

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 666 900**

51 Int. Cl.:

A61F 2/14 (2006.01)

A61F 9/01 (2006.01)

A61F 2/16 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **11.01.2007 PCT/US2007/060395**

87 Fecha y número de publicación internacional: **19.07.2007 WO07082268**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **11.01.2007 E 07717944 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.12.2017 EP 1976455**

54 Título: **Procedimiento y aparato para controlar la posición de imagen periférica para reducir la progresión de miopía**

30 Prioridad:

12.01.2006 US 758316 P

15.03.2006 US 782658 P

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

08.05.2018

73 Titular/es:

**BRIEN HOLDEN VISION INSTITUTE (100.0%)
PO Box 6327 UNSW Sydney
New South Wales 1466, AU**

72 Inventor/es:

**HO, ARTHUR;
SMITH, EARL LEO III;
SANKARIDURG, PADMAJA y
HOLDEN, BRIEN ANTHONY**

74 Agente/Representante:

PONS ARIÑO, Ángel

ES 2 666 900 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

Procedimiento y aparato para controlar la posición de imagen periférica para reducir la progresión de miopía

5 REFERENCIA CRUZADA

Esta solicitud reclama el beneficio de la prioridad de las solicitudes de patente provisionales de EE. UU. conjuntamente en tramitación y comúnmente cedidas con n.º 60/758.316 depositada el 12 de enero de 2006, y con n.º 60/782.658 depositada el 15 de marzo de 2006.

10 CAMPO DE LA INVENCION

La presente solicitud está dirigida generalmente a procedimientos y sistemas para el tratamiento en la progresión de error refractivo. Esto representa un avance novedoso y no evidente sobre la patente comúnmente cedida de EE. UU. con n.º 7.025.460.

En particular, la presente invención está dirigida a procedimientos, sistemas y aparatos para retrasar o eliminar la progresión de la miopía en un individuo mediante el control de las aberraciones fuera de eje, manipulando por tanto la curvatura relativa del campo de una imagen visual mientras se proporcionan simultáneamente una imagen nítida en una dirección no central seleccionada además de puntos de visión.

La miopía, también conocida como poca visión o visión corta, es un tipo de error refractivo del ojo. El error refractivo, un estado óptico del ojo en el cual el enfoque del ojo es incorrecto causando una visión borrosa, incluye miopía, hiperopía (visión de largo alcance o hipermetropía) y astigmatismo refractivo. En la miopía, el defecto de enfoque visual es tal que los objetos distantes (elementos en el escenario que están siendo vistos por el ojo) aparecen borrosos debido a que las imágenes están enfocadas enfrente de la retina en lugar de sobre la retina. La miopía es un trastorno visual común que afecta aproximadamente a un cuarto de la población adulta en los Estados Unidos de América y su prevalencia continúa aumentando. En algunos países, más notablemente en el continente asiático, la prevalencia de la miopía es ahora superior al 80 % en los niños en edad escolar y en países concretos. Por tanto, un amplio porcentaje de la población mundial tiene miopía a un nivel que requiere de alguna forma de corrección óptica con el fin de ver con claridad. También se conoce que la miopía progresa sin importar la edad de inicio; la miopía tiende a aumentar en cantidad con lo que requiere una fuerte corrección, siendo esta cada vez más fuerte. Las cantidades de miopía alta pueden conllevar algunas formas de patología en la retina; con el riesgo aumentado de desprendimiento de retina, y posterior catarata y glaucoma. Además, acompañando a este trastorno visual nos encontramos las cargas personales, sociales y económicas propias del individuo en la comunidad. Estas incluyen los costes directos en tratamiento y corrección de la visión (cuyas cantidades ascienden a varios billones de dólares al año), así como los costes indirectos, como los derivados de la productividad y calidad de vida del individuo. Los efectos visuales y patológicos potenciales de la miopía, además de los inconvenientes derivados junto con los costes para el individuo y la comunidad hace que sea deseable tener estrategias efectivas para prevenir o retrasar el inicio de la miopía, tanto para detener o retrasar su progreso, como para limitar la cantidad de miopía que se da en niños y adultos jóvenes.

Actualmente, la visión borrosa de los individuos con errores refractivos, lo que incluye aquellos con miopía, es habitualmente mejorada mediante la prescripción de correcciones ópticas. Estas correcciones ópticas se implementan usando una amplia gama de dispositivos de corrección de la visión que incluye gafas, lentes de contacto y cirugía refractiva. Estas correcciones cambian ópticamente la posición del enfoque de la imagen visual de manera que esta se ubica sobre la retina, restaurando por tanto la visión nítida. Sin embargo, esto hace poco, en caso de hacer algo, para desacelerar o detener la progresión de la miopía, y de acuerdo con, por lo menos, algunos hallazgos de investigación, podrían de hecho favorecer la misma progresión de la miopía.

Se han sugerido estrategias para evitar o detener la miopía que implican intervenciones farmacológicas tales como el uso de atropina o pirenzopina. Sin embargo, las desventajas potenciales asociadas con el uso a largo plazo de tales sustancias farmacológicas pueden hacer que dichas modalidades no sean atractivas. Otras estrategias incluyen el entrenamiento visual. Tales modalidades que, en la práctica, pueden desarrollarse solo esporádicamente y requerir de una atención rigurosa por parte del paciente, pueden tener un valor cuestionable debido a una posible incorrecta aplicación o a un mal cumplimiento por parte del paciente.

Dado que el individuo con un error refractivo normalmente estará usando un dispositivo de corrección de visión y normalmente durante largo tiempo, un procedimiento para reducir o eliminar la progresión de la miopía que esté fundamentado ópticamente y que pueda ser incorporado en el dispositivo de corrección de visión podría ser

extremadamente atractivo debido al cumplimiento asegurado por parte del individuo, así como a la amplia duración del tratamiento que puede llegar a conseguirse.

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

5 Un número de procedimientos ópticos han sido desarrollados durante años para intentar reducir o eliminar la progresión de la miopía. Estos procedimientos tratan de extender el carácter de su dispositivo de corrección de visión asociado a otro que consista en un dispositivo de tratamiento de visión (p. ej., error refractivo). En este documento, «los dispositivos de corrección de visión» que emplean procedimientos ópticos para eliminar o reducir la
10 progresión de los errores refractivos se denominarán «dispositivos de tratamiento de visión».

Un procedimiento óptico muy probado es el de «infracorrección», en el cual se prescribe al usuario una potencia óptica menor que la necesaria para corregir completamente su error refractivo. Dado que la posición de la imagen visual no es reubicada en la retina, la visión borrosa constante es una consecuencia implícita e indeseada del
15 procedimiento de «infracorrección». Debido a la visión borrosa constante, el cumplimiento por parte del usuario para seguir este procedimiento resulta probablemente deficiente.

Otros procedimientos ópticos emplean gafas bifocales o esféricas progresivas o bien lentes de contacto bifocales como estrategias potenciales para retrasar la progresión de la miopía. Por ejemplo, la patente de EE. UU. 6.343.861
20 otorgada a Kris describe el uso de una lente oftálmica diseñada para reducir la tasa de progresión de miopía juvenil. La patente de EE. UU. 6.752.499 otorgada a Aller describe un procedimiento para tratar la progresión de la miopía en los pacientes que también presentan un punto próximo a la esoforia mediante la prescripción selectiva de lentes de contacto bifocales. La patente WO 2006/004440 otorgada a Phillips describe el uso de lentes de contacto bifocales con varios arreglos del área de corrección de visión y del área de desenfoque miópico para contrarrestar la
25 progresión de la miopía. La patente de los EE. UU. 2006/0082729 otorgada a To describe el uso de lentes de tipo Fresnet para producir dos poderes refractivos (es decir, un efecto bifocal) para tratar la progresión de la miopía.

Sin embargo, los estudios sobre la eficacia de los procedimientos que emplean los dispositivos bifocales muestran generalmente solo una eficacia limitada. En el caso de las gafas bifocales o progresivas, el cumplimiento del usuario
30 para ver siempre a través de la parte incluida para visión cercana de las gafas, en una tarea cercana, no puede garantizarse. Y esto es particularmente así en el caso de niños. Las lentes de contacto bifocales usadas hasta la fecha han sido bifocales para visión simultánea; es decir, tanto las imágenes cercanas como las alejadas son producidas simultáneamente en el ojo. Tales bifocales degradan la calidad, en general, de la imagen en la retina y, además, se sabe que producen problemas visuales indeseables, tales como halos, reflejos e imágenes fantasma.

Todavía hay otros procedimientos ópticos que buscan reducir la progresión de la miopía mediante la manipulación de las aberraciones en la imagen visual introducida en el ojo. Las «aberraciones» se refieren a la característica de
35 rendimiento óptico de una lente óptica o sistema que se relaciona con cómo de deficiente es producida una imagen visual por esa lente o sistema. Cuando una imagen visual es formada de manera perfectamente definida o distintiva (en relación con los límites de difracción la cual es un límite físico último de cómo de definido puede producirse un enfoque) y en la ubicación requerida en el espacio, se dice que la imagen está libre de aberraciones. Si hay una desviación de este estado perfecto, se dice que la imagen visual sufre de aberraciones. Se cree que algunas aberraciones pueden influir en la progresión de la miopía.

