



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 349 797**

51 Int. Cl.:
G02C 7/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **01968699 .7**

96 Fecha de presentación : **06.09.2001**

97 Número de publicación de la solicitud: **1381908**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **21.01.2004**

54 Título: **Lente oftálmica multifocal con apertura inducida.**

30 Prioridad: **08.09.2000 US 657562**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
11.01.2011

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
11.01.2011

73 Titular/es: **VISIONEERING TECHNOLOGIES Inc.**
3700 Mansell Road, Suite 220
Alpharetta, Georgia 30022, US

72 Inventor/es: **Griffin, Richard, A.**

74 Agente: **Curell Suñol, Marcelino**

ES 2 349 797 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:

REFERENCIA CRUZADA A UNA SOLICITUD RELACIONADA

5

La presente solicitud reivindica la prioridad de la solicitud de patente US nº de serie 09/657.562, presentada el 8 de septiembre de 2000.

10

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

La presente invención se refiere a lentes oftálmicas que tienen más de una única distancia focal. Los métodos y las estructuras proporcionados son aplicables a lentes proximales y lentes de gafas y otras lentes para corregir la visión humana.

15

20

25

30

35

40

45

La mayoría de las lentes de corrección de visión están diseñadas para corregir la vista solamente para visión a distancia – con una sola distancia focal. Cuando una persona ve objetos cercanos, el ojo acomoda la luz divergente, en lugar de paralela, que llega desde el objeto cercano. El acto de acomodación por el ojo humano da como resultado un cambio físico en la forma de la lente cristalino dentro del ojo, y la flexión de esta lente provoca que la luz divergente entrante emitida por objetos cercanos se reconverja y se enfoque sobre la retina. La acomodación aumenta la convergencia de las ondas de luz haciendo que las superficies de lente se curven más acusadamente, lo que añade a su vez potencia focal al sistema óptico del ojo. Cuando más cerca se ve un objeto, mayor es la demanda acomodativa impuesta al ojo. Cuando envejece el cristalino humano, pierde lentamente su flexibilidad similar a un gel. Aunque el proceso avanza inadvertido durante la mejor parte de cuatro décadas, el cuerpo del cristalino se expande en circunferencia y se endurece, perdiendo la capacidad de cambiar de forma con una pérdida resultante en la capacidad acomodativa. Esta condición se conoce como presbiopía. Típicamente, los usuarios de lentes correctivas comienzan a advertir la presbiopía cerca del final de la cuarta década y empiezan a requerir entonces más de una lente con el fin de ver clara y eficientemente a todas las distancias. El requisito de potencia focal convergente de este sistema de múltiples lentes aumenta entonces típicamente de forma gradual en los siguientes quince años.

Las primeras versiones de sistemas de múltiples lentes de gafas correctivas para el ojo humano simplemente añadieron una lente de gafa adicional por debajo de la lente de distancia y denominaron al sistema de dos lentes con el nombre de sistema bifocal. La potencia focal adicional lograda por esta disposición se conocía como la potencia de adición para visión de cerca. Finalmente, una tercera lente se situó entre estas dos lentes para mejorar la visión a distancias intermedias y el sistema pasó a ser trifocal. Debido a las recientes innovaciones en el campo del diseño de lentes oftálmicas, están ahora disponibles gafas con lentes multifocales que se hacen dentro de una agrupación ordenada continua de potencias focales. Estas gafas se realizan para acomodar el ojo a distancias desde infinito hasta el plano de lectura y se conocen como lentes de adición progresiva. Aunque las lentes de gafas multifocales han sido en gran parte exitosas para satisfacer las necesidades de los portadores de gafas, las lentes multifocales que están posicionadas en o dentro del ojo (lentes proximales): lentes de contacto, lentes

5 intraoculares y las lentes corneales alternativas quirúrgicamente impartidas, han sido mucho menos exitosas. Muchos presbiopes recientemente emergentes son usuarios de toda la vida de lentes de contacto que corrigen sólo la visión a distancia. Cuando se desarrolla la presbiopía, la mayoría de estos pacientes son forzados a llevar gafas de lectura sobre sus lentes de contacto o a llevar una lente de distancia en un ojo y una lente de cerca en el ojo opuesto (monovisión). Estos dos modos son muy inconvenientes y algunas veces peligrosos para el portador. Los portadores de la denominada modalidad de monovisión deben perder necesariamente la función binocular natural que es necesaria para evaluar la profundidad. Otra población creciente que tiene la necesidad de corrección multifocal es el paciente de cirugía postcataratas pseudoafáquicas cuyos cristalinos naturales se han sustituido por lentes poliméricas implantadas. Estos pacientes deben llevar gafas para leer después de la cirugía exitosa, pero muchos de ellos podrían beneficiarse si las lentes implantadas fueran lentes multifocales eficientemente conformadas. Dicha implante multifocal debe ser capaz de sustituir la capacidad de enfoque variable de sus cristalinos naturales jóvenes. Todavía otro grupo grande y creciente de usuarios de lentes son los recientes receptores de cirugía corneal que se encuentran forzados a llevar gafas de lectura después de una intervención quirúrgica muy cara que corrige sólo la visión a distancia. Si la cirugía corneal pudiera introducir una lente multifocal en el estroma corneal de la forma y la distribución de potencia focal adecuadas, ello aliviaría la necesidad de llevar gafas de lectura en presbiopes postoperatorios.

25 Los intentos anteriores de proporcionar potencia multifocal al ojo humano utilizando lentes de contacto u otras lentes proximales (en o dentro del ojo) han tenido un éxito limitado. Imitando a la gafa simple bifocal, el dispositivo descrito en la patente US nº 4.693.572 de Tsuetaki *et al.* es un ejemplo de lentes de contacto bifocales alternas segmentadas. Debe provocarse que este tipo de lentes se traslade sobre la córnea del portador por la presión del margen del párpado inferior sensible cuando el portador mira fijamente hacia abajo. A pesar de la incomodidad de la presión del labio, este diseño ha experimentado algún pequeño éxito. Ese éxito procede en parte del amplio campo de visión logrado por el portador cuando la apertura pupilar se expone a un componente muy grande de la lente inferior (de cerca) o la lente de distancia (superior) en las dos posiciones de la mirada fija.

35 Los diseños más recientes, como los encontrados en la patente US nº 5.436.678 de Carroll, dependen del fenómeno del enfoque simultáneo para obtener la potencia de adición junto con la corrección de la visión distante. Utilizando este método, se presentan al mismo tiempo dentro de la zona pupilar múltiples focos: lejos, cerca e intermedio. Estos dispositivos dependen de la discriminación por el sistema de visión cortical para seleccionar el mejor foco disponible para la distancia que se está viendo. Aunque este método ha tenido un considerable éxito, la mayoría de los diseños pueden corregir sólo cantidades moderadas de presbiopía y son usualmente muy exitosos cuando se aplica el tratamiento de perfilado de superficie al lado corneal de las lentes de contacto rígidas permeables al gas. En estos diseños, se aplican curvaturas extremas a la curva de base, creando frecuentemente problemas metabólicos para la córnea. Los dispositivos de la patente de Carroll se modifican en la patente US nº 5.835.187 de Martin para incluir una pluralidad de zonas esféricas en la superficie frontal mientras se mantienen curvas cónicas en la superficie posterior, de modo que se obtenga potencia de adición multifocal a partir de ambas superficies. Desafortunadamente, las zonas esféricas están empalmadas una con otra y no son una agrupación ordenada continua de radios con derivadas primera y

segunda continuas, con el resultado de que la difracción jugará un papel en la degradación de las prestaciones ópticas de estas lentes.

5 Se han aplicado diversas formas a las superficies de lente para mejorar las lentes de foco simultáneo. Las lentes multifocales asféricas se han diseñado utilizando múltiples zonas de superficies conicoides. En diseños concéntricos, tales como lentes de contacto o lentes intraoculares, las superficies de revolución adyacentes de diferentes formas son alisadas matemáticamente para desarrollar potencia de adición que aumenta radialmente sobre las superficies de lente. Los conicoides se desarrollaron como formas utilizables para lentes oftálmicas principalmente debido a su forma variable y la facilidad innata de manipulación. En consecuencia, las lentes de contacto asféricas se desarrollaron a partir de estas funciones cónicas. Aunque altamente efectivas para generar focos variables, las lentes diseñadas alrededor de formas cónicas no proporcionan siempre una óptica aceptable para el ojo y pueden ser algo difíciles de manejar cuando se utilizan con superficies de lente de interconexión. Ejemplos de lentes bifocales (no multifocales) más exitosas se discuten en las patentes US nº 5.448.312 y nº 5.929.969 de Roffman. La lente bifocal de Roffman es generada por anillos de dos radios alternantes, uno para potencia a distancia y otro para potencia de cerca, de tal manera que se mantenga una excelente potencia de cerca para tamaños de pupila y condiciones de luz ambiente típicos. La visión de distancia adolece de efectos difractivos provocados aparentemente por los anillos más centrales que rodean la zona de potencia de distancia, y por la pérdida de luz y claridad óptica creada por los surcos entre los radios. Una mejora en este diseño buscaría utilizar una zona central asférica e intermedia con anillos alternos en sólo la zona de potencia de adición exterior.

25 En la mayoría de las lentes multifoco las zonas de potencia adyacentes tienen límites que inducen difracción y otras aberraciones ópticas que degradan la agudeza visual. Se han desarrollado diversos métodos de alisamiento y transición para reducir este problema. La patente US nº 5.815.236 de Vayntraub describe el uso de una función logarítmica en la definición de transiciones más suaves entre las curvas zonales de lente. La patente US nº 4.640.595 de Volk describe la utilización de una forma variable (valor e) en el alisamiento de superficies conicoides. La patente US nº 5.452.031 de Ducharme describe el uso de polinomios pieza a pieza o técnicas de ranurado para suavizar transiciones de curvas zonales. Desafortunadamente, las áreas ópticas ocupadas por estas transiciones son como mucho desaprovechadas para beneficios de corrección de visión y siguen introduciendo típicamente regiones desenfocadas que reducen la claridad visual total. Las discontinuidades ópticas y las transiciones inefectivas son particularmente problemáticas dentro de, o junto a, regiones de lente utilizadas para visión a distancia, en donde son más perceptibles para el usuario que dentro de regiones de visión de cerca. La visión clara a distancia requiere una óptica transparente y la población miope preponderante no tolerará una visión borrosa a distancia. La buena economía de la pupila es también esencial para el éxito de cualquier lente situada sobre el propio ojo o dentro de éste. Dado el tamaño limitado de la abertura pupilar, una agrupación ordenada de lentes introducidas en el sistema óptico del ojo debe aplicarse con gran precisión y sin un área óptica desperdiciada o no utilizada.

