dentro de un radio de 30

mm alrededor del cruzamiento de acoplamiento.

- 5 12. Un elemento de lente de acuerdo con la reivindicación 9, donde la distribución de astigmatismo superficial en la región periférica adyacente a la zona de visión superior exhibe un gradiente bajo con respecto al gradiente próximo a la zona de visión superior.
- 10 13. Una serie de elementos de lente oftálmica progresiva, incluyendo cada elemento de lente una superficie de lente que tiene una zona de visión superior que tiene una potencia superficial para conseguir una potencia de refracción que corresponde a visión a distancia,
- 15 una zona de visión inferior que tiene una potencia superficial diferente de la zona de visión superior para conseguir una potencia de refracción que corresponde a visión cercana, y una zona intermedia que se extiende a través del elemento de lente que tiene una potencia superficial que varía desde la de la zona de visión superior hasta la de la zona de visión inferior;
- 20 incluyendo la serie de lentes oftálmicas progresivas un primer conjunto de elementos de lente que tiene una curva o curvas base adecuadas para su uso en la provisión de un intervalo de prescripciones de distancia para una primera categoría de pacientes especificada, difiriendo cada elemento de lente dentro de un conjunto en la potencia de adición prescrita e incluyendo un diseño progresivo, de modo que
- 25 una o más de las zonas de visión superior, intermedia e inferior de cada elemento de lente tienen una medida seleccionada de desenfoque reducida o minimizada para el intervalo correspondiente de distancias de objeto, y donde la medida seleccionada de desenfoque es el error de potencia RMS, y donde la integral de superficie del error de potencia RMS ponderado se minimiza sobre un área limitada por una distancia variable prescrita desde el lugar de fijación visual en una o más de las zonas de visión superior, intermedia e inferior;
- 30 al menos una parte de la región periférica de cada superficie de elemento de lente tiene una o más características superficiales reducidas o minimizadas, y donde las una o más características superficiales incluyen la desviación de un valor preseleccionado de la potencia de adición sagital donde el valor preseleccionado de la potencia de adición sagital es aproximadamente igual a la mitad de la potencia de adición nominal en la zona de visión inferior.
- 35 14. Una serie de elementos de lente de acuerdo con la reivindicación 13, donde el lugar de fijación visual desde el que se miden los contornos de error de potencia RMS, es un lugar de fijación promedio que utiliza una distancia interpupilar promedio y una distancia de lectura promedio de la población para un número de pacientes que requiere una potencia de adición designada.
- 40 15. Una serie de elementos de lente de acuerdo con la reivindicación 13, donde el error de potencia RMS ponderado se minimiza en las zonas de visión superior e inferior.
16. Una serie de elementos de lente de acuerdo con la reivindicación 13, donde la superficie de cada elemento de lente tiene un desenfoque reducido mientras que mantiene una considerable binocularidad o congruencia de zona en las zonas de visión inferior e intermedia.
- 45 17. Una serie de elementos de lente de acuerdo con la reivindicación 16, donde la superficie de cada elemento de lente se diseña de la siguiente manera:
- 50 se ajusta una función spline cúbica aproximadamente en forma de S para describir el intervalo completo de distancias de objeto intermedias entre el cruzamiento de acoplamiento (FC) y el punto de referencia de visión cercana (NRP); se ajusta una segunda función spline cúbica aproximadamente en forma de S para describir la variación de la potencia de adición de vergencia óptica de la lente de modo que no exceda el valor de profundidad de enfoque del portador en el FC y proporcione la potencia de adición superficial designada nominal requerida en el NRP;
- 55 se calcula una línea en la superficie delantera de la lente que corresponde al lugar de fijación visual utilizando técnicas de trazado por rayos; y se optimizan las características superficiales sobre el área especificada para reducir o minimizar la integral de superficie del error de potencia RMS ponderado.
- 60 18. Una serie de elementos de lente de acuerdo con la reivindicación 13 donde la superficie de cada elemento de lente tiene un valor reducido o minimizado de astigmatismo superficial, dentro de la región periférica.
19. Una serie de elementos de lente de acuerdo con la reivindicación 18 donde la superficie de cada elemento de lente tiene una suma ponderada minimizada de variación de astigmatismo superficial y de potencia de adición sagital.
- 65 20. Una serie de elementos de lente de acuerdo con la reivindicación 19, donde el valor máximo de la potencia de adición sagital en dos sectores que se extienden fuera de un radio de aproximadamente 30 mm desde el cruzamiento de acoplamiento (FC) y abarcan un ángulo de 60° centrado en la línea horizontal que pasa a través del FC es no más de dos tercios de la potencia de adición sagital máxima en la zona de visión cercana.