45 Unos pocos procedimientos ópticos relacionados con la manipulación del rendimiento óptico sobre el eje (o axial) del dispositivo de visión, o sus aberraciones sobre el eje, han sido desarrollados para el tratamiento de la progresión de la miopía. Las expresiones «sobre el eje» o «axial» son una descripción de la dirección de la luz en relación con la dirección de visión. El punto de mayor agudeza visual sobre la retina (la capa con sensibilidad a la luz del ojo) es la fovea. Esta es una pequeña área sobre la retina en la cual existe la mayor concentración de fotorreceptores. Cuando
50 un individuo necesita ver de forma distintiva un objeto visual, lo hace cambiando la dirección de observación (mediante la rotación de la cabeza o girando el globo ocular arriba/abajo, izquierda/derecha) para que el punto de interés de la imagen se coloque sobre la fovea del ojo. Este proceso de alinear el punto de mayor sensibilidad del ojo con el objeto visual de interés se denomina «fijación». Las expresiones «sobre el eje» o «axial» se refieren a cuando la luz que alcanza el ojo se origina a partir del punto en el objeto visual cuya imagen se forma sobre la fovea,
55 es decir, el punto de fijación, o en la dirección en línea recta y hacia adelante. En esta situación, los rayos de luz que llegan al ojo están aproximadamente paralelos al eje del ojo.

Por ejemplo, la patente de EE. UU. con n.º 6.045.578 otorgada a Collins describe un procedimiento para tratar y prevenir la miopía mediante la inducción de una aberración esférica positiva (una aberración sobre el eje) en el ojo miope. La solicitud de patente de los EE. UU. 2003/0058404 otorgada a Thorn describe un procedimiento para medir
60

y corregir las aberraciones del frente de onda de los rayos de luz paralelos que entran en el ojo a fin de evitar o retrasar la progresión de la miopía. La solicitud de patente de los EE. UU. n.º 2004/0237971 otorgada a Radhakrishnan describe la manipulación de aberraciones para controlar la posición relativa de los picos de función de transferencia de modulación a fin de retrasar o abatir la progresión de la miopía.

5 La eficacia general de la manipulación de los procedimientos ópticos sobre el eje aún no ha sido demostrada definitivamente. En al menos algunos procedimientos ópticos sobre el eje descritos (por ejemplo, la inducción de la aberración esférica positiva), el procedimiento necesariamente degrada de forma implícita la agudeza visual y podría llevar a un cumplimiento defectuoso por parte del paciente, quien podría, por tanto, sufrir las mismas desventajas que con los procedimientos de infracorrección.

10 En contraste con los procedimientos ópticos que tratan con la manipulación y el control del enfoque óptico y las aberraciones en línea recta y hacia adelante, en la dirección sobre el eje, la descripción de la patente de EE. UU. 7.025.460 demostró que la progresión de la miopía es controlada por las características ópticas fuera de eje. De forma opuesta a sobre el eje, «fuera de eje» se refiere a cuando la luz alcanza el ojo a partir de una dirección distinta de la línea recta y hacia adelante, es decir, los puntos de la imagen se corresponden con los puntos del objeto fuera de eje que se ubican lejos de la fovea. La dirección visual fuera de eje también se refiere a «visión periférica» y los puntos del objeto (puntos en el escenario visual) pertenecen a la dirección fuera de eje del «campo visual periférico» o simplemente «campo periférico». Cuando la luz llega al ojo desde una dirección fuera de eje, esto crea un ángulo con la dirección en línea recta y hacia delante de la vista del ojo. Este ángulo se denomina a veces el «ángulo de campo».

15 La patente de los EE. UU. con n.º 7.025.460 describe un conjunto de experimentos y observaciones que demuestran que retrasar o eliminar el desarrollo del ojo que lleva a la progresión de la miopía puede efectuarse de mejor forma mediante el control de la imagen visual periférica. De estas observaciones la patente de los EE. UU. n.º 7.025.460 enseña un procedimiento óptico para tratar la progresión de la miopía mediante la manipulación de las posiciones de los puntos de imagen visual periféricos (es decir, fuera de eje) o la curvatura relativa de campo de la imagen visual.

20 Debe mencionarse que la curvatura de campo es el tipo de aberración óptica fuera de eje que se relaciona con la posición anteroposterior (es decir, ya sea más enfrente de o más atrás de) de los puntos de imagen periféricos (de la imagen visual) en relación con la superficie receptora de imagen preferida (que, en el ojo, es la retina). La curvatura del campo difiere fundamentalmente de la aberración esférica (por ejemplo, como se enseñó en las patentes de los EE. UU. n.ºs 6.045.578 y 2003/0058404). La aberración esférica es la aberración óptica que describe si los rayos de luz, todos a partir de la misma dirección en línea recta y hacia adelante (a lo largo del eje visual), pero que pasan a través de diferentes puntos sobre la pupila del ojo, están enfocados en el mismo punto de la imagen. Por tanto, la aberración esférica se refiere a cómo de bien (o con qué precisión) un punto de imagen a partir de su correspondiente punto de objeto a partir de una dirección en línea recta y hacia adelante está enfocado mientras que, por otra parte, la curvatura del campo se relaciona con dónde en el espacio (anteroposteriormente o en el sentido de la posición delantera y trasera) los puntos de imagen desde muchas direcciones diferentes (es decir, desde diferentes ángulos de campo) están colocados en el escenario visual sin importar con qué nivel de precisión estén enfocados. El conjunto de todos esos puntos de imagen puede describirse como una superficie de imagen. De esta manera, la curvatura del campo se refiere a la forma y posición de la superficie de la imagen.

25 En comparación, debe también tenerse en cuenta que los procedimientos ópticos bifocales (por ejemplo, como se enseñó en la patente de los EE. UU. 6.752.499) buscan crear dos puntos de imagen para cada punto de objeto visual (esta es una característica de las lentes de contacto bifocales de visión simultánea). Por tanto, la «imagen doble» es creada implícitamente; una desde la zona de enfoque cercana y una desde la zona de enfoque en distancia del bifocal. En comparación, el control de curvatura de campo crea un solo punto de imagen única para cada punto de objeto visual pero determina la posición anteroposterior del punto de imagen en relación con la superficie receptora de imagen.

30 Un aspecto de la patente de EE. UU. con n.º 7.025.460 es un procedimiento para diseñar un dispositivo de tratamiento de visión (por ejemplo, lentes de contacto, lentes de gafas, implantación o superposición corneal, etc.) para ser llevado por el usuario que manipulará las posiciones de los puntos de imagen periféricos (es decir, manipula la curvatura relativa del campo) de tal forma que produce estímulos para reducir o eliminar la progresión de la miopía en el usuario mientras que se mantiene simultáneamente la posición del punto de imagen visual sobre el eje encima de la retina/fovea a fin de que el usuario mantenga una buena agudeza visual.

35 El diseño de un dispositivo de tratamiento de visión de acuerdo con las enseñanzas de la patente de los EE. UU. n.º 7.025.460, depende de la forma exacta de la superficie de imagen (es decir, la curvatura relativa de campo) que se

presentará al ojo, esto puede requerir de algún intercambio entre la manipulación de la curvatura relativa de campo y la cantidad de otras aberraciones ópticas que resulte. Dado que la mayoría de los dispositivos de corrección de visión óptica convencionales tienen normalmente solo dos (una anterior y una posterior) superficies ópticas, cuando la lente está diseñada para manipular la curvatura relativa de campo, debido al número limitado de parámetros de diseño (por ejemplo, la forma de la superficie de la lente, el índice refractivo del material, el grosor de la lente, la distancia desde la pupila, etc.) que limitan los grados de libertad en el diseño óptico, algunas otras aberraciones ópticas pueden ser introducidas o alteradas de forma concomitante. Tales otras aberraciones ópticas (es decir, aberraciones diferentes a la curvatura de campo) pueden ser descritas de acuerdo con la clasificación de aberraciones de von Seidel tal y como es bien conocido por aquellos expertos en óptica y en diseño de lentes. Estas incluyen la aberración esférica (la cual se ha descrito anteriormente), además de la coma, astigmatismo oblicuo y distorsión. A lo largo de este documento, nos referiremos a éstas como las «otras aberraciones ópticas».

Otra categoría de aberración es la aberración cromática. Esta aberración se relaciona con cómo la luz de diferentes colores (longitudes de onda) crea diferentes posiciones focales y no influirá en el concepto y la aplicación de la presente invención.

En términos de otras aberraciones ópticas, los dispositivos de visión óptica pueden ser divididos *grosso modo* en dos grupos dependiendo de si permanecen esencialmente y aproximadamente alineados con la dirección de visión del ojo con diferentes direcciones de mirada del ojo.

Los dispositivos de corrección de visión del primer grupo pueden denominarse dispositivos de corrección de visión «centrada» e incluyen lentes de contacto, lentes intraoculares, lentes superpuestas, implantadas y de cámara anterior. El eje óptico de estos dispositivos de corrección de visión permanece esencialmente y aproximadamente alineado con la dirección de la visión del ojo sin importar la dirección de la mirada. Para los dispositivos de corrección de visión centrada, la luz desde el objeto visual sobre el eje siempre pasa aproximadamente a través de la región central del dispositivo en su camino a la fovea y después de pasar a través de la pupila del ojo.

Los dispositivos de corrección de visión del segundo grupo pueden ser denominados dispositivos de corrección de visión «descentrable» e incluyen las gafas y las lentes de contacto de tipo translación (p. ej., translación bifocal). Los dispositivos en este grupo no permanecen alineados con la dirección de visión del ojo dependiendo de la dirección de mirada del ojo.