45 Se han estudiado otros dispositivos para la mejora de la visión a distancia. Es bien conocida la capacidad del ojo para ver a distancia más claramente con una apertura pequeña relativamente fija. En consecuencia, se han propuesto métodos de corregir la

5 visión a distancia que utilizan dispositivos de agujeritos o diseños de apertura pequeña similar. Las patentes US nº 3.794.414 de Wesley y nº 5.192.317 de Kalb proporcionan ejemplos de este sistema. Aunque pueden obtenerse beneficios para corregir la presbiopía, la mayoría de estos diseños adolece de defectos provocados por la difracción en el borde de un anillo oscuro o área enmascarada, un fenómeno que resta mérito a cualquier mejora posible de estos diseños de apertura pequeña. Además, el enmascaramiento perimétrico que se utiliza para crear estos dispositivos excluye el funcionamiento multifocal que se desea para corregir la presbiopía.

10 Las lentes realizadas según las patentes y métodos mencionados anteriormente reflejan las limitaciones ópticas resultantes de un gran número de requisitos para la visión humana clara a todas las distancias y bajo un amplio intervalo de condiciones de luz. Estas condiciones se pueden cumplir más claramente si los atributos y capacidades especiales del ojo se utilizan completamente y se aplican de forma económica dentro de la zona pupilar limitada. Singularmente, el sistema de visión humana está compuesto de un
15 dispositivo óptico bastante simple que necesita frecuentemente corrección óptica debido a su tamaño diminuto y sus cambios orgánicos. Este dispositivo rudimentario está enlatado con un complejo sistema de visión cortical que puede controlar y suprimir ventajosamente áreas borrosas si se presentan con una óptica diseñada con cuidado. Lo que se necesita es un método de formar una lente oftálmica que proporcione múltiples distancias focales sin pérdida de eficiencia o agudeza óptica de las regiones de transición inefectivas, particularmente regiones de visión a distancia adyacentes. Preferentemente, tal lente crea también efectivamente una pequeña abertura para mejorar la visión a distancia sin los
20 problemas inherentes a los dispositivos de apertura pequeña típicos.

25 Lentes oftálmicas que comprenden un área de visión de lejos central y un acusado incremento de potencia en dirección radial son conocidas, por ejemplo, por los documentos EP 0 996 024, US nº 5 225 858 o EP 0 480 748.

30 SUMARIO DE LA INVENCION

La presente invención define lentes oculares multifocales según la reivindicación 1. Estas proporcionan potencia óptica para corregir la visión sobre un intervalo continuo de
35 distancias de visión de infinito a cerca. Se introduce un escalón óptico que tiene potencia rápidamente creciente desde una región de visión a distancia. El escalón óptico incrementa la agudeza de visión a distancia en parte generando una apertura efectiva a través de la cual los elementos corticales del sistema de visión son inducidos a concentrarse sobre la región de visión a distancia. Una distribución de potencia suave que tenga derivadas primera y segunda continuas queda definida desde el vértice de lente, a
40 través de la región de visión a distancia y el escalón óptico, hasta una potencia de lente máxima. La naturaleza continua de la región de visión a distancia y el escalón óptico combinados se logra formando una superficie de lente que tenga una potencia óptica definida por una sola ecuación que tenga elementos de crecimiento y de decaimiento. La naturaleza suave y continua de la distribución de potencia asegura la ausencia de difracción u otros efectos de visión borrosa que existan en o cerca de la región de visión a distancia. Se definen superficies ópticas esféricas no cónicas para producir las distribuciones de potencia óptica deseadas. Estas funciones de superficie se proporcionan en forma de series polinómicas para simplicidad de uso en tornos accionados por
45

ordenador para conformar lentes de contacto. Para la misma finalidad, las funciones de potencia y de superficie pueden reducirse a valores tabulares representativos. Para permitir la manipulación incrementada de las funciones de definición, se añaden elementos adicionales tales como términos cónicos. Para mejorar la corrección de visión de cerca en algunas configuraciones, una región de visión de cerca anular se extiende radialmente hacia fuera desde el escalón óptico. Para mejorar la visión a distancia con luz baja, se reduce la potencia en la región de lente situada fuera de la dimensión pupilar mesópica.

En formas de realización alternativas, la región de visión a distancia y el escalón óptico son formados por funciones cíclicas. Éstas tienen beneficios en la facilidad de manipulación para cumplir diversos requisitos específicos de geometría del usuario. En algunas configuraciones, una región de visión de cerca extendida se utiliza fuera del escalón óptico para mejorar la corrección de visión de cerca.

Las presentes distribuciones de potencia son aplicables a lentes de contacto, lentes esclerales, lentes intraoculares. Se proporcionan ecuaciones para crear superficies ópticas anteriores que tienen las propiedades deseadas. Sin embargo, se contemplan también dispositivos ópticos que generan distribuciones de potencia definidas desde las superficies posteriores. Aunque las lentes de potencia nominalmente positivas están también dentro de la presente invención, las lentes negativas ganan un beneficio particular debido al espesor de lente reducido en el perímetro de lente y la consiguiente aberración esférica reducida. Las lentes de gafas pueden definirse también utilizando las distribuciones de potencia de la presente invención, aunque sin el beneficio de una apertura efectiva.

La presente invención incluye también métodos de adaptar lentes en los que se manipulan ecuaciones que definen formas de superficie de lente para producir una lente que se ajuste a las necesidades de geometría y prestaciones específicas del usuario. Beneficios y ventajas adicionales de la presente invención se pondrán de manifiesto a partir de los siguientes ejemplos detallados y las figuras asociadas.

DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

La figura 1 es un gráfico de potencia óptica en función del radio para una realización de la invención.

La figura 2a representa una lente de contacto según la presente invención.

La figura 2b es un gráfico de potencia óptica en función del radio para la forma de realización de la figura 2a.

La figura 3 son tres gráficos de potencia óptica en función del radio para una ecuación de distribución de potencia alternativa que tiene diversos valores para un factor de forma.

La figura 4 es un gráfico de distribución de potencia de la presente invención modificado para equilibrar la visión a distancia con la visión de cerca.

La figura 5 es un gráfico de una superficie óptica de una lente de contacto según una realización de la invención.

5 La figura 6 es un gráfico de potencia añadida para diversas distribuciones de potencia cíclicas según la presente invención.

10 La figura 7 es un gráfico de distribución de potencia cíclica utilizado en un escalón óptico y en una región de transición de potencia decreciente con una región de visión de cerca intermedia.

La figura 8 es un gráfico de potencia en función de la dimensión radial en una realización de la presente invención que tiene múltiples picos de potencia.

15 La figura 9 representa una superficie de lente asimétrica como un diagrama de profundidad sagital en función de la dimensión radial para la superficie óptica anterior de una lente que tiene una distribución de potencia de picos múltiples según la presente invención.

20

DESCRIPCIÓN DE LAS FORMAS DE REALIZACIÓN PREFERIDAS

25 La figura 1 representa un diagrama de la distribución de potencia óptica local 20 en función de la dimensión radial desde un vértice de una realización de la invención. El eje vertical es la potencia óptica $P(r)$ mientras que el eje horizontal es la dimensión radial desde el vértice. Una región de visión a distancia centralmente localizada 22 tiene una potencia de corrección de distancia que es aproximada efectivamente por la potencia apical 24. La potencia de corrección de distancia es la potencia requerida para corregir la visión para ver objetos infinitamente distantes. La potencia de corrección de distancia
30 requerida puede variar con los requisitos específicos de los usuarios. La potencia focal aumenta gradualmente con un radio creciente en la región de visión a distancia 22 hasta que se alcanza una potencia de nivel de diseño 28. La adición de potencia incremental desde la potencia apical 24 (potencia de visión a distancia) hasta la adición de potencia que provoca visión borrosa en el margen de la pupila de entrada se define aquí como el
35 nivel de diseño 28. La potencia incremental que provoca visión borrosa en la mayoría de personas se encuentra entre +0,50 y +1,25 dioptrías (metros^{-1}) y la potencia de nivel de diseño se selecciona para que esté en este intervalo. La variación en la adición de potencia para la potencia de nivel de diseño es un resultado, en parte, del análisis algo subjetivo de lo que se considera visión borrosa. Por ejemplo, si el valor de potencia de nivel de diseño elegido por el diseñador de la lente es +0,50, y la potencia de distancia nominal en la región central es +1,00 dioptrías, entonces la apertura efectiva es esa región limitada por +1,50 dioptrías de potencia. Desde el nivel de diseño 28, la distribución de potencia 20 aumenta rápidamente con el radio en el que se denomina escalón óptico 26. La elevación de la potencia en el escalón óptico 26 es suficientemente alta para que,
40 durante la visión a distancia, el aspecto cortical de un sistema de visión de usuario sea incapaz de resolver a través de la visión borrosa circundante del escalón óptico 26. Como resultado, el usuario es inducido a ver objetos distantes solamente a través de la región de visión a distancia 22. El efecto percibido es similar al conocido como conseguido por dispositivos de apertura pequeña tales como dispositivos de agujeritos. El dispositivo

5 óptico que tiene este efecto, resultante de la combinación de la región de visión a distancia
y del escalón óptico circundante, se denomina aquí apertura efectiva inducida. A diferencia
de los dispositivos de agujeritos y las aperturas enmascaradas, la presente apertura
efectiva no está limitada por un área opaca que reduce la luz que entra en la pupila. La
10 apertura efectiva de la presente invención está rodeada por regiones que funciona
ópticamente para la corrección de visión tras el enfoque intentado a distancias más
próximas que el infinito. El límite y la dimensión de la apertura efectiva no son definibles
con precisión, ya que se determinan en parte por una respuesta cortical subjetiva. Sin
embargo, los límites de la apertura efectiva pueden ser aproximados por el nivel de diseño
28. Como esta región es de forma circular en la forma de realización de la figura, la
apertura efectiva puede cuantificarse en dos veces la dimensión radial para el nivel de
diseño 28. Para un efecto máximo, el diámetro de la apertura efectiva deberá estar en el
intervalo de 1,0 a 3,5 mm (milímetros).