21. Una serie de elementos de lente de acuerdo con la reivindicación 13, donde cada superficie del elemento de lente exhibe una distribución modificada de potencia superficial y/o astigmatismo superficial en la región periférica.
- 5 22. Una serie de elementos de lente de acuerdo con la reivindicación 21, donde el nivel máximo de astigmatismo superficial periférico se mantiene a un nivel relativamente bajo dentro de un radio de aproximadamente 30 mm del cruzamiento de acoplamiento (FC) de cada elemento de lente progresiva.
- 10 23. Una serie de elementos de lente de acuerdo con la reivindicación 13, donde la primera categoría de pacientes es de pacientes emétopes.
- 15 24. Una serie de elementos de lente de acuerdo con la reivindicación 23, donde el diseño de la zona de visión superior y de la zona de visión inferior es tal que proporciona una satisfacción básicamente igual para un portador promedio en la potencia de adición designada de cada elemento de lente; las zonas respectivas del campo óptico de visión en las zonas de visión superior e inferior se seleccionan para equilibrar básicamente el rendimiento óptico para visión a distancia y cercana.
- 20 25. Una serie de elementos de lente de acuerdo con la reivindicación 13, que incluye además un segundo conjunto de elementos de lente que tiene una curva o curvas base adecuadas para su uso en la provisión de un intervalo de prescripciones de distancia para una segunda categoría de pacientes; difiriendo cada elemento de lente dentro de un conjunto en la potencia de adición prescrita e incluyendo un diseño progresivo, de modo que una o más de las zonas de visión superior, intermedia e inferior de cada elemento de lente tienen una medida seleccionada de desenfoque minimizada para el intervalo correspondiente de distancias de objeto; y
- 25 al menos una parte de la región periférica de cada superficie de elemento de lente tiene una o más características superficiales minimizadas, donde las una o más características superficiales incluyen la desviación de un valor preseleccionado de la potencia de adición sagital, donde el valor preseleccionado de la potencia de adición sagital es aproximadamente igual a la mitad de la potencia de adición nominal en la zona de visión inferior; difiriendo considerablemente las características superficiales de los elementos de lente del primer conjunto de la zona o zonas que tienen desenfoque minimizado en el diseño progresivo de los elementos de lente correspondientes
- 30 del segundo conjunto debido a las diferencias en los rendimientos ópticos del intervalo de Rx destinado a esta/estas curva/curvas base.
- 35 26. Una serie de elementos de lente de acuerdo con la reivindicación 25, donde la primera categoría de pacientes es de pacientes emétopes y la segunda categoría de pacientes es de pacientes miopes.
- 40 27. Una serie de elementos de lente de acuerdo con la reivindicación 25, que comprende además un tercer conjunto de elementos de lente que tiene una curva o curvas base adecuadas para su uso en la provisión de un intervalo de prescripciones de distancia para una tercera categoría de pacientes; difiriendo cada elemento de lente dentro del tercer conjunto en la potencia de adición prescrita e incluyendo un diseño progresivo, de modo que
- 45 una o más de las zonas de visión superior, intermedia e inferior de cada elemento de lente tienen una medida seleccionada de desenfoque minimizada para el intervalo correspondiente de distancias de objeto; y al menos una parte de la región periférica de cada superficie de elemento de lente tiene una o más características superficiales minimizadas, donde las una o más características superficiales incluyen la desviación de un valor preseleccionado de la potencia de adición sagital, donde el valor preseleccionado de la potencia de adición sagital es aproximadamente igual a la mitad de la potencia de adición nominal en la zona de visión inferior; difiriendo considerablemente las características superficiales de los elementos de lente del tercer conjunto de las zonas que tienen desenfoque minimizado en el diseño progresivo de los elementos de lente correspondientes con la misma potencia de adición del primer y segundo conjuntos debido a las diferencias en los rendimientos ópticos del
- 50 intervalo de Rx destinado a esta/estas curva/curvas base.
- 55 28. Una serie de elementos de lente de acuerdo con la reivindicación 27, donde la tercera categoría de pacientes es de pacientes hipermétropes.
- 60 29. Una serie de elementos de lente de acuerdo con la reivindicación 27, donde el tamaño del campo óptico de visión nítida en la zona de visión inferior se mantiene básicamente constante para un objeto espaciado a una distancia preseleccionada del ojo del portador, independiente de la curva base; midiéndose el campo óptico de visión nítida como el área limitada por el contorno de error de potencia RMS correspondiente a aproximadamente 0,75 D.
- 65 30. Una serie de elementos de lente de acuerdo con la reivindicación 13, e incluyendo elementos de lente que tienen al menos 4 curvas base, teniendo los elementos de lente potencias de adición de 9 a 12 en incrementos de 0,25 D.
31. Una serie de elementos de lente de acuerdo con la reivindicación 13, cada elemento de lente dentro de un conjunto:

que tiene una potencia de adición baja, exhibe un perfil de evolución de potencia relativamente plano justo por debajo del cruzamiento de acoplamiento (FC); y
 que tiene una potencia de adición alta, exhibe una evolución de potencia relativamente pronunciada justo por debajo del FC y una caída de potencia superficial por debajo del punto de referencia cercano (NRP).

5 32. Un elemento de lente de acuerdo con la reivindicación 1 donde
 se minimizan una o más de las zonas de visión superior, intermedia e inferior que tienen una medida seleccionada de desenfoque para el correspondiente intervalo de distancias de objeto, y donde
 10 aumenta el grado de congruencia de zona del elemento de lente en la zona intermedia, y por lo tanto disminuye ligeramente en la zona de visión inferior.

33. Un elemento de lente de acuerdo con la reivindicación 32, donde el grado de congruencia de zona disminuye por lo tanto ligeramente en la zona de visión inferior en el extremo de los contornos asociados con el desenfoque molesto.

15 34. Un método de diseño de un elemento de lente oftálmica progresiva que incluye una primera superficie de lente que tiene una zona de visión superior que tiene una potencia superficial que corresponde a visión a distancia,
 una zona de visión inferior que tiene una potencia superficial diferente de la zona de visión superior para conseguir
 20 una potencia de refracción que corresponde a visión cercana, y una zona intermedia que se extiende a través del elemento de lente que tiene una potencia superficial que varía desde la de la zona de visión superior hasta la de la zona de visión inferior;
 se diseñan ópticamente una o más de las zonas de visión superior, intermedia e inferior para minimizar una medida seleccionada de desenfoque para el intervalo correspondiente de distancias de objeto, donde la medida
 25 seleccionada de desenfoque es el error de potencia RMS, y donde la integral de superficie del error de potencia RMS ponderado se minimiza sobre un área limitada por una distancia variable prescrita desde el lugar de fijación visual en una o más de las zonas de visión superior, intermedia e inferior; y
 diseñándose al menos una parte de la región periférica de la superficie del elemento de lente oftálmica para minimizar una o más características superficiales;
 30 este método incluye seleccionar una función de superficie base para la superficie de la lente donde, para un diseño simétrico, la función de superficie base es un desarrollo de Taylor de la siguiente manera:

$$z(x, y) = z_0(y) + h(y) \cdot x^2 + x^4 \cdot [g_0(y) + g_2(y)x^2 + \dots]$$

12

35 donde las funciones $z_0(y)$ y $h(y)$ se determinan mediante un perfil de evolución de potencia de la trayectoria del ojo deseado $p(y)$
 las funciones $g_i(y)$ son coeficientes libres; y
 40 para un diseño asimétrico, la coordenada x se sustituye por la transformada equivalente

$$\zeta = x - u(y)$$

45 donde la función $u(y)$ describe la variación de la inserción a lo largo de la trayectoria del ojo; y se añaden potencias impares de ζ en el desarrollo de Taylor;
 seleccionar una primera función de calidad para minimizar el error de potencia RMS de trazado por rayos ponderado dentro de las zonas ópticas;
 calcular los coeficientes $g_i(y)$ de la función de superficie que minimizan la primera función de calidad dentro de las zonas de visión superior e inferior del elemento de lente oftálmica;
 50 seleccionar separadamente una segunda función de calidad para minimizar las una o más características superficiales, al menos dentro de la región periférica, donde las una o más características superficiales incluyen la desviación de un valor preseleccionado de potencia de adición sagital donde el valor preseleccionado de potencia de adición sagital es aproximadamente igual a la mitad de la potencia de adición nominal en la zona de visión inferior;
 calcular los coeficientes de la función de superficie que minimizan la segunda función de calidad dentro de la región periférica del elemento de lente oftálmica; y
 55 fabricar un elemento de lente oftálmica que tiene una superficie de lente con una forma de acuerdo con dicha función de superficie modificada.

35. Un método de acuerdo con la reivindicación 34, donde se establece la segunda función de calidad para minimizar además el valor de astigmatismo superficial dentro de la región periférica.