En los dispositivos de corrección de visión centrada, pueden surgir otras aberraciones ópticas a través de la porción del dispositivo óptico que corresponde a los campos periféricos o por direcciones fuera de eje en la manera descrita anteriormente. Esto también se aplica a los dispositivos de visión descentrable cuando el ojo está en posición de mirada en línea recta y hacia adelante con la dirección de la visión pasando a través o cerca del centro óptico del dispositivo.

Para los dispositivos de corrección de visión descentrable, las otras aberraciones ópticas producidas por la periferia del dispositivo óptico también pueden influir en la visión foveal. Esto ocurre cuando el ojo no está en una observación en línea recta y hacia adelante. Cuando el ojo está en una mirada en línea recta y hacia adelante, la línea de visión del ojo pasa a través del dispositivo en lo que se denomina el «punto visual de distancia». Normalmente, excepto en ciertas aplicaciones especiales, para un mejor rendimiento visual, el punto visual de distancia está colocado cerca o en el centro óptico del dispositivo. Cuando el ojo es girado hacia afuera de la mirada recta y hacia adelante, este ya no mirará a través del centro del dispositivo. En esas direcciones «excéntricas» (es decir, una dirección de observación que no está en la dirección recta y hacia adelante) de la mirada, la imagen producida en la región foveal estará formada por rayos de luz que pasan a través de una porción periférica del dispositivo. Tal imagen incurrirá en y sufrirá de otras aberraciones ópticas producidas por la porción periférica del dispositivo.

Además de otras aberraciones ópticas indeseables producidas por la porción periférica del dispositivo, los dispositivos de corrección de visión descentrable que emplean el procedimiento de tratamiento de la miopía, como se enseñó en la patente de EE. UU. n.º 7.025.460, también son afectados por borrosidad debido al desenfoque durante la mirada excéntrica. La recolocación de los puntos focales periféricos para retrasar la progresión de la miopía, como se enseñó en la patente de los EE. UU. n.º 7.025.460, presenta, implícitamente, el desenfoque en la imagen periférica. Aun cuando esto es una característica deseable en términos de retrasar la progresión de la miopía si el ojo se encuentra en la mirada en línea recta y hacia adelante; cuando el ojo se encuentra en una mirada excéntrica, la imagen producida sobre la región foveal se forma por rayos que pasan a través de la porción periférica del dispositivo y por tanto incurrirán en una cantidad de desenfoque. Por tanto, cuando el ojo es orientado para fijarse sobre el objeto visual periférico a través de un dispositivo de corrección visual descentrable, la imagen se

vuelve borrosa debido a tanto el desenfoque como a otras aberraciones ópticas.

5 Tales otras aberraciones ópticas (y también el desenfoque en el caso de los dispositivos de corrección de visión descentrable durante la mirada excéntrica) pueden ser suficientemente y relativamente pequeños en cantidad de forma que la visión permanece aceptable para el usuario (quien gozará del beneficio de producir un estímulo para retrasar o eliminar la progresión de la miopía y por tanto puede, con preferencia, estar preparado para comprometerse sobre ciertos aspectos del rendimiento visual). Sin embargo, otros usuarios pueden necesitar cierta zona seleccionada de entre múltiples zonas para las cuales la visión es especialmente importante y, por tanto, una prioridad. Dichas zonas, que se denominarán las «zonas de prioridad de visión» en este documento, representan 10 zonas sobre una lente que corresponden a direcciones visuales particulares (es decir, los ángulos o la dirección de campo visual) para las que el usuario necesitará una buena visión.

15 A continuación se indican unos pocos ejemplos para ilustrar cuándo un usuario puede escoger el tener una zona de prioridad de visión en sus dispositivos de corrección de visión y dónde estas zonas de prioridad de visión asociadas pueden localizarse en el dispositivo.

20 En un ejemplo, un usuario puede estar ocupado en manejar un vehículo y necesitar no solamente de buena visión en la dirección en línea recta y hacia adelante (sobre el eje) -tal y como se indica en el procedimiento de la patente de los EE. UU. con n.º 7.025.460- sino que también necesita una visión útil a lo largo de una línea horizontal representando un «barrido» visual de muchos objetos visuales (en muchas direcciones de la mirada) ubicándose sobre o a través de una carretera. Dado que la tarea de conducir necesita que el usuario esté principalmente atento visualmente a lo largo de una línea horizontal (p. ej., para comprobar el tráfico que cruza la calle en una intersección), la zona de prioridad de visión seleccionada, en la que la visión útil es requerida, estará representada por una banda que se ubica en una línea horizontal. Debe tenerse en cuenta que la visión útil en el contexto de la 25 visión periférica es un término relativo ya que la densidad de los fotorreceptores sobre la retina disminuye a medida que se alejan de la fovea; por tanto, existe un límite fisiológico a la actividad visual de la retina periférica que va disminuyendo hacia afuera partiendo de una visión foveal central.

30 En otro ejemplo, el usuario puede estar ocupado en una tarea visual que requiera un reconocimiento preciso y una identificación de objetos visuales concretos en un extenso campo visual (es decir, la región inmediatamente circundante a la dirección en línea recta y hacia adelante). Ejemplos de tales tareas pueden incluir el funcionamiento de un radar para el que el operador necesita mirar a una pantalla de radar o el monitor de un ordenador, y detectar e identificar rápidamente pequeños puntos. Para tales usuarios, la distancia (es decir, el área o el campo de visión) de una agudeza visual buena sobre el eje y «casi» sobre el eje (una región periférica a, pero cerca del punto central también denominada la región «paracentral») indicada por el procedimiento de acuerdo con la patente de EE. UU. n.º 7.025.460 puede ser insuficiente y una zona de prioridad de visión que proporcione una zona paracentral de buena visión resultaría ser beneficiosa. La zona seleccionada de visión para este ejemplo puede ser una región 35 aproximadamente centrada sobre el eje visual que subtiende un campo de visión aproximadamente igual al tamaño de la tarea visual (p. ej., un monitor de ordenador, una unidad que muestre un radar, una partitura de un músico, un pincel de un artista, un tablero de dibujo de un arquitecto, etcétera).

40 Todavía en otro ejemplo, cuando un usuario de un dispositivo de corrección de visión descentrable (como puede ser un par de gafas) está leyendo, ambos ojos tienden a apuntar hacia abajo y a converger (es decir, apuntan ligeramente más cerca y hacia la dirección de la nariz). En esta dirección de mirada, cada ojo está viendo a través de un punto del dispositivo que está colocado relativamente más bajo y más «nasalmente» (un término usado por los médicos oftalmólogos para indicar una dirección hacia la nariz -es decir, a la izquierda del ojo derecho y a la derecha del ojo izquierdo-) que el punto visual de distancia. Este punto es denominado el «punto visual cercano». Por lo tanto, para el caso de un dispositivo de corrección de visión descentrable, un usuario que está ocupado durante largos períodos de tiempo en tareas de lectura (por ejemplo, trabajos de oficina, revisiones de textos, en bellas artes como puedan ser grabados o bordados) puede necesitar, además de buena visión sobre eje a través del 45 centro del dispositivo, una zona de prioridad de visión seleccionada en el punto visual cercano que proporcione buena agudeza visual. El tamaño útil de la zona de prioridad de visión en el punto visual cercano dependerá del tamaño del material de trabajo cercano (p. ej., una página de un libro, una ilustración, etc.) Dado lo anterior, sería deseable proporcionar mejoras adicionales a los procedimientos y dispositivos de tratamiento visual para retrasar o detener la progresión de la miopía. 50 55

RESUMEN DE LA INVENCION

60 Se ha proporcionado un procedimiento para producir un dispositivo óptico descentrable tal y como se reivindica en la reivindicación 1, así como en sus reivindicaciones dependientes.

Las realizaciones de la presente invención se refieren generalmente a procedimientos para producir dispositivos con objeto de retrasar o cesar la progresión del error refractivo. El planteamiento fundamental implica 1) la recolocación de la imagen periférica para proporcionar un estímulo para retrasar o eliminar la progresión de la miopía o hiperopía y 2) mantener una buena visión central mediante la colocación de la imagen central sobre o cerca de la fovea/retina, mientras que 3) se proporciona simultáneamente y esencialmente una o más zonas de prioridad de visión para direcciones visuales seleccionadas, con un desenfoque controlado o reducido y/o otra aberración óptica para proporcionar una visión buena o útil en esas direcciones seleccionadas. Los dispositivos para el desarrollo de este procedimiento pueden incluir, aunque sin limitación, gafas, lentes de contacto (incluyendo aquellas usadas para ortoqueratología, implantes corneales, superposiciones corneales, lentes de cámara anterior, lentes intraoculares), etc.

Una configuración preferida para un dispositivo de tratamiento de visión óptica (p. ej., lentes de gafas, lentes de contacto, implantes o superposiciones corneales, lentes intraoculares, lentes de cámara anterior, etc.), que puede usarse en el desarrollo de los procedimientos anteriores, comprende una zona de tratamiento de visión sobre un área sustancial del dispositivo en la que el diseño óptico dentro de la zona de tratamiento de visión es manipulada de manera que las imágenes visuales periféricas formadas por el dispositivo de tratamiento de visión, en combinación con la óptica del ojo, se vuelven a colocar de manera que, por lo menos la más anterior de las dos superficies de imagen asociadas con el astigmatismo sea colocada sobre o de forma anterior a la retina, mientras la imagen visual central formada por el dispositivo de tratamiento de visión en combinación con la óptica del ojo es colocada cerca de o sobre la fovea del ojo cuando la mirada es en línea recta y hacia adelante. Acompañando a la zona de tratamiento de visión del dispositivo de tratamiento de visión óptica se añade, al menos, una zona de prioridad de visión, en la que el diseño óptico dentro de la(s) zona(s) de prioridad de visión se manipula para que, en combinación con la óptica del ojo, las imágenes visuales que pertenecen a la(s) dirección o direcciones de la mirada asociadas con la(s) zona o zonas de prioridad de visión sean formadas con cantidades reducidas o controladas de otras aberraciones ópticas y/o desenfoque.