15 El escalón óptico incluye una potencia local continuamente creciente desde el nivel
de diseño 28 hasta una potencia máxima 29, proporcionando así una potencia correctiva
asociada a todas las distancias desde el infinito hasta distancias de visión de cerca. Se
considera generalmente en la técnica que la "visión de cerca" reside en distancias de
20 aproximadamente 40 mm desde el ojo. La potencia por encima de la potencia apical 24 se
denomina generalmente aquí potencia "añadida". La potencia añadida de la región de
visión a distancia es efectivamente cero por definición. La potencia añadida requerida para
corregir completamente la visión de cerca está usualmente en el intervalo de 1,0 a 3,0
dioptrías, dependiendo de la edad del usuario y de la distancia de visión de cerca
específica utilizada por el portador. Fuera del escalón óptico, la potencia cae suavemente
25 en una región de potencia reducida 27 para aproximarse a la potencia apical. El diámetro
de la pupila para la visión mesópica, durante niveles de iluminación moderados, oscila de
3,5 a 4,0 mm (milímetros) para la persona media. La región de visión a distancia y el
escalón óptico se presentan dentro de las dimensiones de la pupila mesópica para que
sean efectivos a niveles de luz normales. En condiciones de luz baja, la pupila se abre
30 típicamente hasta un diámetro de alrededor de 6 a 8 mm. En condiciones de luz baja, se
desea una corrección de distancia en lugar de una corrección de visión de cerca, ya que la
visión a distancia es el modo dominante en luz baja para la mayoría de las personas. Por
esta razón, se desea frecuentemente que la potencia de la lente se reduzca en la región
más allá del diámetro mesópico de la pupila. La distribución de potencia en la luz
35 disminuida o zona escotópica adopta diversas formas en formas de realización
alternativas. En una realización, la potencia de la zona escotópica es más negativa que la
potencia de distancia apical. Esto es deseable debido a la corrección negativa
incrementada generalmente reconocida que se requiere por la mayoría de las personas
para la visión nocturna.

40 Para una visión a distancia clara, la distribución de potencia debe ser continua
dentro y cerca de los límites de las regiones de visión a distancia. Para obtener la
distribución de potencia requerida es necesario configurar una forma de superficie de lente
que tenga un radio de curvatura primero decreciente y luego creciente. En la presente
45 invención, esto se obtiene utilizando una ecuación similar a una catenaria que tiene
funciones combinadas de crecimiento y decaimiento exponenciales. Las superficies
ópticas basadas en catenarias tienen características ópticas superiores para lentes
multifoco debido a la presencia de los centros del radio cerca de los ejes ópticos y no en
posición oblicua con respecto al eje como en el caso de funciones cónicas. La presente

invención manipula las ecuaciones similares a catenarias permitiendo que la fase de la función varíe desde la base logarítmica natural. La distribución de potencia en la figura 1 se produce en una superficie óptica anterior de una lente por una superficie de revolución obtenida a partir de la siguiente ecuación:

$$\text{Ec. 1} \quad Z(x) = c_1 \cdot P^{k \cdot x} + c_2 \cdot P^{-k \cdot x} + c_3$$

en la que: $Z(x)$ es la profundidad sagital desde una referencia común

x es una distancia perpendicular desde el vértice en milímetros

k es la inversa del radio apical de curvatura; (mm^{-1})

P es una base de potencia exponencial variable

c_1, c_2 son coeficientes determinados por las condiciones de límite conocidas

La ecuación 1 tiene valores continuos desde el vértice hasta los límites del área de lente efectiva. Las derivadas primera y segunda son continuas también. El radio apical de curvatura está definido de la manera típica por la geometría particular del ojo del portador, las propiedades de los materiales y la corrección de visión requerida. Las constantes c_1 y c_2 se determinan a partir de las condiciones de límite conocidas y son:

$$\text{Ec.2} \quad c_1 = (2 \cdot k \cdot (\ln P)^2)^{-1} \quad c_2 = (k \cdot (\ln P)^2)^{-1}$$

La base de potencia P puede ser cualquier número positivo mayor que 1 pero, para lentes de contacto prácticas, es menor de alrededor de 60. Los valores de P dependen de las unidades de medida y en estos valores se expresan, con respecto a las ecuaciones aquí incluidas, en milímetros. Utilizando diferentes valores de P , se alteran para un diseño de lente particular la forma y la potencia máxima de la distribución de potencia mostradas en la figura 1. Preferiblemente, para obtener una potencia de corrección de visión de cerca útil, se selecciona un valor de P tal que el valor de la distribución de potencia alcance la potencia de visión de cerca en el límite pupilar mesópico o antes de éste. Esto asegura que la corrección de visión de cerca esté disponible para el usuario en condiciones de luz normales. Con el fin de obtener una potencia correctiva beneficiosa para el usuario a distancias intermedias – entre visión de cerca e infinito – la primera derivada de distribución de potencia no deberá ser excesiva. Los límites superiores prácticos en la pendiente de la distribución de potencia no son conocidos y pueden depender del usuario. La modificación o selección apropiada de la distribución de potencia, por modificación o selección de la base de potencia P , puede ser guiada necesariamente por la realimentación de información empírica obtenida del usuario. En algunos casos, la claridad de visión incrementada a una distancia puede requerir sacrificio de claridad a una segunda distancia. A valores de P que producen la potencia de visión de cerca requerida dentro de la pupila mesópica, la distribución de potencia resultante se eleva típicamente al crecer el radio por encima de la potencia de adición requerida. Ejemplos de diseños de lente de contacto según la presente invención se proporcionan en la Tabla 1 siguiente para

diversas combinaciones de parámetros. Estas lentes se basan en hidrogel basado en HEMA que tiene un índice de refracción de 1,4.

Tabla 1

5

| Lente # | Adición de cerca (dioptrías) | Potencia a distancia (dioptrías) | P | Diá. apertura efectiva (mm) | Diá. de pupila mesópica (mm) | Adición máxima (dioptrías) |
|---------|------------------------------|----------------------------------|------|-----------------------------|------------------------------|----------------------------|
| 1 | 2,50 | -5 | 13,9 | 1,85 | 3,5 | 7,66 |
| 2 | 2,50 | +5 | 9,93 | 1,79 | 3,5 | 4,62 |
| 3 | 2,50 | -20 | 58,9 | 1,91 | 3,5 | 18,02 |
| 4 | 1,25 | -5 | 9,4 | 2,64 | 3,5 | 7,66 |
| 5 | 1,25 | +5 | 7,8 | 2,55 | 3,5 | 1,87 |
| 6 | 1,25 | -20 | 23,2 | 2,70 | 3,5 | 9,31 |

10

Se supusieron en cada caso un radio de curva de base de 8,5 mm y un diámetro pupilar mesópico de 3,5 mm. Las lentes se diseñaron para tener la potencia añadida de cerca en este límite mesópico. La apertura efectiva se calcula a partir de una potencia de diseño crítica de +0,75 dioptrías por encima de la potencia a distancia. El valor de potencia en dioptrías en la tabla anterior y en otros lugares de esta memoria es en metros⁻¹.

15

20

25

Todos los ejemplos de lentes anteriores, salvo dos, son lentes de potencia negativa (induciendo divergencia incrementada de los rayos de luz incidentes). Una lente de contacto negativa aumenta generalmente en espesor con radio creciente desde el centro de la lente. Se sabe que el espesor de la lente produce una aberración esférica que degrada la claridad de visión posible en la lente. En cada caso anterior, la potencia añadida máxima de la lente es significativamente mayor que la potencia añadida de cerca requerida. En cada una de las lentes negativas, la adición máxima es por lo menos tres veces la potencia añadida de cerca. La forma de la superficie que produce esta potencia alta fuera del escalón óptico da como resultado también un adelgazamiento de la lente en el perímetro. Una ventaja del presente diseño en lentes negativas es un espesor reducido resultante cuando la forma de superficie definida por la Ecuación 1 se aplica a una superficie anterior de lente. Se cree que este espesor reducido disminuye la aberración esférica y aumenta la claridad para el usuario.

30

35

El escalón óptico en el borde de la apertura efectiva se denomina así debido a que su rápida elevación de potencia es análoga a una función de "escalón" entre la región de visión a distancia 22 y la potencia máxima 29. Para asegurar una visión clara es necesario crear el escalón óptico sin discontinuidades que puedan inducir difracción de luz u otra alteración desenfocada de la luz incidente. Tales efectos son particularmente nocivos cuando ocurren en regiones de visión a distancia debido a que el ojo humano es más sensible a luz desenfocada en visión a distancia que en visión de cerca. Los métodos anteriores de formar regiones de diferente potencia óptica que incluyen tales discontinuidades no proporcionan una visión óptima. Diversos métodos previamente sugeridos por otros que requieren transiciones ópticamente no funcionales o regiones de alisamiento adolecen de este demérito. En la presente invención, se desea proporcionar un escalón óptico como un continuo liso de la curva de potencia de la lente si ha de obtenerse una visión a distancia óptima. Los términos de la Ecuación 1 se definen y son

continuos en el intervalo total de la superficie de lente. Evitando múltiples funciones o formas discontinuas que producen zonas de potencia discreta para visión a distancia, se evitan las transiciones necesarias consiguientes y sus efectos.