36. Un método de acuerdo con la reivindicación 35 donde la segunda función de calidad es una función de calidad compuesta M de la siguiente manera:

$$M = M_r + M_p,$$

5 donde

$$M_r = W_r \int_{R_f} \epsilon_{RMS}^2(\zeta, y) d\zeta dy$$

10 y

$$M_p = \int_{R_p} (W_1 \Delta^2(\zeta, y) + W_2 [K_{\theta\theta}(\zeta, y) - P_\theta]^2) d\zeta dy$$

donde

- 15 ϵ_{RMS} es el error de potencia (RMS) de trazado por rayos de la superficie, con respecto a una superficie de partida determinada;
 Δ es el astigmatismo superficial;
 $K_{\theta\theta}$ es la curvatura sagital;
 P_θ es una curvatura sagital objetivo determinada;
- 20 W_F, W_1, W_2 son coeficientes de ponderación seleccionados apropiadamente,
 R_F es la parte de la lente que se destina principalmente para visión "foveal", y
 R_p es la parte de la lente que se destina únicamente para visión periférica.

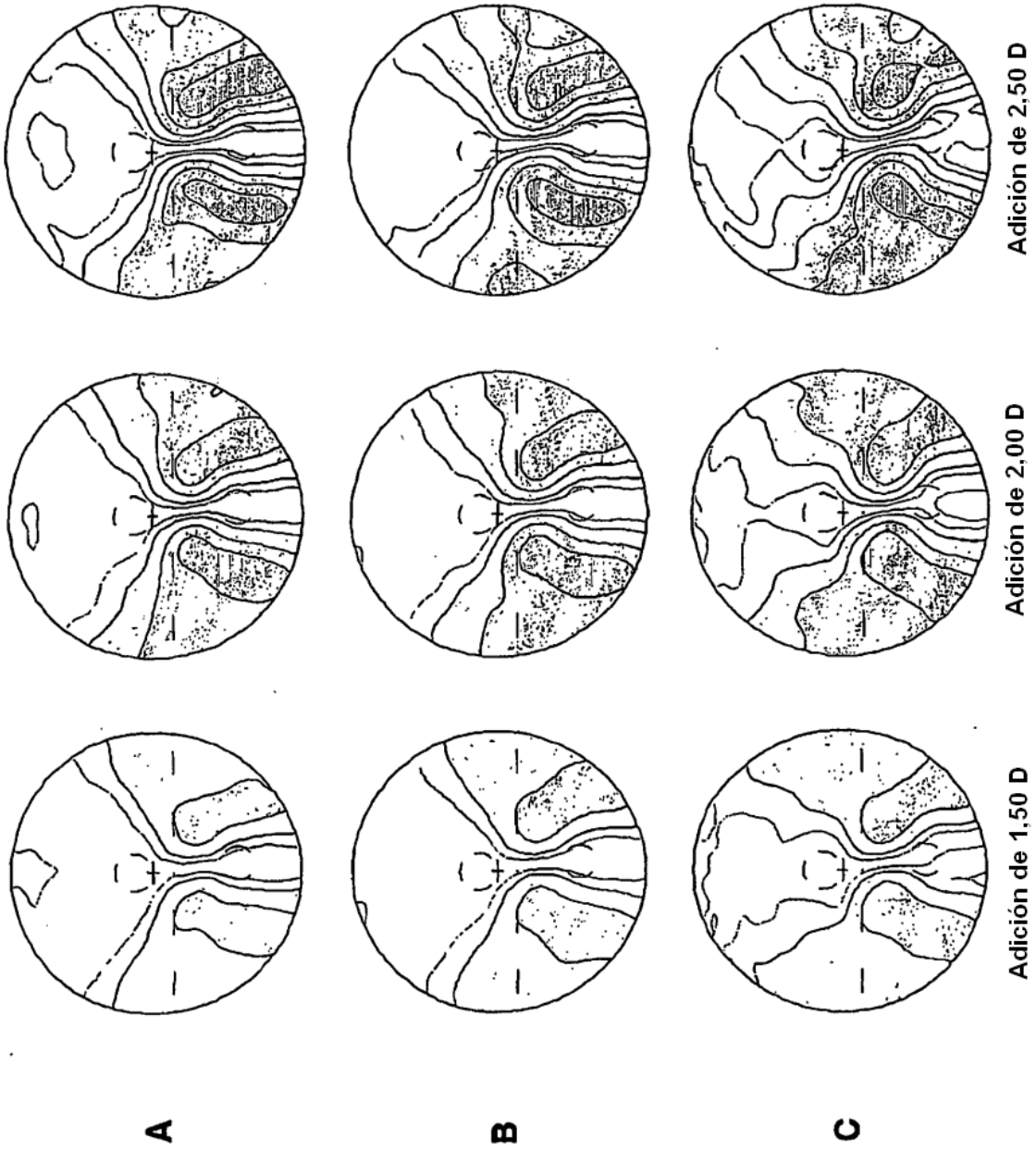