En otra realización de la invención, al menos una zona de prioridad de visión del dispositivo de tratamiento de visión está dirigida a proporcionar una visión paracentral buena y útil en la que la zona de prioridad de visión tiene una extensión, por lo menos esencialmente equivalente a aproximadamente el tamaño de la pupila del ojo proyectada sobre la posición del dispositivo, pero es preferentemente elegida para igualarse con el tamaño del objeto visual del usuario. Tal objeto visual puede incluir, aunque no se limita a, monitores de ordenador, televisores, páginas de libros, papel de tamaño carta, partituras de música, etc.

En aún otra realización de la invención, al menos una zona de prioridad de visión del dispositivo de tratamiento de visión está dirigida a proporcionar una buena visión útil a lo largo de una línea/banda (representando un «barrido» de varias direcciones de mirada) de elección, por lo que la zona de prioridad de visión describe una banda que se extiende parcial o completamente a través del dispositivo a lo largo de la línea/banda, y a la altura de la zona de prioridad de visión que es al menos esencialmente equivalente a aproximadamente el tamaño de la pupila del ojo proyectada sobre la posición del dispositivo, y el diseño óptico dentro de la banda de la zona de prioridad de visión es manipulado de manera que, en combinación con la óptica del ojo, las imágenes visuales que pertenecen a la(s) dirección o direcciones de mirada a lo largo de la línea/banda son formadas con cantidades controladas o reducidas de otras aberraciones ópticas y/o desenfoque.

Todavía en otra realización de la invención, al menos una zona de prioridad de visión del dispositivo de tratamiento de visión está dirigida a proporcionar una buena visión útil en un punto visual cercano en la que la posición de al menos una de las zonas de prioridad de visión sobre el dispositivo de tratamiento de visión se escoge para coincidir con el punto visual cercano del dispositivo que se ubica sobre una línea que une el ojo al objeto visual cercano, con la zona de prioridad de visión teniendo una extensión de, por lo menos, equivalente a aproximadamente el tamaño de la pupila del ojo proyectada sobre la posición del dispositivo, aunque puede escogerse preferentemente para igualarse esencialmente con el tamaño del objeto visual cercano del usuario. Tal objeto visual cercano puede incluir, pero no se limita a, relojes de muñeca, agendas digitales personales, teléfonos móviles, páginas de libros, papeles de tamaño carta, partituras de música, etc., con el diseño óptico dentro de la zona de prioridad de visión manipulada de manera que, en combinación con la óptica del ojo, las imágenes visuales a través de la zona de prioridad de visión son formadas con cantidades reducidas o controladas de otras aberraciones ópticas y/o desenfoque.

Todavía en otra realización de la invención, al menos una zona de prioridad de visión del dispositivo de tratamiento de visión está dirigida a proporcionar una buena visión útil en puntos visuales entre la dirección en línea recta y hacia adelante de visión, a través de las distancias de visión intermedias, a un punto cercano en el que la zona de prioridad de visión sobre el dispositivo de tratamiento de visión describe una banda que se extiende desde el punto

visual de distancia del dispositivo al punto visual cercano del dispositivo y la zona de prioridad de visión tiene un ancho por lo menos esencialmente equivalente a aproximadamente el tamaño de la pupila del ojo proyectada sobre la posición del dispositivo, pero puede escogerse preferentemente para igualarse con el tamaño de los objetos visuales intermedios o cercanos del usuario. Tales objetos visuales intermedios o cercanos pueden incluir, pero no se limitan a, relojes de muñeca, agendas digitales personales, teléfonos móviles, páginas de libros, papel de tamaño carta, monitores de ordenadores, pantallas de dispositivos, partituras de música, etc.

Dado lo anterior, será evidente que los dispositivos multifuncionales pueden construirse incluyendo combinaciones de zonas de prioridad de visión de diferentes configuraciones que son incorporadas en el dispositivo de tratamiento de visión para acompañar a la zona de tratamiento de visión subyacente, a fin de reducir o detener la progresión de error refractivo, proporcionar una buena visión central y proporcionar una buena visión útil a través de las zonas de prioridad de visión seleccionadas.

También será evidente, a partir de lo anterior, que el procedimiento puede ser aplicado para retrasar la progresión de la hiperopía al proporcionar al ojo un estímulo para retrasar o detener la progresión de la hiperopía al volver a colocar la imagen visual periférica (a partir de puntos de objeto visual fuera de eje cuando el ojo está en la dirección de visión en línea recta y hacia adelante de la mirada) de forma que por lo menos la más posterior de las dos superficies de imagen asociadas con el astigmatismo se coloque sobre o de forma posterior a la retina mientras que simultáneamente se proporciona una buena visión central al ojo gracias a la colocación de la imagen visual central (a partir de puntos de objeto visual sobre el eje cuando el ojo está en la dirección en línea recta y hacia adelante de la mirada) de manera que la imagen se ubica cerca de o sobre la fovea del ojo, y también proporciona simultáneamente una o más zonas de prioridad de visión que corresponden a direcciones seleccionadas de fijación para el ojo para la cual otras aberraciones ópticas y/o desenfoque son controladas o se reducen para proporcionar al ojo una buena visión o una visión útil a lo largo de estas direcciones seleccionadas de fijación.

Estos y otros objetos y ventajas de la invención serán más evidentes con la consideración de los dibujos y la descripción detallada de las realizaciones preferidas, y a la vista de las reivindicaciones anexas que definen la invención.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Las figuras adjuntas ilustran aspectos de la invención, así como realizaciones de la presente invención. Estas, junto con la descripción, explican los objetos, las ventajas y principios de la invención. En las figuras:

La Figura 1 es un diagrama de un ojo con un dispositivo de tratamiento de visión de la técnica anterior diseñado para reducir la progresión de la miopía mediante el control de la curvatura del campo, que ilustra el papel que desempeña un tamaño de pupila finito sobre el impacto de otras aberraciones ópticas en la calidad de la imagen visual.

La Figura 2 es una gráfica de una curvatura relativa de campo de las superficies de imagen de la combinación de la técnica anterior del ojo y el dispositivo de tratamiento de visión mostrado en la Figura 1.

La Figura 3 es una gráfica de una curvatura relativa de campo de las superficies de la imagen del ojo y un procedimiento de dispositivo de tratamiento de visión de una realización de la presente invención; la Figura 4 es un perfil de una realización de un dispositivo de tratamiento de visión óptica de la presente invención que muestra la localización de la región óptica central y la localización desde donde comienza el control de la curvatura de campo para la reducción de la progresión de la miopía.

La Figura 5 es una gráfica de la curvatura relativa de campo de las lentes de contacto para reducir la progresión de la miopía mediante el control de la posición de los puntos focales periféricos que incorpora una zona de prioridad de visión paracentral con efectivamente ninguna aberración esférica.

La Figura 6 es una gráfica de aberración esférica longitudinal del ejemplo de la lente de contacto de la Figura 5.

La Figura 7 representa diagramas de diseño de la lente de contacto del ejemplo de la Figura 5 que muestra el perfil de grosor y las formas de superficie de la lente de contacto de ejemplo junto con la forma de superficie de una córnea común y del grosor de una porción lagrimal.

Las Figuras 8a-c explican el origen del desenfoque periférico para el dispositivo de corrección de visión descentrado.

La Figura 8a es un dispositivo de corrección de visión colocado sobre un ojo en una dirección de mirada en línea recta y hacia adelante.

La Figura 8b muestra el dispositivo de corrección de visión de 8A colocado sobre el mismo ojo, pero con el ojo en una dirección de mirada hacia abajo.

La Figura 8c es una gráfica de la curvatura de campo que muestra la superficie de imagen del ojo y el dispositivo de corrección de visión de 8A y 8B en combinación y en relación con la esfera foveal.

Las Figuras 9A-C son ejemplos de diseño de una realización de la presente invención.

La Figura 9A es una disposición de diseño frontal de un dispositivo de tratamiento de visión que muestra la colocación de una banda de zona de prioridad de visión que incluye el centro óptico del dispositivo de tratamiento de visión.

5 La Figura 9B es una gráfica de la curvatura relativa de campo del dispositivo de ejemplo de la Figura 9A a lo largo de un meridiano que contiene la zona de tratamiento de visión.

La Figura 9C es una gráfica de la curvatura relativa de campo del dispositivo de ejemplo de la Figura 9A a lo largo de un meridiano que contiene la zona de prioridad de visión.

10 La Figura 10 es otro ejemplo de diseño de una realización de la presente invención que muestra la disposición de diseño frontal del dispositivo de tratamiento de visión que tiene una banda de zona de prioridad de visión que incluye los puntos visuales cercanos y de distancia del dispositivo de tratamiento de visión.

Las Figuras 11A-C muestran otro ejemplo de diseño de una realización de la presente invención.

La Figura 11A es una disposición de diseño frontal del dispositivo de tratamiento de visión que muestra la colocación de una región de zona de prioridad de visión que incluye el punto visual cercano del dispositivo de tratamiento de visión.

15 La Figura 11B es una gráfica de la curvatura relativa de campo del dispositivo de ejemplo de la Figura 11A a lo largo de un meridiano que contiene la zona de tratamiento de visión.