5 La Ecuación 1 puede transformarse por la expansión de Taylor en la siguiente ecuación polinómica:

10 Ec. 3
$$Z(x) = \frac{1}{2} \cdot k \cdot x^2 + \frac{1}{24} \cdot k^3 \cdot (\ln P)^2 \cdot x^4 + \frac{1}{720} \cdot k^5 \cdot (\ln P)^4 \cdot x^6 + \dots$$

que puede expresarse también como el sumatorio:

15 Ec. 4
$$Z(x) = \sum_{n=1}^m \frac{k^{2n-1} (\ln P)^{2(n-1)}}{(2 \cdot n)!} \cdot x^{2n}$$

20 en la que los términos son como previamente se definen y m es menor que 15 y, preferiblemente, menor que 5 por conveniencia de fabricación. Esta ecuación es conveniente para el diseño de lentes y las operaciones de fabricación. La convergencia rápida de la función de potencia de esta invención requiere el uso de tan pocos como tres términos de la ecuación anterior en muchos casos. Tales ecuaciones de superficie expresadas como polinomios se aplican fácilmente en sistemas de torneado por ordenador para mecanizar superficies de lentes o moldes para moldear superficies de lentes. Análogamente, estas ecuaciones que definen las lentes de la presente invención pueden expresarse en tablas de valores discretos de radio y dimensión sagital asociada.

30 Matemáticamente, una superficie de revolución debe contener sólo exponentes pares como se muestra en la forma anterior; sin embargo, los modernos sistemas de torneado de lentes computerizados son capaces de generar superficies de revolución para exponentes impares utilizando los valores absolutos de esos términos. Esto permite que se añadan términos de exponente impar a la ecuación anterior para manipular el resultado del efecto del diseño. Son posibles otras expresiones polinómicas para expresar la misma función básica, comprendidas expresiones que incluyen términos de exponente fraccionario. Además, el primer término de la Ecuación 3 puede modificarse a partir de su forma parabólica simple para incluir otras formas cónicas que proporcionen beneficios ocasionales sin restar mérito a las ventajas de la forma de potencia. La siguiente ecuación es una expresión general de una distribución de potencia alternativa que incluye un término cónico general:

40 Ec. 5
$$Z(x) = \frac{kx^2}{2} \cdot [1 - (1 - S \cdot k^2 \cdot x^2)^{1/2}] \cdot [1 + (1 - S \cdot k^2 \cdot x^2)^{1/2}]^{-1} +$$

45
$$+ (2 \cdot k \cdot (\ln P)^2)^{-1} \cdot P^{kx} + (2 \cdot k \cdot (\ln P)^2)^{-1} \cdot P^{-kx} - (k \cdot (\ln P)^2)^{-1}$$

en la que S es un factor de asfericidad o de forma. Para S=0, el primer término completo desaparece para obtener la forma exponencial original de la Ec. 1. Las siguientes formas cónicas se definen en la Ec. 5 por el valor de S aplicado:

| Forma cónica | Valor S |
|---------------------|-------------|
| Hiperboloide | $S < 0$ |
| Paraboloide | $S = 0$ |
| Elipsoide (prolato) | $0 < S < 1$ |
| Elipsoide (oblato) | $S > 1$ |
| Esfera | $S = 1$ |

5 Las lentes producidas utilizando esta ecuación y este método tienen características similares a las de los ejemplos previos, pero con el grado añadido de libertad proporcionada por el factor de forma incluido S, que puede manipularse para cambiar el tamaño de la apertura efectiva y la forma del escalón óptico.

10 La figura 3 contiene gráficos de potencia de adición para las lentes definidas por la Ecuación 5 con diversos valores del factor de forma S. Para cada distribución de potencia mostrada, se ha ajustado el valor de P de tal manera que la distribución de potencia pasa a través de la potencia de visión de cerca 34 en la misma dimensión radial. Ajustando S y P de esta manera, pueden manipularse la forma del escalón óptico y la pendiente de la distribución de potencia entre la región de visión a distancia y la potencia de visión de cerca. Para la mayoría de las lentes de contacto, el factor de forma S tendrá un valor en el intervalo de -5 a 2. A valores de S más allá de este intervalo, el valor de P llega a ser excesivamente pequeño o grande dando como resultado una distribución de potencia distorsionada. La Tabla 2 proporciona unos ejemplos de diseños de lente según la presente invención con diversos valores de S.

20 Tabla 2

| Lente # | Adición de cerca (dioptrías) | Potencia a distancia (dioptrías) | S | P | Diá. de apertura efectiva (mm) | Diá. de pupila mesópica (mm) | Adición máxima (dioptrías) |
|---------|------------------------------|----------------------------------|----|------|--------------------------------|------------------------------|----------------------------|
| 7 | 2,50 | -5 | +1 | 7,17 | 1,86 | 3,5 | 7,32 |
| 8 | 2,50 | -5 | -1 | 22,4 | 1,90 | 3,5 | 10,44 |
| 9 | 2,50 | +20 | -2 | 19,5 | 2,56 | 3,5 | 10,67 |
| 10 | 1,25 | -5 | +1 | 4,1 | 2,64 | 3,5 | 4,35 |
| 11 | 1,25 | -5 | -1 | 16,3 | 2,72 | 3,5 | 5,55 |
| 12 | 1,25 | +20 | -2 | 17,9 | 3,21 | 3,5 | 8,43 |

25 Como en los ejemplos previos, se supusieron en cada caso un radio de curva de base de 8,5 mm y un diámetro pupilar mesópico de 3,5 mm. Las lentes se diseñaron para tener la potencia de adición de cerca en este límite mesópico. La apertura efectiva se calcula a partir de una potencia de diseño crítica de 0,75 dioptrías por encima de la potencia a distancia.

30 Debido a que las distribuciones de potencia obtenidas a partir de las ecuaciones anteriores son típicamente crecientes de manera continua en la potencia de visión de cerca, el área de la lente que proporciona la potencia de visión de cerca es también típicamente pequeña. Una consecuencia para algunos usuarios puede ser una claridad de visión de cerca reducida. Para proporcionar una corrección de visión de cerca

incrementada en condiciones mesópicas, las distribuciones de potencia anteriores se modifican fuera de la región de visión a distancia central para mejorar la corrección de visión de cerca. La figura 2a representa tal lente de contacto según una realización preferida de la invención. La figura 2b es un diagrama de la potencia óptica de la lente de la figura 2a en función de la dimensión radial desde el vértice de la lente. La lente 30 incluye una región central 32 con una distribución de potencia 32a correspondiente a la región de visión a distancia 22 y un escalón óptico 26, como se muestra en la figura 1. La distribución de potencia 32a se produce en diversas formas de realización diferentes por la aplicación alterna de las ecuaciones anteriores. La potencia focal en la región central se eleva acusadamente en un escalón óptico 26 para crear una apertura inducida como se discute anteriormente. La potencia máxima alcanzada es la potencia de visión de cerca específicamente requerida 34. A esta potencia, el escalón óptico se trunca y la potencia de visión de cerca 34 se mantiene a través de una región de visión de cerca anular 36 que se extiende hacia fuera desde la región central 32. La región central 32 y la región de visión de cerca 36 están ambas dentro de la dimensión pupilar mesópica. En las formas de realización alternativas, la región de visión de cerca 36 tiene una distribución de potencia variable que sigue diversas formas para permitir una transición más suave entre el escalón óptico y una región de transición 38. Desde el perímetro exterior de la región de visión de cerca 36, la potencia óptica disminuye rápidamente en una región de transición 38 hasta una potencia igual a la potencia apical 24. Preferiblemente, el perímetro exterior de la región de transición 38 está aproximadamente en el límite exterior de la pupila mesópica. En este ejemplo, la distribución de potencia de transición 38a en la región de transición 38 sigue una curva hiperbólica simple. Es importante que la región de transición sea tan lisa como sea posible para no introducir borrosidad, mientras que, al mismo tiempo, se retraza la potencia rápidamente, de modo que se utiliza un mínimo de extensión radial. Otras curvas pueden satisfacer también estos requisitos, de tal manera que puedan expresarse por diversos polinomios. Radialmente fuera de la región de transición 38 hay una región de visión escotópica de lente 40 que tiene la potencia de visión a distancia – la potencia apical 24. Como se discutió anteriormente, en una forma de realización alternativa, la región de visión escotópica tiene una potencia reducida que es menor que la potencia apical. Fuera de la región escotópica de la lente hay una pestaña lenticular 42. La pestaña 42 no proporciona efecto óptico, pero sí proporciona soporte físico a la lente. Es importante que cualquier alisamiento o fusionado que se requiera entre las regiones anteriores esté fuera de la zona de visión a distancia primaria, que está dentro de la región central. Tal alisamiento puede llevarse a cabo por cualquiera de una variedad de métodos conocidos.