FIGURA 1

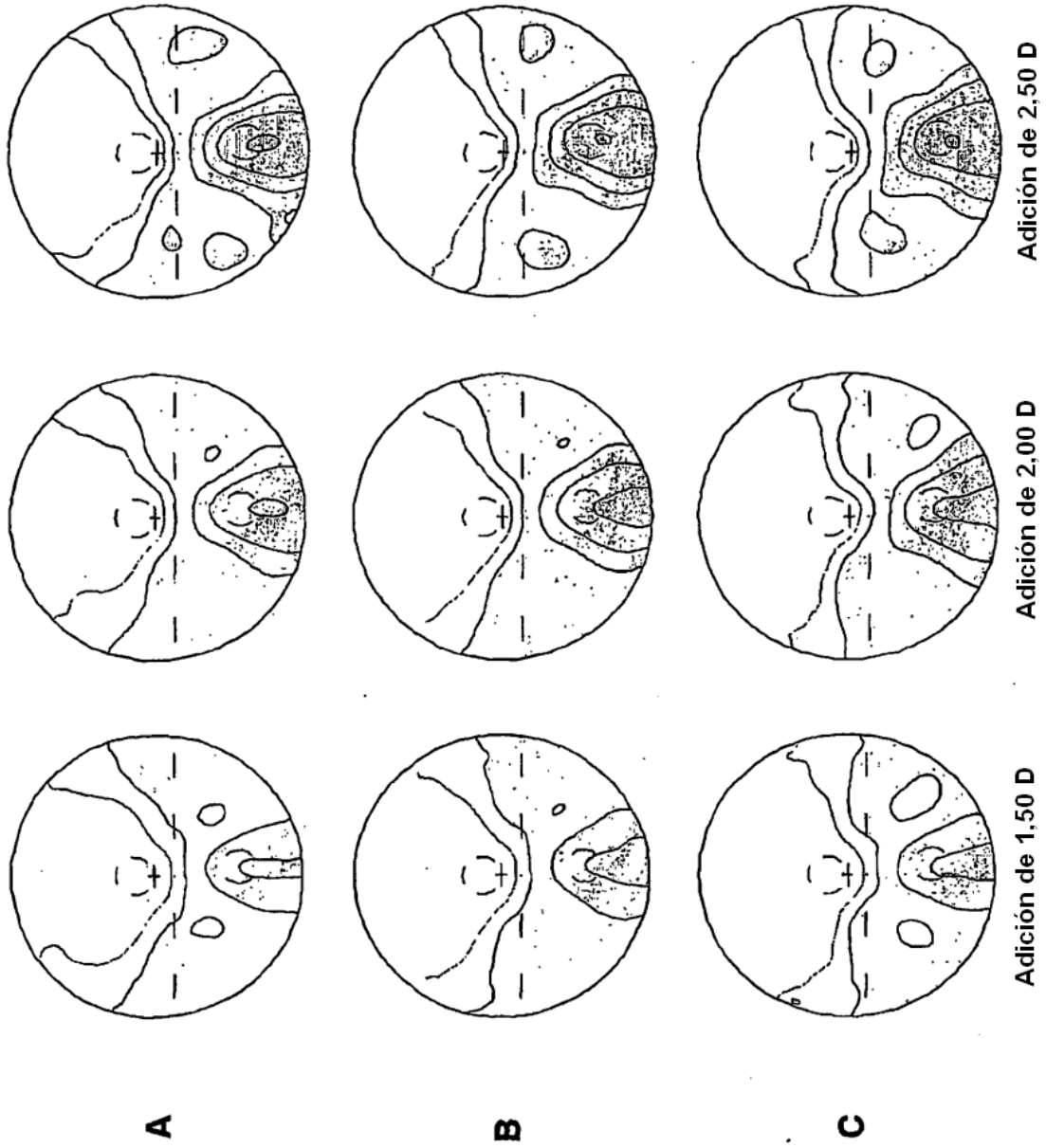


FIGURA 2

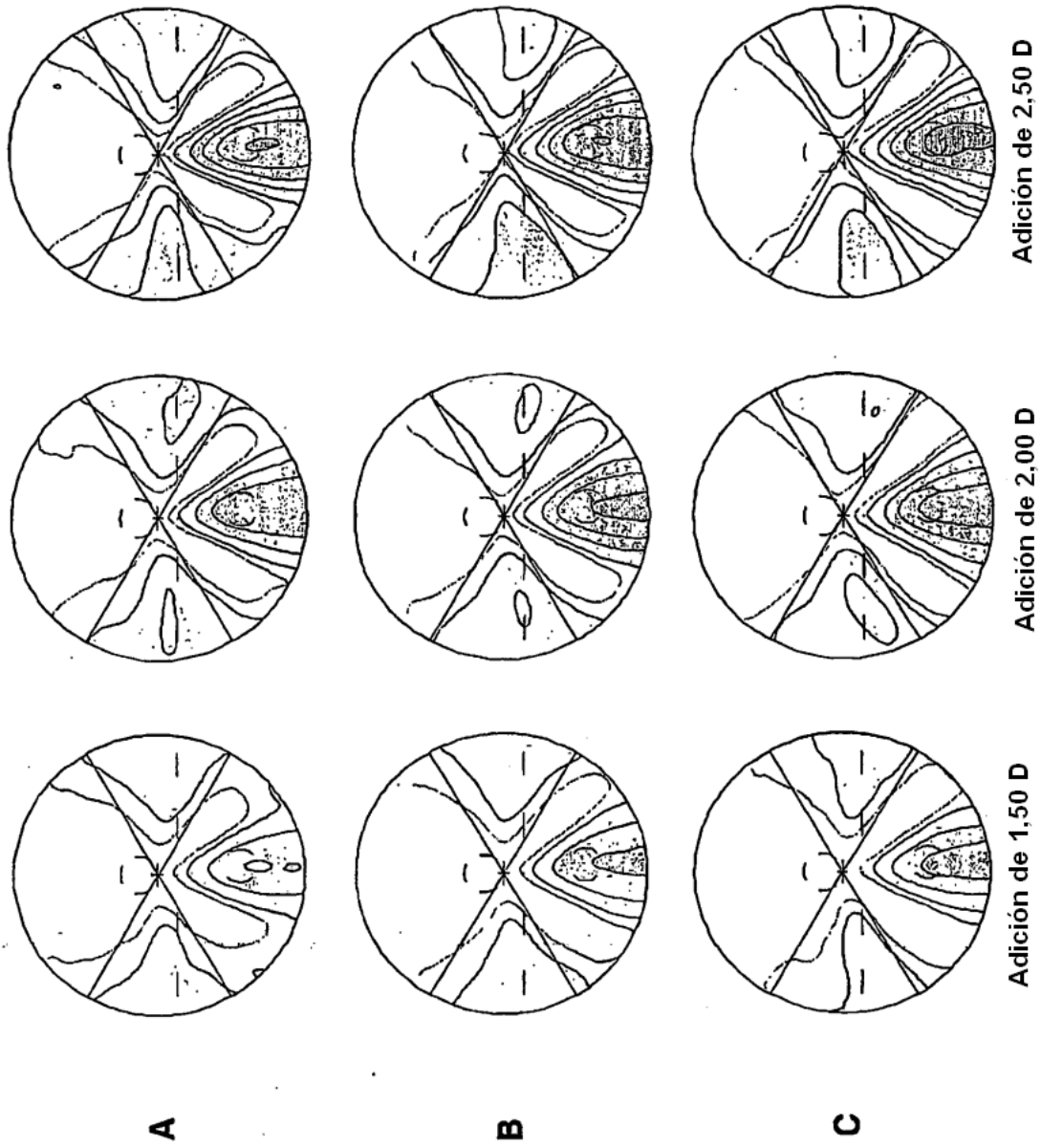


FIGURA 3

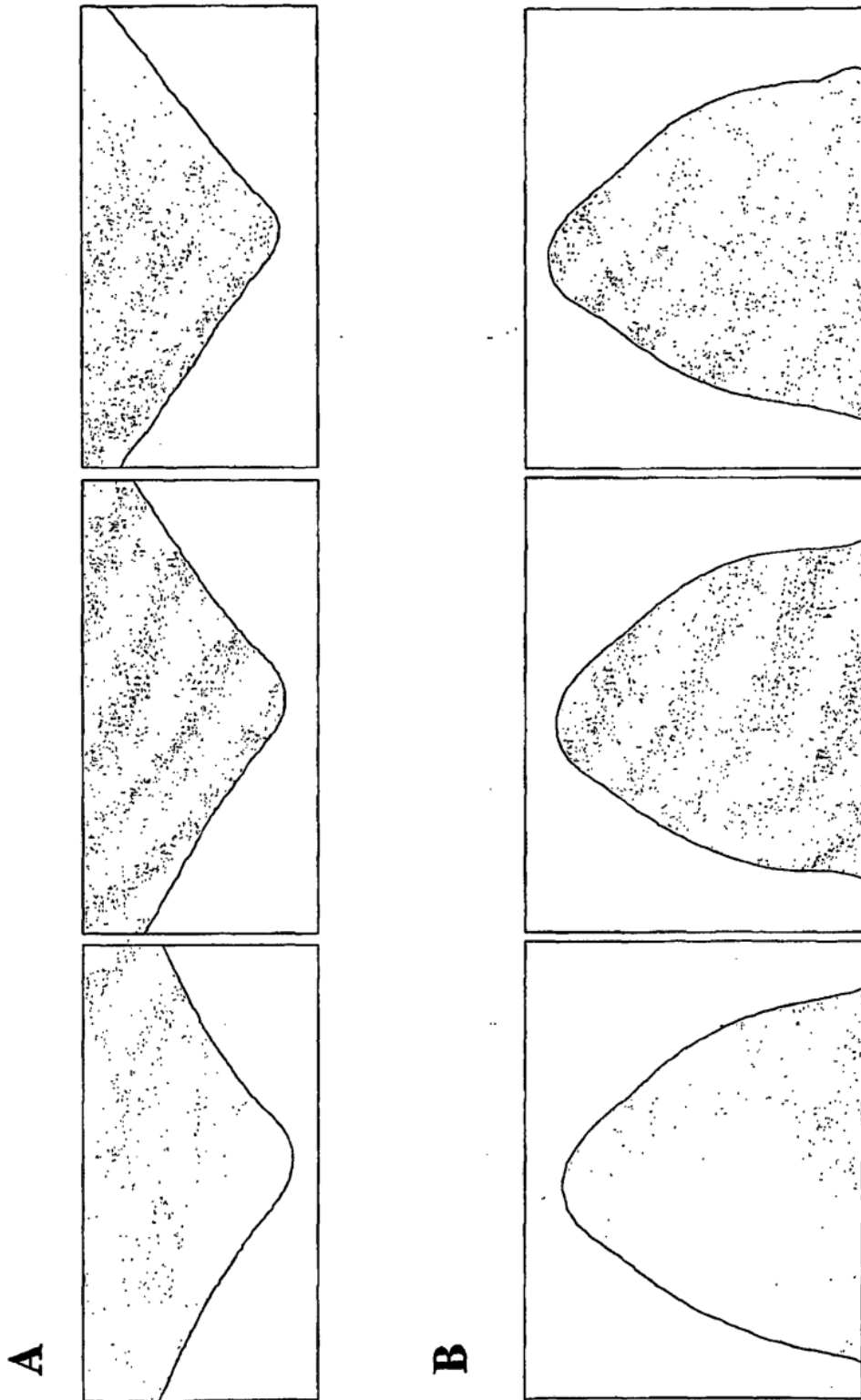


FIGURA 4

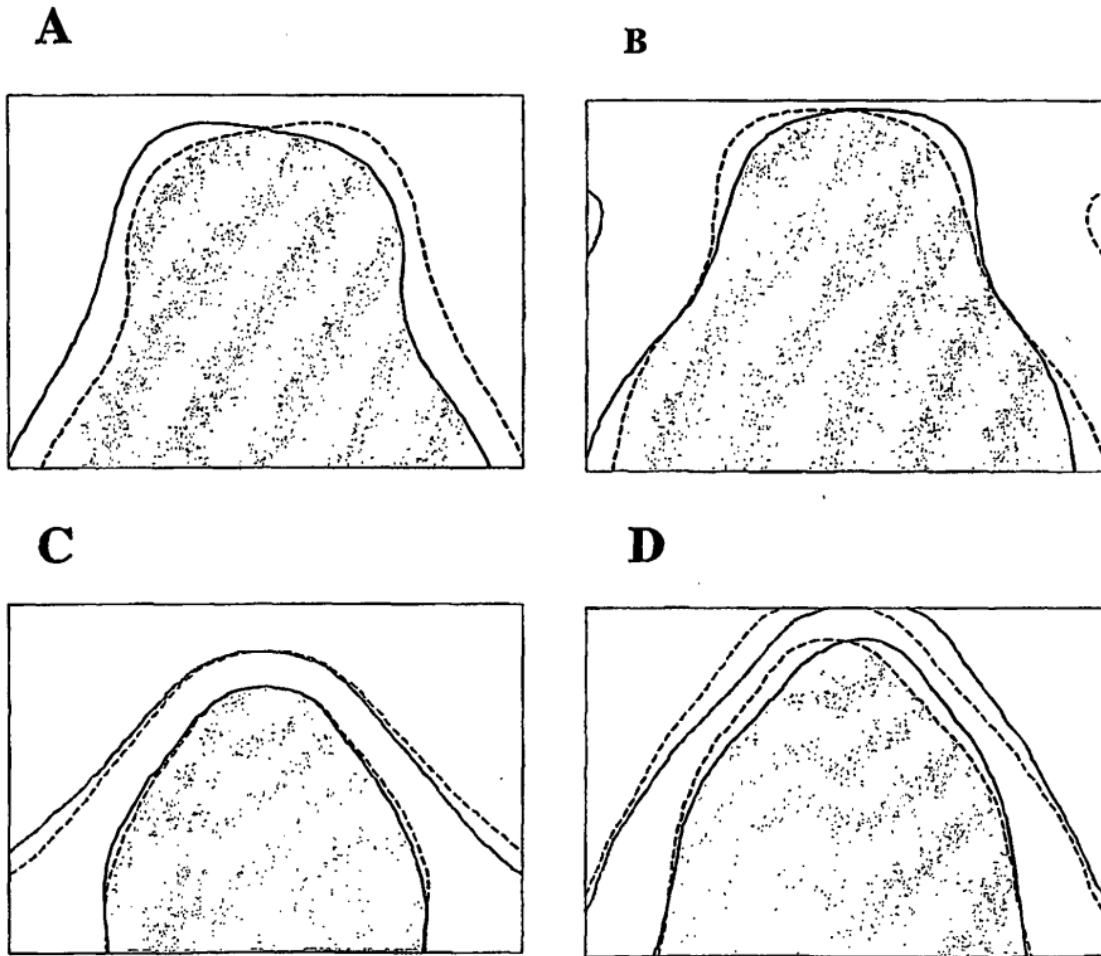


FIGURA 5

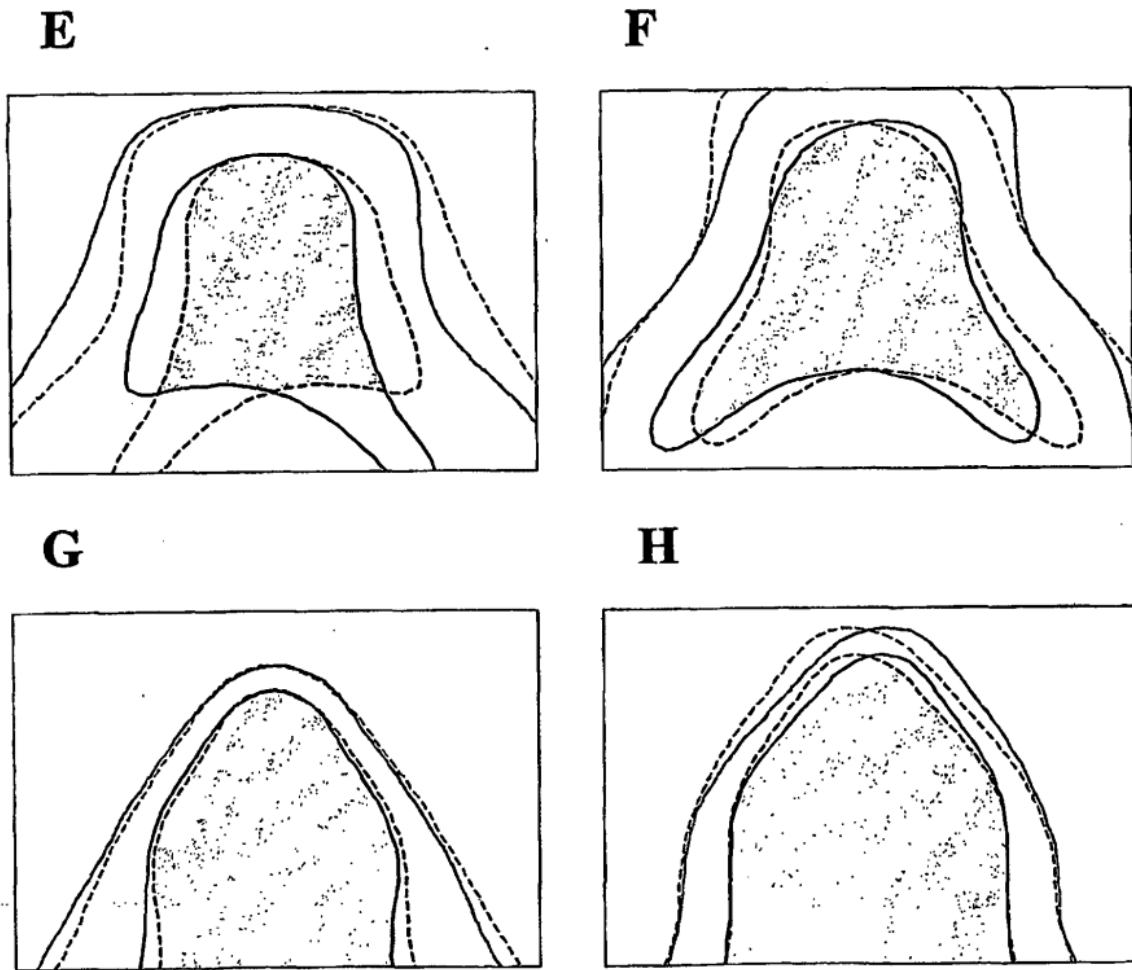


FIGURA 5 (cont.)