La Figura 11C es una gráfica de la curvatura relativa de campo del dispositivo de ejemplo de la Figura 11a a lo largo de un meridiano que contiene la zona de prioridad de visión.

Las Figuras 12A-C muestran otro ejemplo de diseño de una realización de la presente invención.

20 La Figura 12A es una disposición de diseño frontal del dispositivo de tratamiento de visión que muestra la colocación de una región de zona de prioridad de visión que posee potencia positiva relativa en el punto visual cercano del dispositivo de tratamiento de visión.

La Figura 12B es una gráfica de la curvatura relativa de campo del dispositivo de ejemplo de la Figura 12A a lo largo de un meridiano que contiene la zona de tratamiento de visión, y

25 la Figura 12C es una gráfica de la curvatura relativa de campo del dispositivo de ejemplo de la Figura 12A a lo largo de un meridiano que contiene la zona de prioridad de visión.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

30 Para los usuarios descritos en las secciones anteriores, quienes necesitan una buena visión central además de otras direcciones seleccionadas concretas de mirada, podría ser beneficioso y ventajoso proporcionar un dispositivo de tratamiento de visión que pueda impartir el estímulo de reducción de error refractivo a través de la manipulación apropiada de la posición de los puntos de imagen periféricos tal como se enseñó en la patente de EE. UU. con n.º 7.025.460, pero para los cuales otras aberraciones ópticas son reducidas para aquellas direcciones seleccionadas de la mirada -es decir, para las zonas de prioridad de visión-. Además, en el caso de dispositivos de tratamiento de visión que son del tipo descentrable, sería beneficioso y ventajoso que no solo controlaran o redujeran las otras aberraciones ópticas a través de las direcciones seleccionadas sino que también controlaran o redujeran el desenfoque.

40 La Figura 1 explica el razonamiento perteneciente al control de otras aberraciones ópticas de acuerdo con la invención actual. En la Figura 1, un ojo (10), con tendencias de miópicas (es decir, ya sea miope o que pueda desarrollar miopía) es tratado con una lente (20), mediante el procedimiento enseñado por la patente de EE. UU. con n.º 7.025.460, con objeto de retrasar o eliminar la progresión de la miopía en ese ojo. En este ejemplo particular, la lente (20) se ha diseñado para proporcionar una curvatura relativa negativa de campo (según la patente de EE. UU. con n.º 7.025.460) efectiva desde el exterior inmediato o periférico de la región de la fovea (25) del ojo (10) (la «fovea» es la región de la retina (50) con la más alta agudeza visual y que es usada en la visión fundamental). Esto resulta en una superficie de imagen (30) para la que el punto de imagen axial central (40) está enfocado sobre la fovea (25) habilitando una buena visión central enfocada mientras simultáneamente se colocan los puntos de imagen periféricos (60, 70, 80) enfrente de la retina periférica (50) reduciendo o eliminando, por tanto, el estímulo para el crecimiento del ojo y retrasando o eliminando efectivamente el desarrollo o progresión de la miopía.

55 La gráfica de la curvatura relativa de campo para el ejemplo de la Figura 1 se muestra en la Figura 2. En una gráfica de la curvatura relativa de campo, la superficie retinal anatómicamente arqueada está «representada» como una línea vertical recta (200). La representación retiene la distancia axial (es decir, la distancia medida anteroposterior o en la dirección hacia adelante y hacia atrás aproximadamente paralela a la dirección de la luz en el ojo) de la superficie de imagen de la retina. Así, una curvatura de campo negativa será vista como una línea que es aproximadamente «cóncava» a la izquierda y promediada sobre su longitud. Puede verse que para el diseño en el ejemplo de la Figura 2, todos los puntos (210, 220, 230) -incluyendo aquellos inmediatamente periféricos a la fovea (es decir, los puntos paracentrales) se ubican a la izquierda (es decir, en el frente) de la retina (200) ofreciendo por tanto una curvatura de campo relativamente negativa.

Es conocido por los diseñadores de lentes que debido a los pocos grados de libertad en el diseño óptico de las lentes de corrección de visión (es decir, teniendo normalmente solo dos superficies ópticamente refractivas -una superficie frontal, una superficie posterior), cuando una lente es diseñada para controlar la curvatura de un campo, éste no puede controlar también simultáneamente, o en particular optimizar, otras aberraciones ópticas (tales como coma, distorsión y astigmatismo). Por ejemplo, el efecto del astigmatismo oblicuo (un tipo de aberración fuera de eje también denominado «astigmatismo radial») es producir dos enfoques de línea precisa separados, en lugar de un enfoque de punto preciso único. (Dese cuenta de que el astigmatismo oblicuo de la aberración difiere de aquel del astigmatismo refractivo. El primero se refiere a una aberración que crea dos enfoques de línea causados por la luz que se desplaza en una dirección fuera de eje y a través de un sistema óptico. El segundo se refiere a la creación de dos enfoques de línea en una refracción foveal que afecta a la visión del ojo. En todo este documento, a menos que se indique lo contrario, «astigmatismo» se referirá a la aberración de «astigmatismo oblicuo»). La presencia del astigmatismo como una consecuencia del control de la curvatura de campo puede verse en las gráficas sobre la curvatura relativa de campo descritas en la patente de EE. UU. con n.º 7.025.460, la cual se incorpora aquí como referencia y constituye parte de la presente especificación. En las gráficas sobre la curvatura relativa de campo de la patente de EE. UU. 7.025.460, los dos enfoques de línea se muestran, uno indicado como «S» para el enfoque de la línea sagital y el otro como «T» para el enfoque de la línea tangencial. Cuanto más separados estén estos dos enfoques de línea, mayor será la cantidad de astigmatismo. El resultado de astigmatismo y de otras aberraciones ópticas origina una visión más defectuosa en relación con direcciones visuales periféricas. La manipulación de la curvatura de campo por consiguiente degrada también implícitamente y en potencia la imagen visual en la periferia - incrementándose progresivamente en magnitud a partir de las regiones paracentrales hasta las regiones periféricas alejadas.

El impacto de otras aberraciones ópticas está asociado con el tamaño de la pupila del ojo. Volviendo a la Figura 1, debido a que la pupila (100) del ojo (y por consiguiente la pupila de entrada proyectada (90) del ojo) tiene un tamaño finito, puede verse que cada ubicación sobre las lentes (20) puede estar involucrada en la refracción (es decir, el enfoque) de luz para más de un punto de imagen. (En la terminología de óptica visual, el «círculo oscuro» del ojo que es comúnmente denominado «la pupila» por las personas legas, es, de hecho, la «pupila de entrada» del ojo ya que ésta es la imagen de la pupila física creada por la abertura en el iris, amplificada por el frontal del ojo -es decir, la córnea y cualquier otro dispositivo óptico entre el iris y el observador- que es vista por el observador). Por ejemplo, los rayos de luz que se desplazan al punto de imagen de campo central (40) pasarían a través de una región óptica de campo central sobre la lente (20) que corresponde a la pupila de entrada proyectada (90) («pupila de entrada proyectada» es el tamaño y el contorno del borde de la pupila proyectada hacia delante y encima de la lente) del ojo. Así, cualquier cambio en el diseño óptico de la lente dentro de esta región (90) afectará a cómo es enfocada la luz en la región foveal.

Sin embargo, puede verse que los rayos de luz que se desplazan al punto de imagen periférico etiquetado (60) pasarían a través de una región óptica (110) sobre la lente (20), algo periféricos a, pero superponiéndose con, la región óptica del campo central (90). La superposición de estas dos regiones ópticas (90 y 110) significa que cualquier intento de modificar el diseño óptico de la lente (20) para provocar un cambio en la curvatura relativa de campo para colocar el punto de imagen periférico (60) más anteriormente que la retina (50) podría introducir alguna forma de otras aberraciones ópticas en el punto de imagen central (40). De forma semejante, la superposición de dos regiones ópticas periféricas (110 y 120) significa que cualquier intento de controlar la curvatura relativa del campo para colocar el punto de imagen periférica (70) más anteriormente que la retina (50) podría introducir alguna cantidad de otras aberraciones ópticas en el punto de imagen periférica (60).

La cantidad de superposición de regiones ópticas sobre la lente (20) entre los puntos de imagen periféricos y el punto de imagen central (40) disminuye a medida que se aumenta el ángulo de campo del punto de imagen periférico -es decir, progresivamente para los puntos de imagen periféricos (60, 70, 80)-. Habrá un punto de imagen periférico (70) para el cual el ángulo de campo sea suficientemente grande de manera que no haya superposición óptica efectiva de su región óptica de campo periférico asociada (120) sobre la lente (20) con la región óptica de campo central (90). Esto ocurre cuando la pupila de entrada proyectada en los ángulos de dos campos (para el campo central y el periférico) no se superponen significativamente.

Para que la calidad de imagen no se vea degradada en la(s) dirección o direcciones visual(es) seleccionada(s) desde la región paracentral a la región periférica alejada de una lente, el control de curvatura del campo para esta(s) dirección o direcciones visual(es) seleccionada(s) necesitarán ser moderadas o bien eliminarse. Esto puede hacerse en regiones ópticas seleccionadas sobre el dispositivo de tratamiento visual. Esta estrategia forma la base de la invención actual.

Por consiguiente, una realización de la presente invención se refiere a un procedimiento para comenzar a introducir un diseño óptico para proporcionar la curvatura relativa apropiada de campo o el enfoque periférico, adecuado para retrasar o eliminar la progresión de la miopía (es decir, la zona de tratamiento de visión), en el ángulo-campo periférico más bajo para el cual no hay una superposición significativa de la pupila de entrada proyectada con el campo (axial) central. Este ángulo-campo periférico inferior será denominado el «ángulo-campo de diseño de inicio».