En las formas de realización alternativas, para proporcionar visión de cerca y a distancia equilibrada se manipulan las distribuciones de potencia para ajustar las respectivas áreas correctivas sobre la lente. Se cree que puede obtenerse una combinación más efectiva de la visión de cerca y de la visión a distancia proporcionando una región de potencia de visión de cerca por lo menos tan grande como el área de lente de potencia de visión a distancia. Esto es, utilizando áreas normales para la trayectoria óptica, el área dentro de la región de visión de cerca anular es igual o mayor que el área dentro de la apertura efectiva. Se requiere la manipulación de P y S para obtener el resultado deseado a partir de la Ecuación 5. Esto puede llevarse a cabo por un proceso iterativo como se describe ahora con respecto a la figura 4, que es un gráfico de una distribución de potencia 20. Se presume que los parámetros del usuario y los parámetros específicos de lente se han definido e insertado en la Ecuación 5. La potencia de visión de

cerca requerida se determina también a partir de los requisitos del usuario. Se selecciona un factor de forma de prueba: se sugiere $S = -1$. Se elige una primera estimación de la dimensión radial de potencia de visión de cerca (R_{NADD}) menor que la dimensión radial pupilar mesópica 50 del usuario. La Ecuación 5 se evalúa entonces para diversos valores P y la potencia de adición resultante ($ADDP(r)$) se calcula en R_{NADD} . Cuando la distribución de potencia en R_{NADD} iguala a la potencia de visión de cerca requerida 34, la abertura efectiva 51 se determina a partir de la ecuación y el nivel de diseño seleccionado (véase anteriormente). Esto puede hacerse por tanteo iterativo. A continuación, se calculan las respectivas áreas de la región de visión de cerca y dentro de la apertura efectiva. Si la región de visión de cerca es insuficiente – menos que dentro de la apertura efectiva – se reduce el factor de forma. Si la región de visión de cerca es demasiado grande – mayor que dentro de la apertura efectiva – se incrementa el factor de forma. La iteración sobre P puede utilizarse de nuevo para obtener la potencia de visión de cerca deseada y verificar las áreas. En la lente producida por este método, la distribución de potencia se trunca en la potencia de visión de cerca para formar una región de visión de cerca 36 que se extiende hasta la dimensión pupilar 50 como se describe con respecto a la figura 3. La región de visión de cerca 36 tiene una potencia constante en toda su área. Las regiones de lente fuera de la pupila mesópica pueden diseñarse como se describe con respecto a la figura 3. Los procesos iterativos anteriores pueden automatizarse por métodos de ordenador. Los valores tabulados para parámetros comunes pueden utilizarse también para simplificar el proceso. Otros métodos de ejecutar estos pasos están también disponibles para los expertos en la materia.

La figura 5 es un gráfico de una superficie óptica correspondiente a las regiones de distribución de potencia y correctivas representadas en la figura 2b. A partir del vértice, una región 61 de superficie central se curva hacia dentro desde una línea de referencia esférica 62. La línea de referencia esférica 62 corresponde a la superficie de una única lente de potencia. La región 61 de superficie central corresponde a la distribución de potencia de región de visión central (32a en la figura 2b). La región 61 de superficie central termina en una superficie de surco 63 correspondiente a una potencia de visión de cerca. A partir de la superficie de surco 63 se extiende una región de superficie escotópica 65 que tiene un radio creciente de curvatura que corresponde a las potencias de región de transición y escotópica. En el borde exterior de la superficie hay una superficie de pestaña lenticular 67.

Se obtiene una aproximación de las distribuciones de potencia anteriores en una realización diferente por el uso de funciones cíclicas que proporcionan beneficios adicionales. La siguiente ecuación para una potencia de adición de lente proporciona una transición mejorada entre las potencias intermedias y la potencia de visión de cerca, mientras facilita también el control de la potencia máxima y su localización radial.

$$\text{Ec. 6} \quad ADD(x) = \frac{ADDM}{2} \cdot \left[1 + \cos \left[\pi \cdot \left(\frac{Xc-x}{Xc} \right) \right] \right]$$

en la que: $ADD(x)$ es la potencia de adición en un punto x como se define anteriormente, $ADDM$ es la potencia máxima que se selecciona para que sea igual a la potencia de visión de cerca requerida, y Xc es la localización deseada de la potencia máxima.

La figura 6 es un gráfico de distribuciones de potencia 69, 69', 69'' generadas por esta ecuación para diversos valores de ADDM y Xc en la ecuación anterior. Las lentes formadas con estas distribuciones de potencia presentan los mismos beneficios ópticos proporcionados por la apertura efectiva y el escalón óptico discutidos previamente. Debido a la capacidad de controlar la potencia máxima de la distribución, son particularmente muy adecuadas para su modificación por introducción de una región de visión de cerca extendida a la manera de la realización previa. La figura 7 representa una distribución de potencia de lente formada extendiendo tal distribución de potencia cíclica 70 a partir de la potencia máxima ADDM, con una región de visión de cerca 72 que tiene una potencia de visión de cerca constante en la dirección radial. La forma de la distribución de potencia cíclica 70 proporciona una transición suave a la región de visión de cerca y mejora la calidad óptica. Una imagen especular 74 de la distribución de potencia cíclica 70 se utiliza en el límite exterior de la región de visión de cerca 72 para definir una transición suave reduciendo la potencia óptica en la dirección radial hasta la potencia de distancia apical.

La función de superficie completa puede derivarse para la Ecuación 6, pero da como resultado una ecuación que es poco manejable para aplicarla en la fabricación de lentes. Una aproximación efectiva de las superficies ópticas asociadas a la distribución de potencia de la Ecuación 6 puede desarrollarse a partir de la siguiente ecuación:

$$\text{Ec. 7} \quad Z(x) = \frac{1}{2} \cdot k \cdot x^2 + \frac{M \cdot 10^{-3}}{2(n-1)} \cdot \left[\frac{1}{2} \cdot x^2 + \left(\frac{T^2}{\pi^2} \right) \cdot \left(\cos\left(\frac{\pi}{T} \cdot x \right) - 1 \right) \right]$$

donde: M y T son variables que deben determinarse.

Con el fin de llegar a la forma de superficie apropiada, la Ecuación 7 se manipula de la manera típica para llegar a una función de potencia aproximada correspondiente en términos de M y T. Los valores apropiados de M y T se determinan por iteración y comparación de la forma de función de potencia aproximada con la función de potencia deseada de la Ecuación 6. Cuando las dos formas de función de potencia son suficientemente similares, los valores correspondientes de M y T se aplican a la Ecuación 7. Esta superficie se aplica a continuación para crear una superficie óptica de lente que produce la función de potencia deseada de la Ecuación 6.

Las ecuaciones anteriores para la forma de superficie óptica generan las distribuciones de potencia óptica deseadas cuando se aplican a la superficie anterior de una lente de contacto. Aunque pueden utilizarse para conformar lentes positivas, se obtienen beneficios adicionales cuando se utilizan para formar lentes negativas como se menciona anteriormente.

Debido al pequeño tamaño de la región de visión a distancia centralmente localizada, es deseable que el eje óptica de la lente esté centrado, en uso, con respecto al eje de visión de la pupila. Las lentes de contacto blandas hidrofílicas actualmente disponibles se centran bien generalmente sobre el ojo y, por tanto, se prefieren para llevar a cabo la invención con respecto a lentes rígidas típicas que generalmente no se centran tan bien. Sin embargo, en cualquier lente de contacto que pueda mantenerse en posición

5 centrada, los conceptos de esta memoria son igualmente aplicables. Un método de mejorar el centrado de la lente con lentes rígidas permeables al gas utiliza una base de geometría inversa similar a los conceptos conocidos y utilizados para el moldeado corneal en ortoqueratología. La base de geometría inversa aplica a la superficie posterior de una lente una curva relativamente plana en el centro del vértice corneal y rodea esa región con una porción de radio progresivo que crea una succión sobre la córnea. Rodeando estas regiones hay una tercera región que tiene una curvatura que se alinea con la córnea. Un efecto combinado de estas características es una fuerza de centrado aplicada a la lente. Las formas de superficie definidas por las Ecuaciones 1 y 5 anteriores pueden aplicarse también a la curva de base de una lente rígida permeable al gas y, utilizando estas características naturales de plano-empinado-plano de las formas, pueden proporcionar el mismo efecto de centrado.

15 En los ejemplos anteriores, se presume que la óptica de la pupila está centrada sobre la geometría del cuerpo de la pupila. Frecuentemente, éste no es el caso, ya que se encuentra en algunas personas un desplazamiento geométrico natural de las pupilas. Con el fin de posicionar una lente de contacto excéntricamente con respecto a la geometría del cuerpo de la pupila, en formas de realización alternativas se aplica un bisel excéntrico al perímetro de la superficie posterior. Análogamente, puede utilizarse una pestaña excéntrica para el mismo efecto. Estableciendo una excentricidad de lente con respecto a la geometría de la pupila que iguala a la excentricidad óptica, la lente puede centrarse con el eje óptico. Estas formas de realización se utilizan muy efectivamente en lentes blandas y rígidas permeables al gas.

25 Las lentes de contacto según la presente invención incluyen lentes duras, lentes blandas y lentes rígidas permeables al gas formadas de cualquiera de los materiales utilizados típicamente. La lente preferida es una lente blanda de hidrogel o una lente blanda de hidrogel basado en silicona. La potencia óptica de una lente es función de la forma de la lente y de las propiedades del material. Las formas y funciones de lente discutidas en la presente memoria lo son con respecto a la condición pretendida de la lente durante el uso. Esto significa, por ejemplo, que las lentes diseñadas con un contenido de agua significativo están completamente hidratadas. Los sistemas de torno actuales son capaces de transformar parámetros de entrada para explicar cambios en las propiedades del material tales como los que ocurren en lentes de contacto que tienen un alto contenido de agua en uso. Análogamente, las lentes fundidas pueden formarse teniendo en cuenta las mismas transformaciones del material.

40 Aunque las discusiones anteriores han sido principalmente con respecto a lentes de contacto, la invención incluye otras lentes que incorporan los nuevos conceptos de esta memoria, incluyendo, pero no limitándose a, lentes esclerales y lentes intraoculares. En particular, en estos dispositivos ópticos alternativos se forman distribuciones de potencia que tienen escalones ópticos que crean aperturas efectivas. En la Tabla 3 siguiente, se proporcionan parámetros de diseño para una IOL y un perfil de superficie corneal conformado según la presente invención.

Tabla 3

| Lente | Adición de cerca (dioptrías) | Potencia a distancia (dioptrías) | S | P | Diá. apertura efectiva (mm) | Diá. de pupila mesópica (mm) |
|----------------|------------------------------|----------------------------------|---|------|-----------------------------|------------------------------|
| IOL | 2,50 | +20 | 0 | 18 | 1,83 | 3,5 |
| Perfil corneal | 2,50 | 0 | 0 | 10,1 | 1,80 | 3,5 |

5 En el diseño de IOL, el índice de refracción de la lente y el vítreo se presume que es 1,49 y 1,34, respectivamente. La IOL es una lente en forma de "D" con un espesor central de 0,50 mm. El índice corneal de refracción se toma como 1,376 con un radio corneal de 7,7 mm. Los detalles de conformación de tales dispositivos con las superficies ópticas aquí definidas se conocen por los expertos en la materia.