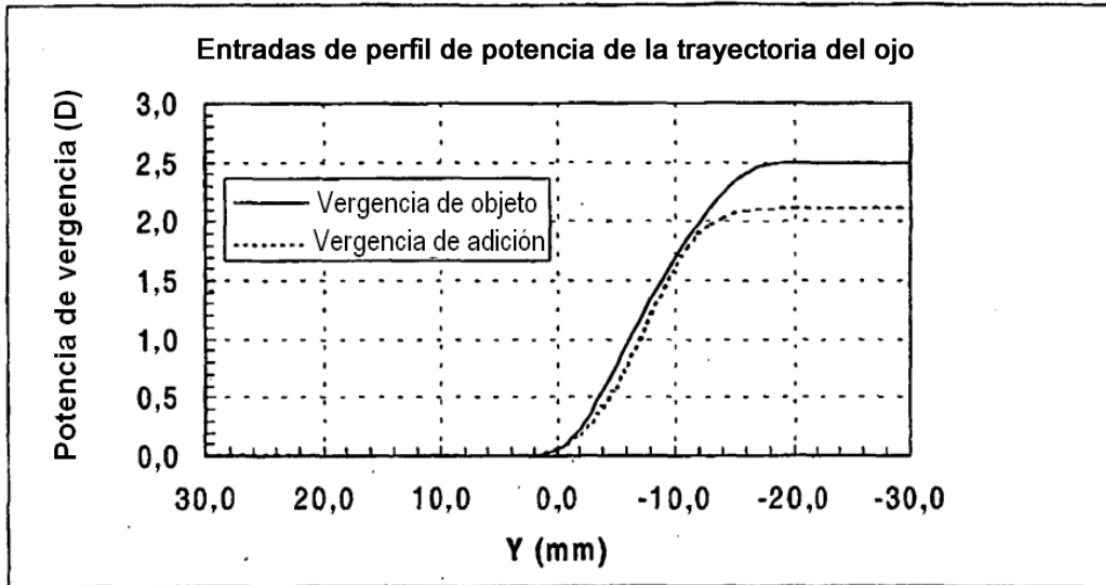


FIGURA 6

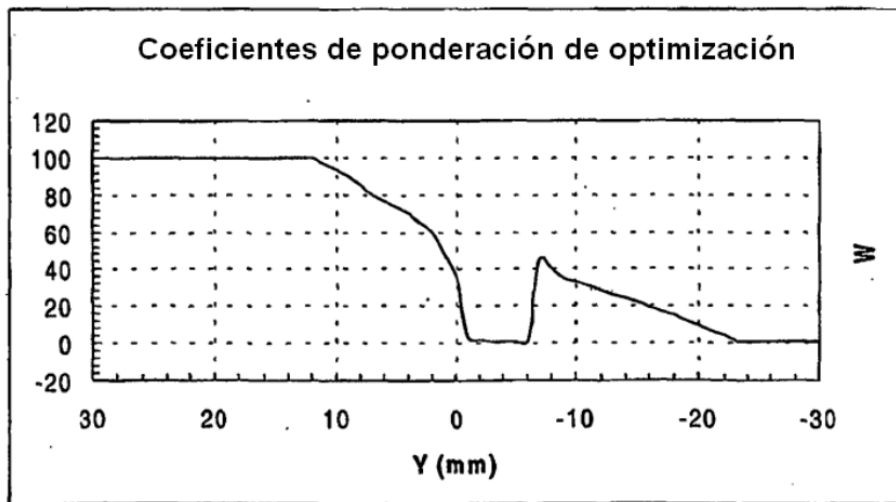


FIGURA 7

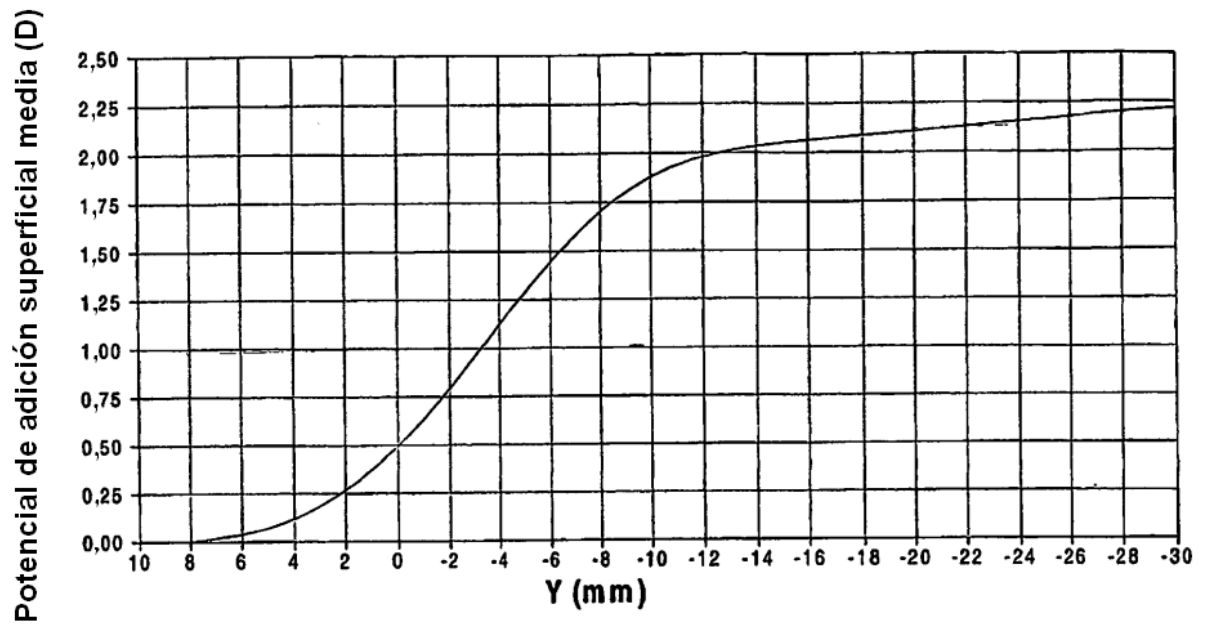


FIGURA 8

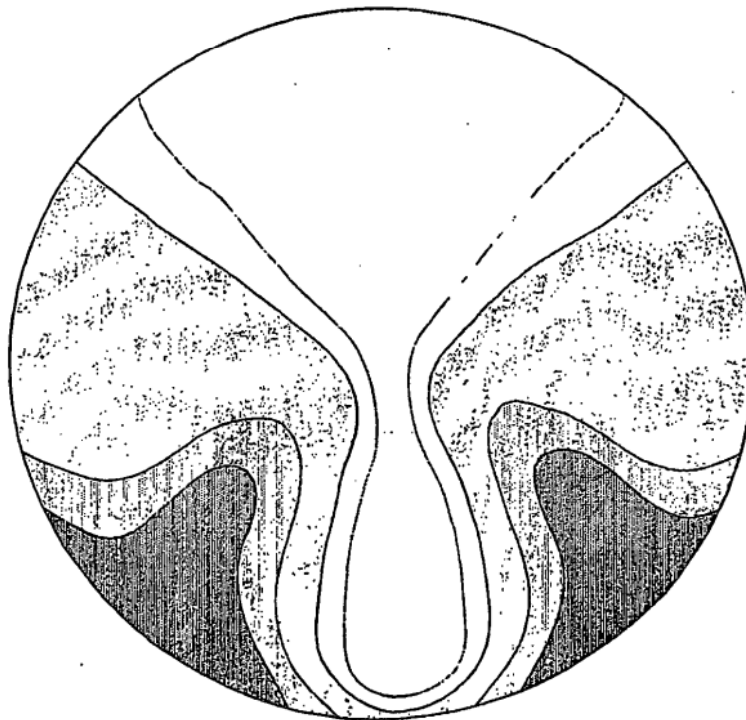