El efecto resultante sobre la curvatura relativa de campo está ilustrado en la Figura 3. En la gráfica de la curvatura relativa de campo de la Figura 3, puede verse que no existe intento de controlar la curvatura relativa de campo (que por tanto permanecerá en su estado «convencional»; y puede ser negativa, positiva o neutra de acuerdo con diversos requisitos de diseño para la lente -en la Figura 3, se ilustra mediante un ejemplo únicamente como neutral- es decir, la superficie de imagen dentro de esta región se ubica cerca de o sobre la retina) en los campos paracentrales [por ejemplo el punto de imagen periférico cercano (310) se ubica sobre la retina (300)]. El control de la curvatura relativa de campo (proporcionado por la zona de tratamiento de visión) es introducido en el «punto de imagen periférica de diseño de inicio» (320) que corresponde al ángulo-campo de diseño de inicio para el cual el tamaño de pupila de entrada proyectada a lo largo de la dirección del ángulo-campo de diseño ya no se superpone significativamente con la región óptica del campo central. Todos los puntos de imagen más periféricos al punto de imagen periférico del diseño de inicio (320) están enfocados esencialmente sobre o enfrente de la retina (300) para eliminar los estímulos en el desarrollo del ojo para aquellas regiones de campo periférico de la retina.

En términos del diseño con respecto a la lente (400) tal y como se ilustró en la Figura 4, esto se traduce en la introducción de una curvatura relativa de campo apropiada en el diseño que comienza a una distancia (410) justo fuera de la región óptica del campo central (420) (siendo por lo menos aproximadamente el tamaño de la pupila de entrada proyectada). Dentro de la región óptica de campo central (420), la curvatura relativa de campo o el diseño de enfoque periférico no está esencialmente aplicado, evitando de este modo la introducción de otras aberraciones ópticas. Esta región óptica de campo central (420) representa, por lo tanto, una zona de rendimiento visual mejorado y útil para los usuarios que requieren de buena visión en dicha zona. Esta región óptica de campo central (420) representa, por lo tanto, una forma de una zona de prioridad de visión. Mientras fuera de la región óptica central (420), más allá del punto periférico de diseño de inicio (410), el control de la curvatura relativa de campo o el enfoque periférico es incorporado [por la zona de tratamiento de visión (430) del dispositivo (400)]. Al hacer esto, reduciremos o eliminaremos el estímulo en el desarrollo del ojo mientras que tampoco se introducirá ninguna otra aberración óptica en la región óptica de campo central usada con más frecuencia para la visión fundamental de distancia.

El tamaño exacto y la posición de esta región óptica de campo central son determinados por un número de parámetros que incluyen el estado refractivo del ojo, el poder refractivo de la lente, la distancia del vértice (es decir, la distancia a partir de la lente hasta el ojo) y el tamaño y el borde o contorno de la pupila de entrada del ojo. Por tanto, para un diseño óptimo, los parámetros anteriores deben ser establecidos con relación a usuarios individuales. Sin embargo, cuando se diseña para la producción de volúmenes de lentes, una «población» media aceptable puede ser usada para que estos parámetros lleguen a un tamaño de región óptica de campo central de distancia «habitual» viable.

Debe tenerse en cuenta que no es necesario que la región de campo central y la proyección de la pupila de entrada en el ángulo de campo de diseño de inicio carezcan de superposición (es decir, una cantidad cero). Solo es necesario que no haya una superposición significativa. Debido a la existencia del bien conocido efecto Stiles-Crawford en la óptica visual, los rayos de luz que pasan más cerca del borde de la pupila contribuyen, en la práctica, mucho menos a la imagen visual que los rayos de luz que pasan más cerca del centro de la pupila. Fisiológicamente, los rayos de luz que pasan a través de la pupila cerca de su borde evocan una señal visual menor en la corteza visual que los rayos de luz que pasan a través de la pupila y cerca de su centro. Así, la distorsión causada por los rayos de luz que pasan a través de la pupila y cerca de su centro es mucho menos apreciable para el ojo que la distorsión causada por los rayos de luz que pasan a través del centro de la pupila. Por tanto, una pequeña cantidad de superposición de la región óptica del campo central en la zona central y en las proyecciones de la pupila de entrada en el ángulo de campo de diseño de inicio, que permitirían pasar solo a los rayos de luz de cerca del borde de la pupila y los cuales, contribuyen de forma insignificante a que la imagen visual pueda ser visualmente aceptable para el usuario y permiten también que el control del enfoque periférico (por la zona de tratamiento de visión) empiece más cerca del centro de la lente, proporcionando así un área mayor de la zona de tratamiento de visión que contribuye al estímulo para reducir la progresión de la miopía.

En algunos aspectos puede ser preferible proporcionar una región óptica de campo central más grande que aquella que corresponde a aproximadamente la pupila de entrada proyectada del ojo, tal y como se describió anteriormente. El usuario puede necesitar una buena visión para un campo mayor de visión sobre el cual la presencia de otras aberraciones ópticas degrada la imagen visual de forma aceptable -es decir, una zona de prioridad de visión-. Los

ejemplos de cuándo pueden necesitarse las zonas de prioridad de visión más grandes incluyen usuarios que trabajen con monitores (por ejemplo, pantallas de ordenadores, dispositivos con visualización de radar), músicos que interpreten partituras, artistas que pinten sobre caballetes, arquitectos que trabajen sobre mesas de dibujo, etc. Para cada una de estas aplicaciones, el tamaño necesario de la zona de prioridad de visión (correspondiente a la región óptica de campo paracentral deseada sobre la lente) puede ser calculada teniendo en cuenta la trigonometría de la distancia del vértice del dispositivo óptico, el tamaño de la pupila de entrada, la distancia de trabajo y el tamaño de la superficie de trabajo (p. ej., el tamaño de papel carta de EE. UU., el tamaño de la pantalla del ordenador, el tamaño del lienzo, etc.) tal como se entiende para aquellos expertos en la materia.

5
10 Por tanto, la región óptica de diseño de inicio que define una zona de prioridad de visión paracentral, más allá de la cual comienza el control de la curvatura de campo, puede ser aproximadamente igual o mayor que la pupila de entrada proyectada del ojo de acuerdo con las necesidades visuales del usuario.

15 Aunque la lente proporcionada en el ejemplo ilustrado por la Figuras 1 a 4 se encuentra en una forma análoga a la lente de unas gafas, deberá resultar inmediatamente relevante para aquellos expertos en la materia que lo anterior sea aplicable de forma similar a otros dispositivos ópticos que incluyen, pero no se limitan a, lentes de contacto, implantes corneales y superposiciones corneales, lentes de cámara anterior y lentes intraoculares. También es aplicable al diseño y perfilado de superficies corneales en tratamientos como la queratectomía fotorrefractiva (PRK), la queratomileusis de láser *in situ* (LASIK) y otros tratamientos quirúrgicos refractivos, etc.

20 También será inmediatamente evidente para aquellos expertos en la materia, dada la descripción anterior de la invención actual, que la región óptica central puede «dejarse sola» (es decir, no modificada o sin un control de la curvatura relativa de campo) o que las características de diseño óptico adicionales pueden incorporarse a esta región, tales como la inclusión de corrección para las aberraciones del ojo en la dirección de visión central en línea recta y hacia adelante. Otras características adicionales relativas a la región óptica central son posibles y serán obvias para el diseñador de ópticas según lo expuesto en esta descripción.

25 Dado los procedimientos de diseño anteriores, debe estar claro ahora para los diseñadores de lentes en qué manera pueden lograrse los diseños específicos mediante el uso de técnicas de diseño de lentes conocidas por aquellos expertos en la materia. Sin embargo, a modo ilustrativo, la Figura 5 muestra la gráfica de la curvatura relativa de campo de una lente de contacto diseñada para tratar una miopía con -3,00D. En este diseño de lente de contacto, el astigmatismo se ha reducido significativamente dentro de la zona de prioridad de visión (510), como puede verse por la proximidad de los dos enfoques de línea (520 y 530) asociados con el astigmatismo dentro de dicha zona. Más allá de la zona de prioridad de visión (510), la zona de tratamiento de visión (540) comienza y emplea el control de curvatura de campo para reducir la progresión de la miopía, como puede verse por la colocación del más anterior (520) de los dos enfoques de línea (520 y 530) de astigmatismo para estar más anterior a la retina. Este control de curvatura introduce el efecto secundario de astigmatismo como puede verse por la separación de los dos enfoques de línea (520 y 530) en la zona de tratamiento de visión (540). También puede verse que la aberración esférica ha sido prácticamente eliminada en la región óptica de campo central [es decir, dentro de la zona de prioridad de visión (510)] mientras que más allá de la región óptica de campo central, la curvatura relativa de campo (es decir, el enfoque de los puntos focales periféricos) ha sido manipulada para producir un estímulo con objeto de retrasar la progresión de la miopía.

45 La Figura 6 muestra la aberración esférica longitudinal de esta lente de contacto dentro de la región pupilar, siendo mucho menos de 100 nanómetros -es decir, la aberración esférica ha sido prácticamente eliminada de esta lente-. Esta lente de contacto, por tanto, no introducirá una aberración esférica adicional significativa en el ojo y permitiría una excelente visión sobre el eje central mientras proporciona un efecto de tratamiento para reducir la progresión de la miopía.