10 En una forma de realización alternativa, los beneficios de las funciones de potencia y superficie ajustables anteriores se consiguen en lentes de gafas. Debido a su falta de proximidad con la pupila, los efectos de una apertura efectiva no se ven en lentes de gafas según la presente invención. Sin embargo, las ecuaciones de potencia y superficie anteriores proporcionan métodos únicos de conformación de lentes de gafas progresivas
15 en donde una primera distribución de potencia define una línea umbilical a lo largo de un eje de la lente. Las distribuciones de potencia ortogonales se definen con valores de potencia coincidentes en los puntos de intersección con la primera distribución de potencia sobre la línea umbilical.

20 El efecto de la apertura inducida producida por la presente invención es también valioso para corregir la visión a distancia cuando no se requiere corrección de visión de cerca. La presente invención incluye lentes de contacto que tienen un escalón óptico y una apertura inducida sin una necesidad específica de corrección de visión de cerca.

25 Todavía en otras formas de realización alternativas de la invención, la distribución de potencia de la lente tiene una pluralidad de picos de potencia en dimensiones radiales incrementales. Un ejemplo de realización se muestra en la figura 8, que proporciona un diagrama de potencia en función de la dimensión radial para tal realización. Tres picos de potencia óptica 80 alcanzan una potencia máxima 82 que es igual o mayor que la potencia
30 81 de visión de cerca de diseño. Desde el vértice hasta el primer pico, la distribución de potencia se define de la misma manera que la expresada en formas de realización anteriores. En el vértice de lente, la potencia es igual a la potencia de distancia deseada 84 y se eleva rápidamente en la dirección radial para afectar a una apertura inducida. Sin embargo, la distribución de potencia 83 no se nivela ni se aplanan en la potencia máxima
35 82. La distribución de potencia se refleja entonces simétricamente alrededor del pico de tal modo que la potencia descienda de manera similar hasta cerca de la potencia de distancia 84. Los picos subsiguientes se definen repitiendo esta distribución de potencia en la dimensión radial. La localización radial del pico más interior está en o dentro de la dimensión pupilar mesópica. Aunque la figura 8 representa tres picos, pueden incluirse
40 dos o más de tres picos – limitándose el máximo por la necesidad de localizarlos todos ellos dentro de la dimensión de pupila máxima del diseño para que sean efectivos en la visión. Estas distribuciones de potencia que tienen múltiples picos proporcionan visión a distancia mejorada como consecuencia del efecto de apertura inducida previamente

5 discutido. Asimismo, los picos repetidos proporcionan por lo menos dos beneficios adicionales. El primer beneficio es una visión intermedia y de cerca mejorada debido al hecho de que cada pico proporciona una región efectiva incremental de potencia 85 a potencias de distancia intermedia y de cerca menores que la potencia máxima 82. Un beneficio adicional es el adelgazamiento consiguiente de la lente que resulta de la forma de superficie de lente asociada.

10 La figura 9 representa una superficie de lente asimétrica 90 mostrada como un diagrama de profundidad sagital en función de la dimensión radial para la superficie óptica anterior de una lente. Esta superficie proporciona una distribución de potencia como se describe con respecto a la figura 8, pero con dos picos. Cada pico de potencia está asociado a un surco 91 en la superficie de lente 90. Aunque cada surco se muestra como teniendo una depresión discontinua, los detalles prácticos de la fabricación establecen que estos estarán de hecho algo redondeados o fusionados. Aunque estos surcos pueden inducir potencialmente algún nivel de interferencia difractiva, se cree que ello es de efecto mínimo en la mayoría de las lentes. Las formas de realización de la invención que tienen múltiples picos de potencia se caracterizan en parte por una pluralidad de surcos radiales. En las dimensiones radiales exteriores, el efecto de adelgazamiento de los surcos puede verse como que la superficie de lente sigue estrechamente la línea de curvatura de base de lente 93. La forma de la superficie de lente para producir la distribución de potencia anteriormente descrita entre el vértice y el primer pico se define en diversas formas de realización por las ecuaciones discutidas anteriormente. Esta forma puede reflejarse entonces simétricamente alrededor del pico e imponerse sobre la curvatura de la lente utilizando métodos conocidos. dichas operaciones se llevan a cabo fácilmente utilizando tornos modernos controlados numéricamente diseñados para esta finalidad. En formas de realización alternativas, los diversos picos pueden tener cada uno de ellos una forma de superficie distinta. Esto es, una o más pendientes o declives de superficie que definen los picos individuales pueden ser especificados por una forma de superficie distinta de las otras pendientes y declives. Por ejemplo, la forma de superficie desde el vértice de lente hasta el primer pico puede especificarse por la Ecuación 5 anterior con un primer grupo de parámetros (es decir, valores de P y S), mientras que la forma de superficie que desciende desde el primer pico y los subsiguientes picos se definen por la Ecuación 5 con un segundo grupo distinto de parámetros (reflejados según sea necesario en cada caso).

35 La discusión anterior se proporciona a título de ejemplo solamente. Otras variaciones de los conceptos inventivos reivindicados resultarán evidentes para los expertos en la materia. Se contempla también la adaptación o incorporación de dispositivos y materiales alternativos conocidos, presentes y futuros. El alcance pretendido de la invención se define por las siguientes reivindicaciones.

40

Reivindicaciones

- 5 1. Lente multifocal oftálmica que tiene corrección de visión a distancia mejorada, que comprende:
- una región de visión a distancia centralmente localizada que tiene un vértice y una potencia apical; y
- 10 por lo menos una superficie óptica que crea una distribución de potencia de lente que tiene unas derivadas primera y segunda continuas de modo que ésta aumente de forma suave radialmente hacia fuera desde la potencia apical en el vértice hasta una potencia de adición en un radio comprendido entre 1,75 y 2 mm desde el vértice, estando la potencia de adición por lo menos +1 dioptría por encima de la potencia apical, y
- 15 la distribución de potencia incluye un escalón óptico entre la región de visión a distancia y la potencia de adición, presentando la distribución de potencia una potencia de visión borrosa de +0,75 dioptrías mayor que la potencia apical en un radio en el intervalo comprendido entre 0,5 y 1,75 mm desde el vértice y desde allí aumenta hasta la potencia de adición;
- 20 de tal manera que un usuario que reciba imágenes distantes que pasen a través de la lente es inducido a ver las imágenes distantes a través de la región de visión a distancia.
- 25
2. Lente según la reivindicación 1, en la que:
- 30 la potencia de adición es igual a una potencia de visión de cerca predeterminada.
3. Lente según la reivindicación 2, que comprende además:
- 35 una región de visión de cerca que se extiende radialmente hacia fuera desde el escalón óptico y que tiene una potencia igual a la potencia de visión de cerca.
- 40
4. Lente según la reivindicación 3, que comprende además:
- una región de visión escotópica que rodea la región de visión de cerca y que tiene una potencia escotópica no mayor que la potencia apical.
- 45
5. Lente según la reivindicación 4, en la que:
- la potencia escotópica es menor que la potencia apical.

6. Lente según la reivindicación 1, en la que:

dicha por lo menos una superficie óptica es una superficie óptica definida por el sumatorio

$$Z(x) = \sum_{n=1}^m \frac{k^{2n-1} (\ln P)^{2(n-1)}}{(2 \cdot n)!} \cdot x^{2n},$$

5

en la que:

x es una distancia perpendicular desde el vértice en milímetros,

10

Z(x) define una profundidad sagital en el punto x,

k es la inversa del radio apical de curvatura en milímetros,

15

P es un número positivo mayor que 1,

ln es la función del logaritmo natural y

m es igual por lo menos a 3.

20

7. Lente según la reivindicación 6, en la que:

P tiene un valor en el intervalo mayor de 1 a 60.

25

8. Lente según la reivindicación 1, en la que:

dicha por lo menos una superficie óptica es una superficie óptica definida por

30

$$Z(x) = \frac{kx^2}{2} \cdot \left[1 - (1 - S \cdot k^2 \cdot x^2)^{1/2} \right] \cdot \left[1 + (1 - S \cdot k^2 \cdot x^2)^{1/2} \right]^1 \\ + (2 \cdot k \cdot (\ln P)^2)^{-1} \cdot P^{k \cdot x} + (2 \cdot k \cdot (\ln P)^2)^{-1} \cdot P^{-k \cdot x} - (k \cdot (\ln P)^2)^{-1}$$

en la que:

x es una distancia perpendicular desde el vértice en milímetros,

35

Z(x) define una profundidad sagital en el punto x,

k es la inversa del radio apical de curvatura en milímetros,

40

P es un número positivo mayor que 1,

ln es la función del logaritmo natural y

S es un factor de forma.

5 9. Lente según la reivindicación 8, en la que:

P tiene un valor en el intervalo de más de 1 a 60.

10 10. Lente según la reivindicación 9, en la que:

S tiene un valor en el intervalo de -5 a 2.

15 11. Lente según la reivindicación 1, en la que:

la distribución de potencia desde la potencia apical hasta la potencia de adición viene definida por una función cíclica.

20 12. Lente según la reivindicación 11, en la que la función cíclica es:

$$ADD(x) = \frac{ADDM}{2} \cdot \left[1 + \cosine \left[\pi \cdot \left(\frac{Xc - x}{Xc} \right) \right] \right],$$

en la que:

25 ADD(x) es la potencia de adición por encima de la potencia apical en x,

x es una distancia perpendicular desde el vértice,

30 ADDM es igual a una potencia máxima,

Xc es una localización predeterminada de la potencia máxima y

35 π es el valor trigonométrico pi igual a la relación de una circunferencia de círculo con el diámetro.