FIGURA 9

FIGURA 10

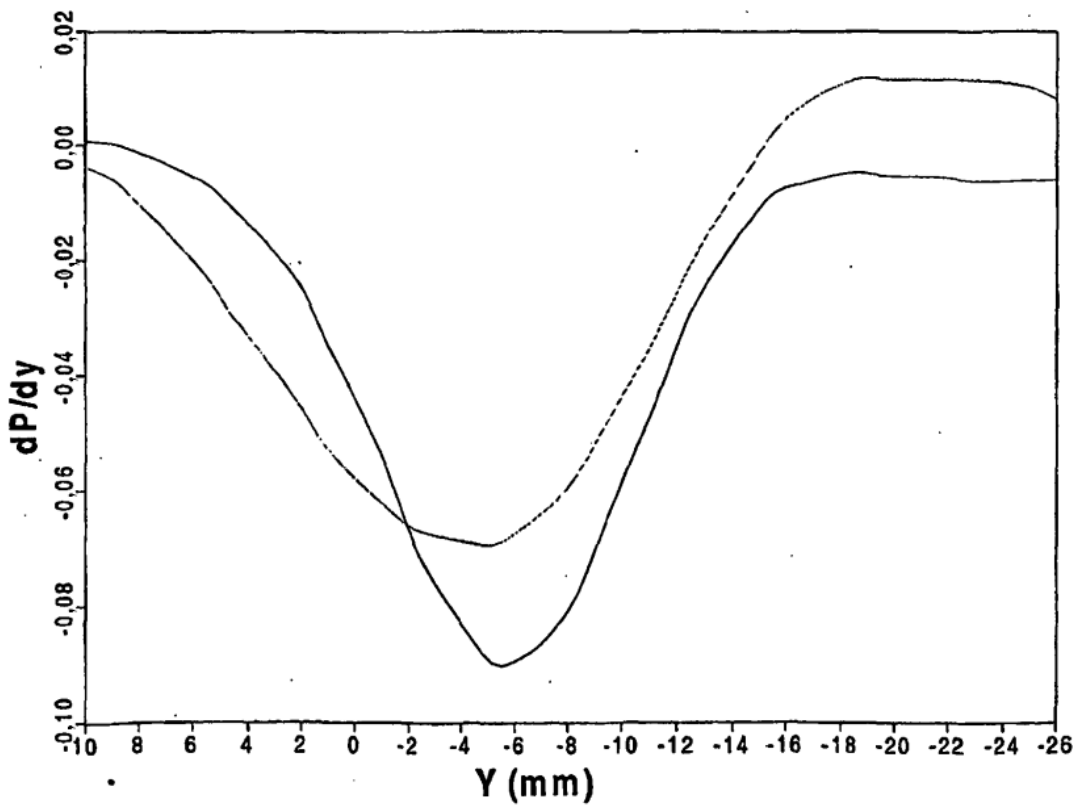
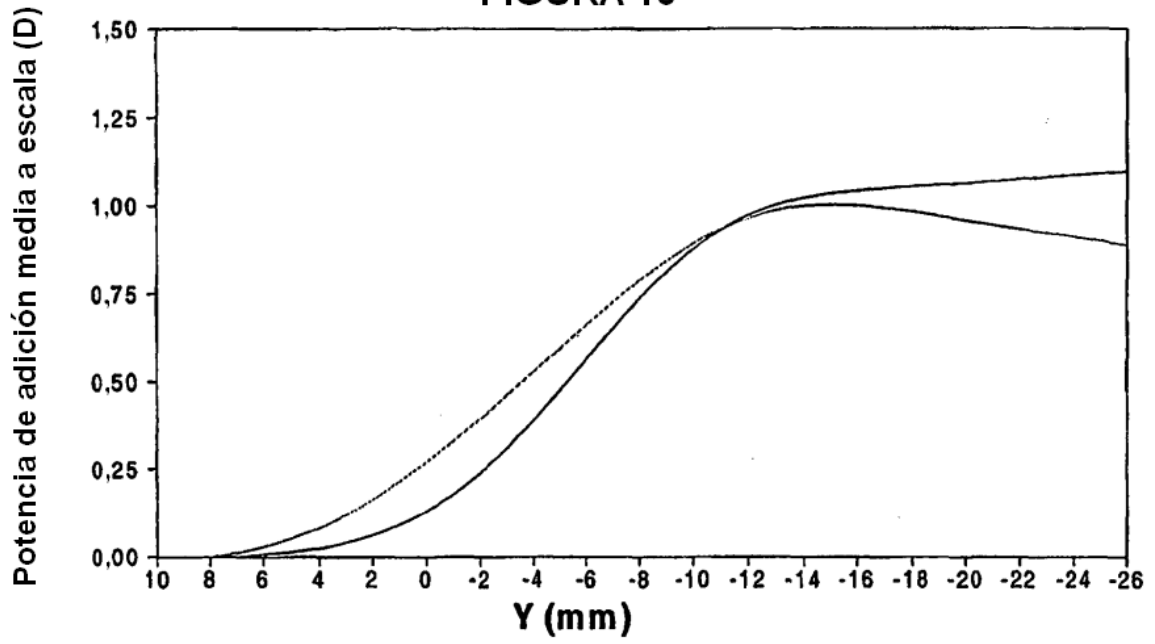


FIGURA 11

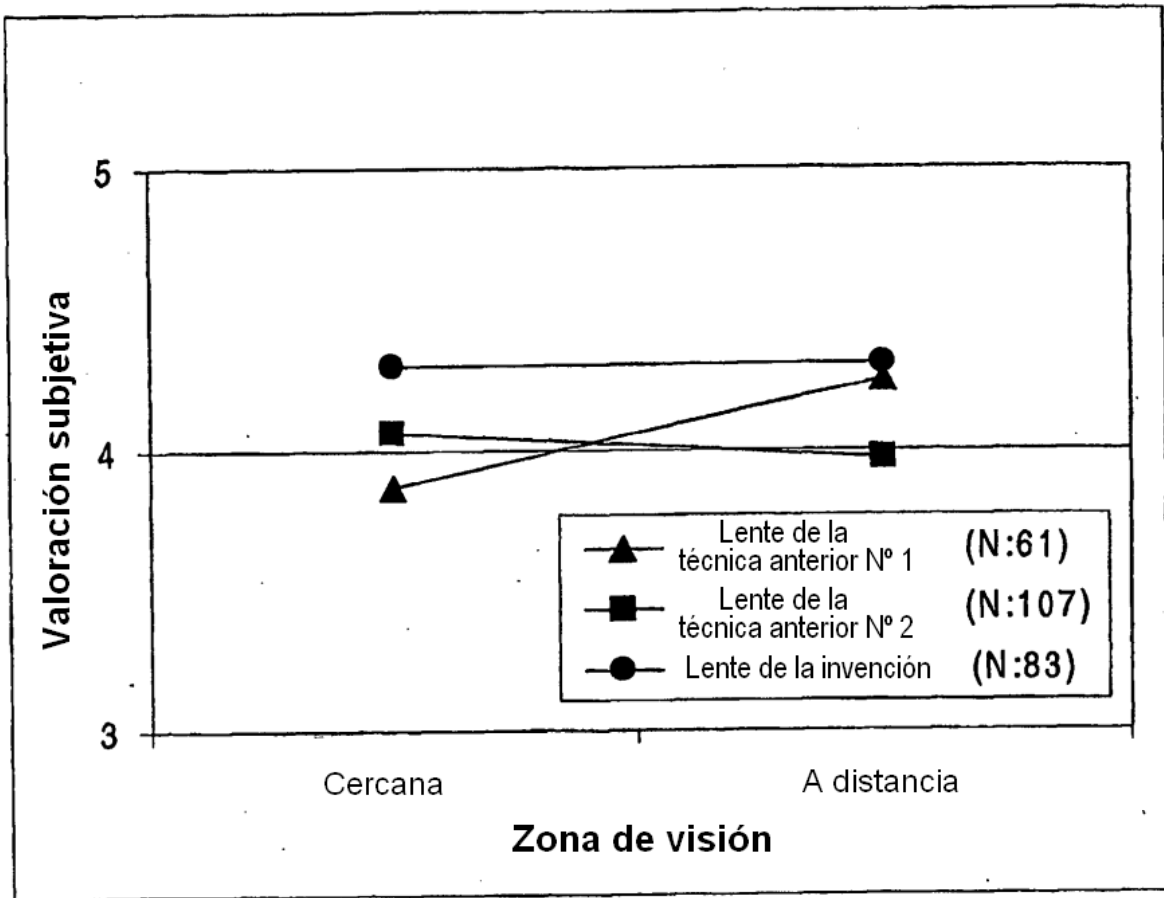


FIGURA 12