50 Un posible diseño específico de esta lente de contacto de ejemplo se muestra en la Figura 7 y puede describirse usando una ecuación polinomial de 8^{vo} orden con coeficientes de $c_4=8,2 \times 10^{-4}$, $c_5=-1,8 \times 10^{-3}$, $c_6=1,4 \times 10^{-3}$, $c_7=0,4 \times 10^{-4}$, $c_8=3,9 \times 10^{-5}$, en adición a la sección cónica básica con el radio central (r_0) de 8,782 mm y una constante cónica de -0,774 para la superficie frontal y una sección con el radio central (r_0) de 8,28 mm y una constante cónica de -0,16 para la superficie posterior con un grosor central de 0,12 mm. Sin embargo, debe entenderse por aquellos expertos en el diseño de lentes que los resultados ópticos equivalentes y anteriores pueden lograrse mediante el uso de otras definiciones de diseño de lentes, así como otros parámetros que incluyen, pero no se limitan a, superficies esféricas, secciones cónicas, *splines*, Beziere, síntesis Fourier, polinomios Zernike, descriptores de altura sagital, descriptores de radio mediante ángulo (R-theta) descriptores y tablas de consulta directa de puntos de superficie, ya sea individualmente o en varias combinaciones.

60

El principio, tal y como definió el procedimiento anterior, para el diseño de un dispositivo de tratamiento de visión para reducir la progresión de la miopía, pero que también incorpora una zona de prioridad de visión paracentral, se amplía en las secciones siguientes para demostrar cómo este procedimiento de diseño puede usarse para proporcionar zonas de prioridad de visión de varias configuraciones en dispositivos de tratamiento de visión que empleen control de curvatura de campo para reducir o eliminar la progresión de la miopía. En secciones posteriores, los planteamientos sucesivamente más sofisticados para los diseños de dispositivos de tratamiento de visión que, aunque reducen ligeramente la expansión del control de la curvatura de campo (es decir, la zona de tratamiento de visión) en algunas regiones sobre los dispositivos, retienen la mayoría del control de la curvatura de campo adecuada para la reducción o eliminación de los estímulos que inducen la miopía (según la patente de EE. UU. con n.º 7.025.460) pero, en suma, reducen el rendimiento visual deficiente, especialmente de la zona paracentral a la periferia alejada, asociada con el control de curvatura de campo, proporcionando por tanto el beneficio de una buena visión en ciertas zonas de prioridad de visión deseadas por el usuario. En particular, los procedimientos y dispositivos de esta invención actual no son solo efectivos a la hora de reducir o eliminar el impacto visual de otras aberraciones ópticas, sino que también son efectivos para reducir o eliminar el impacto visual de desenfoques periféricos presentes en dispositivos descentrables como resultado de controlar la curvatura de campo.

La influencia del desenfoque periférico se explicará ahora. Tal y como se describió anteriormente, mediante el control de la curvatura de campo, o la manipulación de la posición de los puntos de imagen periféricos para tratar la miopía, los dispositivos de tratamiento de visión pueden incurrir en otras aberraciones ópticas indeseables y en direcciones fuera de eje que pueden afectar negativamente a la visión en dichas direcciones visuales fuera de eje. Este efecto influye en ambos, los procedimientos y los dispositivos de tratamiento/corrección de visión centrados (es decir, aquellos que permanecen relativamente alineados y coaxiales con el ojo durante su uso, como son las lentes de contacto convencionales, las lentes intraoculares, los implantes y superposiciones corneales, las lentes de cámara anterior y los procedimientos quirúrgicos refractivos de la córnea), además de los procedimientos y dispositivos de corrección/tratamiento de visión descentrable (es decir, aquellos cuya posición y orientación cambia de acuerdo con la dirección de la mirada del ojo, como son las lentes de contacto de translación y las lentes de gafas).

Además, otro efecto por el cual el control de la curvatura de campo, o las posiciones de punto focal periféricas, puede influir negativamente en la visión sobre las direcciones visuales fuera de eje, resulta ser aquel del desenfoque periférico. Este efecto influye principalmente sobre los procedimientos y dispositivos de tratamiento/corrección de visión descentrable. Este efecto se ilustra como sigue; un dibujo en el ejemplo de una lente de gafa, que es del tipo descentrable de dispositivo de corrección de visión.

La lente de la gafa está adaptada para el control de la curvatura de campo, ya que se encuentra situada a cierta distancia desde la pupila del ojo. Esta distancia hace que el diseño y el control de curvatura de campo de una lente de gafa sean más simples y más efectivos. Sin embargo, una propiedad de la lente de gafa (una propiedad que es intrínseca a todos los dispositivos de corrección de visión descentrable) es que no permanece alineada (es decir, coaxial) con la línea de visión del ojo, ni durante su uso. Dado que la dirección de observación del usuario cambia (mediante el giro de sus ojos para fijarse en diferentes puntos del mundo visual), cada ojo estaría viendo a través de diferentes puntos (distintos del punto sobre el eje central) sobre la lente de la gafa. En otras palabras, el ojo mira a través de diferentes puntos ópticos sobre la lente de la gafa dependiendo de su dirección de observación.

Cuando el usuario de gafas mira en línea recta y hacia adelante y en la distancia (la dirección visual adoptada con mayor frecuencia), cada ojo mira a través de lo que puede llamarse a veces el «punto visual de distancia». Normalmente, el punto visual de distancia está ubicado en el centro óptico (punto sobre el eje, central) de la lente de la gafa. Sin embargo, cuando el usuario está leyendo, ambos ojos tienden a apuntar hacia abajo y a converger (es decir, en un punto ligeramente más cercano hacia la dirección de la nariz). En esta dirección visual, cada ojo está viendo a través de un punto ubicado relativamente más abajo y más nasalmente (es decir, hacia la nariz) que el punto visual de distancia. Este punto es llamado a veces el «punto visual cercano». La cantidad por la cual el punto visual cercano está más bajo o más nasalmente colocado que el punto visual de distancia depende de las características anatómicas del usuario (por ejemplo, la distancia interpupilar; la cual es la distancia entre los centros de la pupila de ambos ojos), la distancia de lectura (es decir, la distancia desde la superficie del material de lectura al ojo) y la distancia del vértice (es decir, la distancia desde la lente de la gafa hasta el ojo) y un número de otros parámetros que son bien conocidos por aquellos expertos en el diseño y expendición de lentes de gafas.

En otros momentos, por ejemplo al conducir, el usuario puede necesitar explorar a lo largo de la línea horizontal (por ejemplo, para comprobar el tráfico que se cruza en una intersección). En este caso, cada ojo puede mirar en cualquiera de cierto número de puntos ubicados en una línea horizontal, que pasa a través del punto visual de distancia de la lente de la gafa.

Lo común en las situaciones anteriores es que cuando el objeto visual de interés para el usuario está en una dirección diferente de la recta y hacia adelante, el ojo del usuario se orienta para ver a través de un punto o región de la lente de la gafa, que no es un punto sobre el eje central de la lente de la gafa. Si una dirección particular de la observación resulta requerida frecuentemente por el usuario y la visión en esa dirección de observación necesita ser buena (p. ej., en el caso de un punto visual cercano, el usuario puede ser un empleado administrativo que necesita habitualmente leer), la región o las regiones sobre la lente asociada con la dirección o direcciones fundamental(es) de observación puede(n) tenerse en cuenta para ser una zona de prioridad de visión del usuario.

10 Cuando una lente está diseñada para controlar la curvatura de campo (es decir, controlar las posiciones de los puntos de imagen periféricos) para reducir la progresión de la miopía, esa lente es relativamente más positiva en poder refractivo en los puntos (es decir, que corresponden a diferentes direcciones visuales de la observación) alejados de su centro óptico. Aunque este efecto ocurre de forma tridimensional -es decir, desarrollándose hacia afuera del centro óptico a lo largo de cualquier meridiano escogido sobre la lente, el concepto puede ilustrarse de forma adecuada y contando con dos dimensiones tal y como se muestra en las Figuras 8A a 8C.

20 En la Figura 8A, un ojo (805) que ve con la mirada en línea recta y hacia adelante se adapta a una lente de gafa (810). En esta dirección de observación, el ojo (805) está viendo a través del centro óptico (815) y su región circundante (816) que es también el punto visual de distancia de la lente de la gafa (810). En la Figura 8B, el mismo ojo (805), adaptado a la misma lente de gafa (810), está ahora en una observación hacia abajo (p. ej., para leer). En esta dirección de observación, el ojo (805) está ahora viendo a través de un punto óptico más periférico (820) y su región circundante (821) está sobre la lente de la gafa (810).