13. Lente según la reivindicación 1, que comprende además:

40 una pluralidad de surcos que se extienden radialmente desde un centro de la lente y que define regiones de potencia de pico óptico.

45 14. Lente según la reivindicación 1, en la que:

dicha por lo menos una superficie óptica es una superficie óptica definida por:

$$Z(x) = (2 \cdot k \cdot (\ln P)^2)^{-1} \cdot P^{k \cdot x} + (2 \cdot k \cdot (\ln P)^2)^{-1} \cdot P^{-k \cdot x} - (k \cdot (\ln P)^2)^{-1},$$

en la que:

5 x es una distancia perpendicular desde el vértice en milímetros,

Z(x) define una profundidad sagital en el punto x,

k es la inversa del radio apical de curvatura en milímetros,

10

P es un número positivo mayor que 1 y

ln es la función del logaritmo natural.

15

15. Lente según la reivindicación 14, en la que:

P tiene un valor en el intervalo de más de 1 a 60.

20

16. Lente según la reivindicación 15, que comprende además:

una región de potencia reducida que rodea el escalón óptico y que presenta una potencia óptica que decrece rápidamente desde la potencia de adición radialmente hacia fuera hasta una potencia reducida no mayor que la potencia de distancia.

25

17. Lente según la reivindicación 16, que comprende además:

una región de visión escotópica que rodea la región de potencia reducida y que tiene una potencia escotópica no mayor que la potencia apical.

30

18. Lente según la reivindicación 17, en la que:

la potencia de distancia es negativa y la región escotópica tiene una potencia más negativa que la potencia de distancia.

35

19. Lente según la reivindicación 17, en la que:

la región escotópica tiene una potencia igual a la potencia de distancia.

40

20. Lente según la reivindicación 14, en la que:

la lente es una lente intraocular.

45

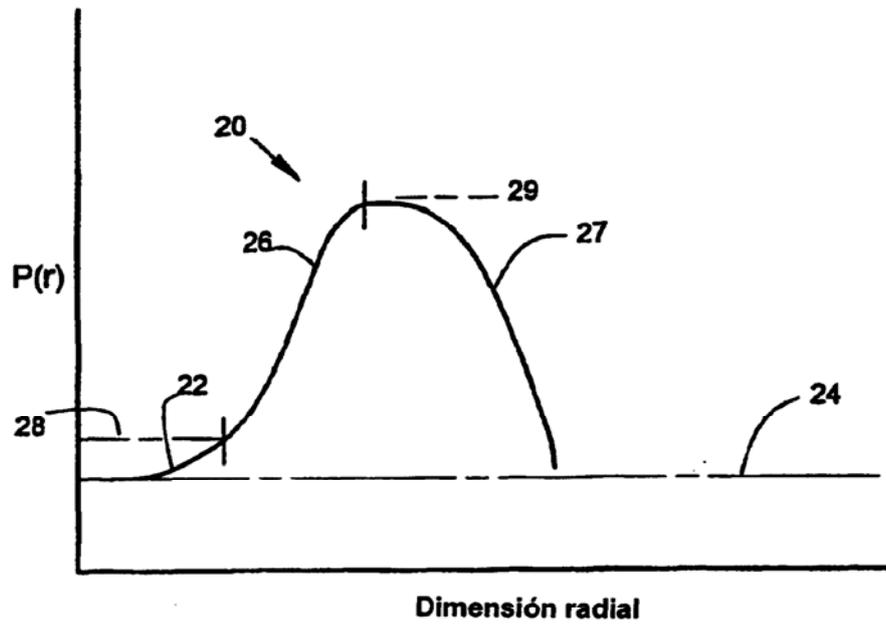


FIG. 1

8
5
8
5
8
9
7

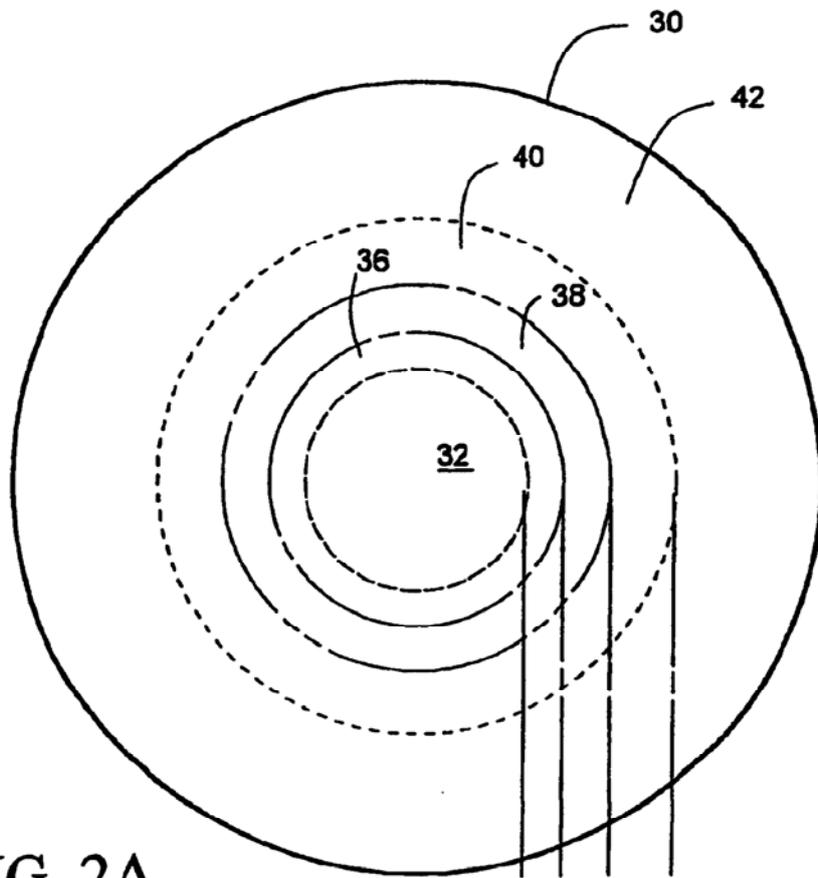
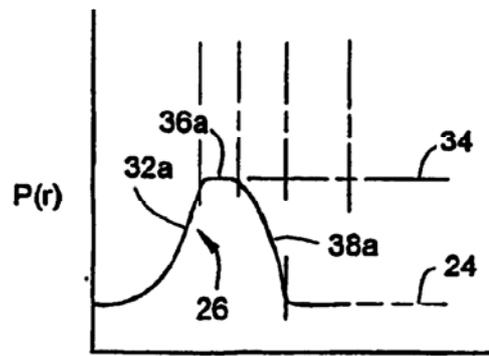


FIG. 2A



Dimensión radial

FIG. 2B

ES 2 349 797 T3

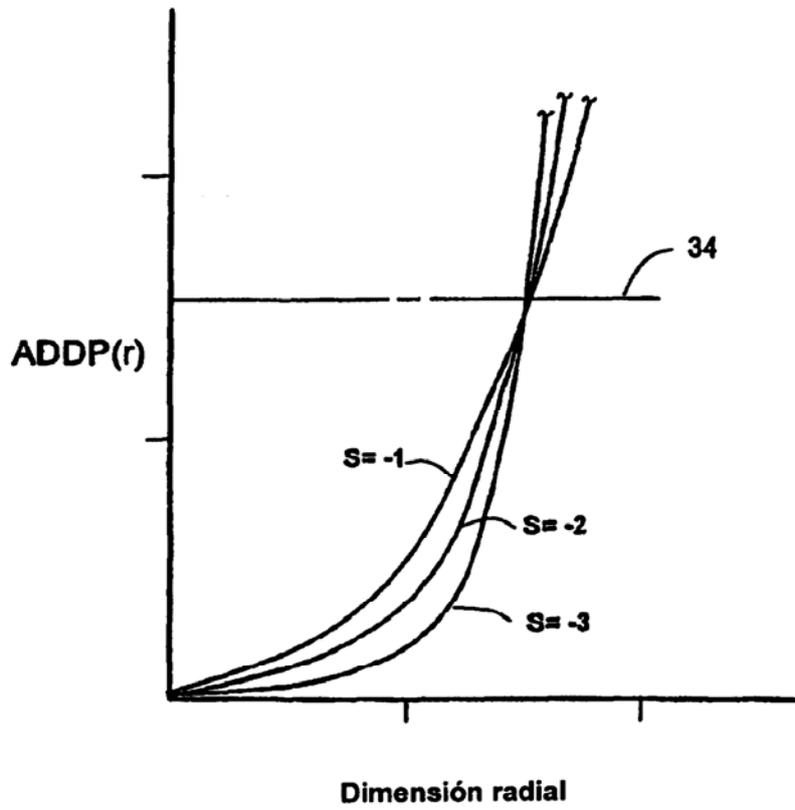


FIG. 3

8
5
4
5
9
7

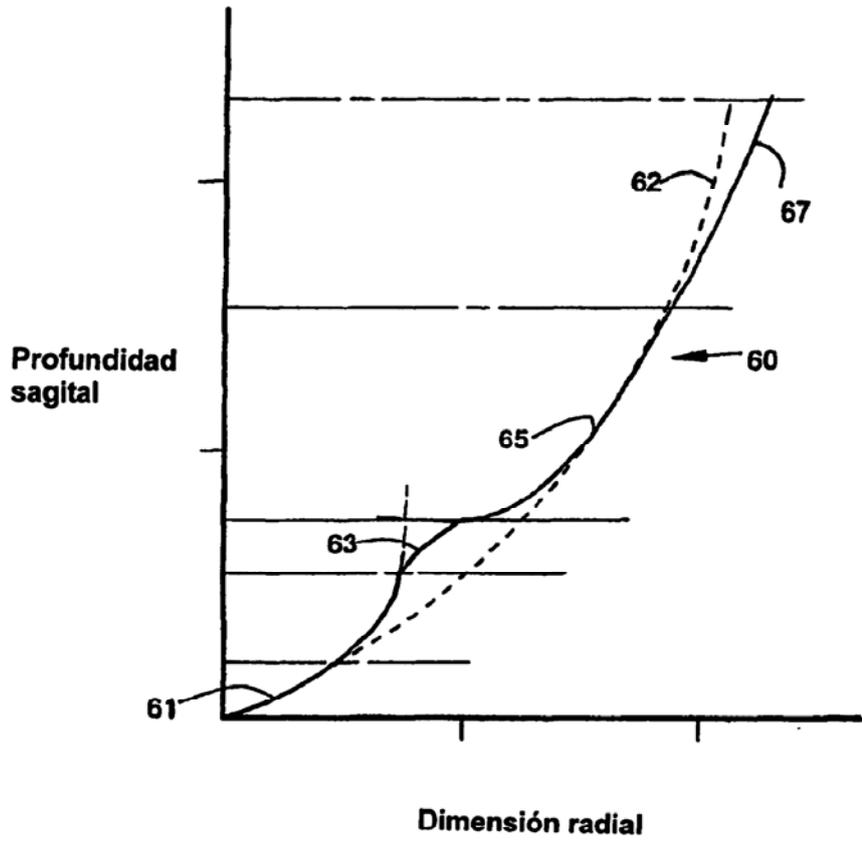


FIG. 5

2
5
6
6
9
9
2

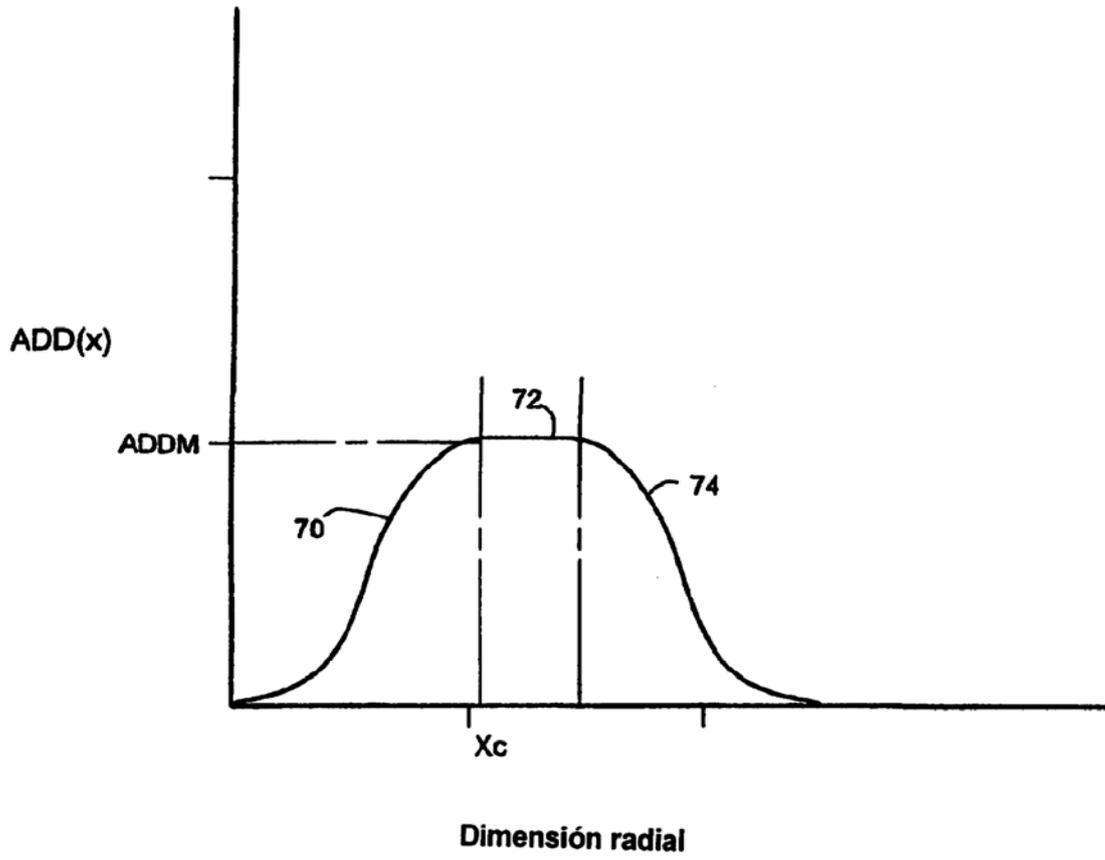
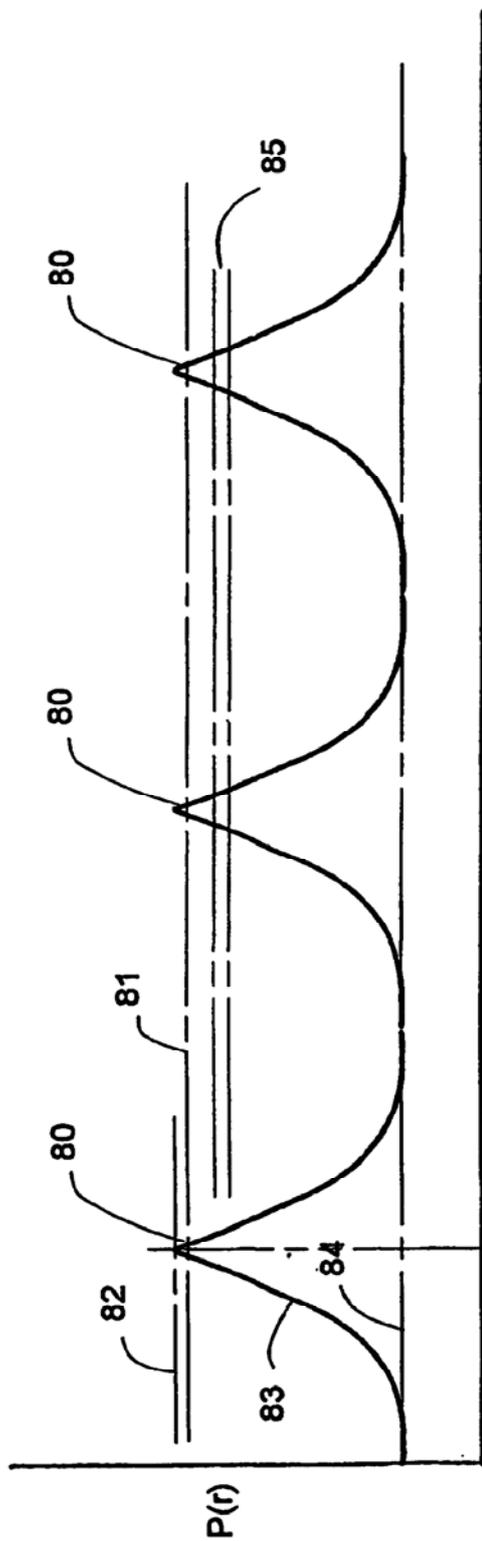


FIG. 7

8
5
8
8
9
9
2



Dimensión radial

FIG. 8

WAVELENGTH OF 82

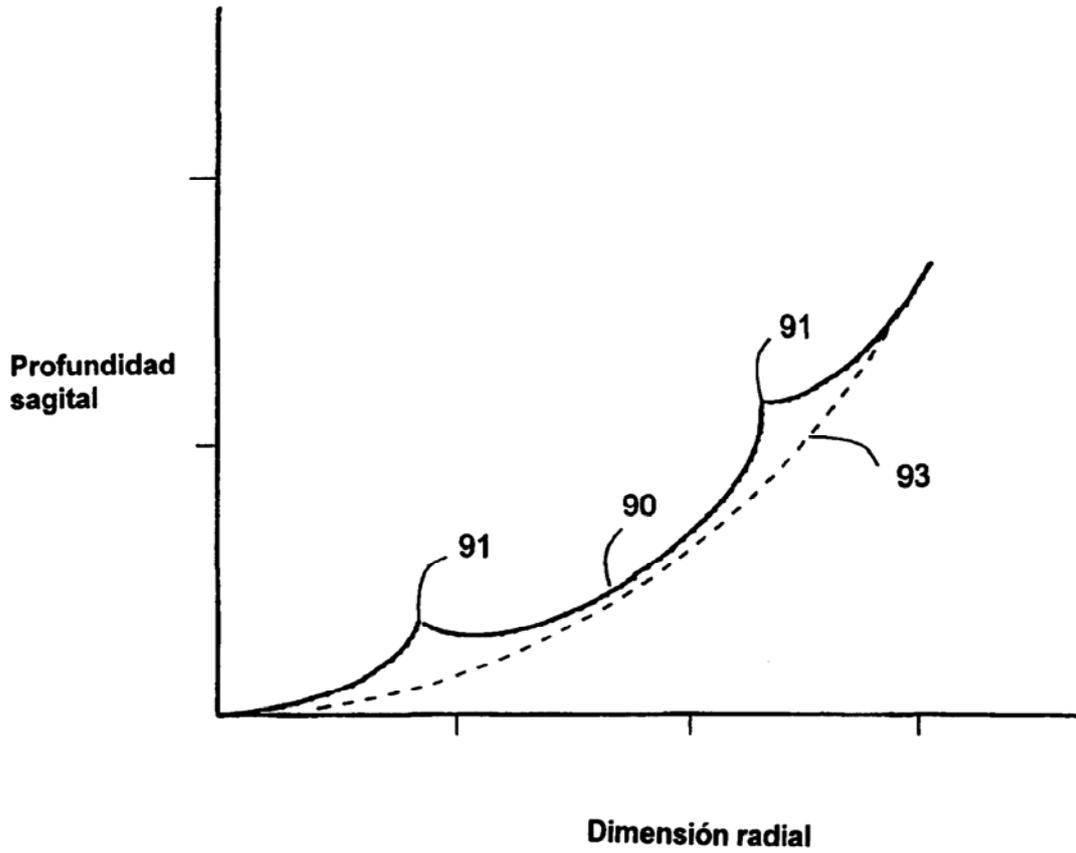


FIG. 9

5
6
7
8
9
0
1
2