25 Dado que, en este caso, la lente de la gafa (810) ha sido diseñada para incorporar el control de curvatura de campo, su potencia en la dirección en línea recta y hacia adelante [a través del centro óptico (815)] es manipulada para colocar el punto focal (850) sobre la fovea (825) sobre la retina (826) del ojo (805), proporcionando por tanto una buena visión sobre el eje y de tipo central, mientras que, simultáneamente, su potencia en la periferia [p. ej., a través del punto óptico periférico (820)] se volvería, progresando hacia afuera del centro óptico (815), cada vez más positiva en relación a la potencia en el centro óptico. Esto se muestra mediante la gráfica de una curvatura de campo en la Figura 8C. En la Figura 8C, se muestra una curva que representa la curvatura relativa de campo (830) de la lente de la gafa (810). La Figura 8C también muestra la «esfera foveal» (835) de la fovea (825) del ojo (805) a medida que gira desde la mirada en línea recta y hacia adelante hasta una mirada hacia abajo. Esta esfera describe el lugar de todas las ubicaciones que la fovea [en Figuras 8A a 8C, para mirar en línea recta y hacia adelante (825) y para la mirada periférica/hacia abajo (827)] puede adoptar mientras el ojo (805) gira hacia abajo. La esfera foveal (835) está centrada alrededor del centro de rotación (840) del ojo, el cual, aunque no es un punto fijo fisiológicamente y varía de ojo a ojo, se considera normalmente situado aproximadamente sobre el eje del ojo y está aproximadamente 16 mm por detrás de la córnea (828) del ojo. Dado que las lentes de gafas (810) se han diseñado para el control de la curvatura de campo con objeto de reducir la progresión de la miopía, su potencia se hace más positiva hacia fuera de la posición axial, tal y como se ilustró por el esquema de la curvatura de campo (830) de la Figura 8C. El enfoque (850) está colocado sobre la fovea en la mirada en línea recta y hacia adelante de manera que se proporciona una visión central nítida. Sin embargo, sobre la mirada periférica, el punto focal periférico (855) está colocado relativamente en frente de (es decir, más cerca hacia la córnea desde la retina) la fovea (827) debido un poder refractivo más positivo. Esta diferencia en la posición de la fovea (827) durante la mirada periférica y su posición de punto focal correspondiente (855) introduce una cantidad de desenfoque (860) que produce visión foveal borrosa en la mirada periférica.

50 Debe tenerse en cuenta que, dependiendo del diseño y posición exactos de la lente de la gafa en relación con el ojo, la cantidad de control de la curvatura de campo empleada para la reducción de la progresión de la miopía, así como las dimensiones anatómicas del ojo (algunas ya descritas anteriormente), el desenfoque periférico podría estar o bien enfrente de (como en este ejemplo) o bien detrás de la fovea.

55 En la práctica, para los dispositivos de visión descentrable, tanto el desenfoque periférico como otras aberraciones ópticas (tal y como se explicó en secciones anteriores) están presentes esencialmente y simultáneamente para las direcciones periféricas de observación. Estos dos efectos se combinan y suman para degradar la calidad de la imagen visual para las direcciones periféricas de observación. Ambos efectos aumentan desde el centro óptico central, a través de la región paracentral hasta la periferia alejada.

60 En el uso general de los dispositivos de visión descentrable, el desenfoque periférico combinado con otras aberraciones ópticas puede no ser motivo de preocupación ya que la dirección más frecuente de observación de los usuarios es habitualmente o en línea recta hacia adelante (central) o casi en línea recta hacia adelante (paracentral)

para lo cual el desenfoque resulta de nulo a muy bajo. Sin embargo, para ciertos usuarios, aquellos ocupados en tareas visuales que requieran periodos prolongados de observación a través de los puntos ópticos periféricos, especialmente los puntos que pueden ser considerados para ser regiones prioritarias de visión, este desenfoque no sería deseable.

5 En algunos aspectos, puede ser necesario para proporcionar una visión útil y relativamente buena más allá de la región paracentral. Por ejemplo, puede ser necesario que un usuario tenga una visión periférica relativamente buena y útil a lo largo de una línea horizontal (p. ej., durante la conducción, cuando hace uso de su visión periférica para detectar los vehículos que se cruzan transversalmente en una intersección de tráfico). En dicha situación, la zona de prioridad de visión requerida por el usuario puede ser una región óptica descrita por una banda que se ubica en una línea horizontal.

10 Debe tenerse en cuenta que una buena visión, en lo que a visión periférica se refiere, es una medida relativa ya que se sabe que la densidad de los fotorreceptores posee su más alta concentración en la región (foveal) central, lo que proporciona la mejor agudeza visual, al tiempo que esta disminuye hacia la periferia de la retina. Por tanto, la agudeza visual en la periferia no es tan buena como la agudeza en la visión foveal. Sin embargo, si la magnitud de otras aberraciones ópticas y el desenfoque es suficientemente grande, la visión y, en particular, la sensibilidad al contraste (una medida de cómo de bien el ojo puede distinguir entre grados sutiles de negro pasando por el gris y hasta el blanco, tal como la conocen los expertos en ciencias visuales) pueden verse afectadas. Por lo tanto, las mejoras en la visión periférica pueden realizarse mediante una reducción en la intensidad de otras aberraciones ópticas presentes.

15 En otro ejemplo ya mencionado, un usuario puede necesitar dedicarse, durante largos periodos, a la lectura y con una distancia fija, en la que ambos ojos convergerán, haciendo orientar también la mirada hacia abajo. En dicha situación, la zona de prioridad de visión requerida por el usuario puede describirse gracias a una región óptica del dispositivo de tratamiento de visión que incluye y aloja el punto visual cercano del dispositivo.

20 Todavía en otro ejemplo, un usuario (p. ej., un inspector en una línea de montaje) que puede necesitar comprobar visualmente y con frecuencia desde objetos visuales en distancia hasta objetos visuales cercanos. En dicha situación, la zona de prioridad de visión requerida por el usuario puede ser una región descrita por la unión de una banda y que incluye y comprende tanto el punto visual en distancia como el punto visual cercano sobre el dispositivo.

25 Ahora ilustraremos como ejemplo, planteamientos cada vez más sofisticados en cuanto a diseños de dispositivos de tratamiento de visión que abordan las necesidades de los usuarios tal y como se describió anteriormente mediante la incorporación de zonas de prioridad de visión apropiadas a un dispositivo de tratamiento de visión que emplea una zona de tratamiento de visión usada para controlar la curvatura de campo con objeto de reducir la progresión de la miopía. El hilo conductor será el control, reducción o minimización de otras aberraciones ópticas y/o desenfoques periféricos dentro de la zona de prioridad de visión para que la visión a través de la zona de prioridad de visión sea mejorada y se torne útil para el usuario. La reducción o eliminación de otras aberraciones ópticas y/o desenfoques periféricos se logra con la moderación o bien la eliminación localizadas del control de la curvatura de campo en las zonas de prioridad de visión seleccionadas.

30 Como se ilustrará en los siguientes ejemplos, solo una minoría de la reducción en la expansión del control de la curvatura de campo será generada como consecuencia de controlar o reducir otras aberraciones ópticas y/o desenfoques en zonas de prioridad de visión concretas. Por tanto, aunque el control de la curvatura total general de campo puede reducirse ligeramente, reduciéndose, así también, los estímulos de reducción de miopía generales (aunque no eliminarse), el beneficio de visión nítida en puntos visuales deseados (p. ej., al leer) proporcionarían un resultado más ventajoso y comparativamente mejor (en términos de tanto reducción de miopía como de utilidad y claridad de visión) para el usuario.

35 Para el usuario que necesita tener una visión periférica útil y relativamente buena a lo largo de una línea horizontal de direcciones de mirada (p. ej., durante la conducción), se muestra un procedimiento de diseño de la invención actual en las Figuras 9A a 9C. La Figura 9A es una vista frontal de la configuración óptica del dispositivo de tratamiento de visión de este procedimiento. Las Figuras 9B y 9C son esquemas de curvaturas relativas de campo. Sobre un dispositivo de tratamiento de visión (905) que consiste principalmente en una zona de tratamiento de visión (910) que proporciona la apropiada curvatura relativa de campo con el propósito de reducir o eliminar la progresión de la miopía, tal y como se enseñó en la patente de EE. UU. con n.º 7.025.460, el procedimiento de la invención actual introduce e incorpora una banda de zona de prioridad de visión (915). La zona de prioridad de visión (915) de este procedimiento de diseño es descrita por una banda que incluye el centro óptico (920) del dispositivo y continúa

en cada dirección / ambas direcciones de forma parcial o total hasta el límite (925) de la óptica del dispositivo de tratamiento de visión. La anchura (930) de la banda de esta zona de prioridad de visión (915) será de, al menos, aproximadamente el tamaño de la proyección de la pupila de entrada del usuario sobre el dispositivo según el mismo razonamiento que se explicó en una sección anterior.

5 De acuerdo con un procedimiento de esta invención, dentro de la zona de prioridad de visión (915), el impacto de otras aberraciones ópticas es controlado, reducido o minimizado mediante la moderación o eliminación del control para la curvatura de campo. En lugar del control de la curvatura de campo (o la manipulación de las posiciones de los puntos de imagen periféricos), los grados de libertad del diseño óptico para el dispositivo, dentro de la zona de prioridad de visión, se emplean para optimizar en una u otra de otras aberraciones ópticas y/o desenfoques de acuerdo con su intensidad y según las necesidades visuales de los usuarios. La Figura 9B muestra la curvatura relativa de campo tal y como se mide a lo largo del meridiano «A» dentro de la zona de tratamiento de visión (910) del dispositivo de tratamiento de visión (905) de la Figura 9A. Es evidente a partir del esquema de la Figura 9B que la zona de tratamiento de visión (910) está proporcionando la curvatura de control de campo que es útil para retardar o eliminar la progresión de la miopía tal y como se enseñó en la patente de los EE. UU. n.º 7.025.460. También puede apreciarse a partir de la Figura 9B que la zona de tratamiento de visión (910) se ve afectada por cantidades de otras aberraciones ópticas, incluida el astigmatismo. Ambos enfoques de la línea tangencial (940) y sagital (945) de la Figura 9B son separados indicando la presencia de cantidades sustanciales de astigmatismo. Por tanto, la visión periférica dentro de la zona de tratamiento de visión (910) será defectuosa. En contraste, la Figura 9C muestra la curvatura relativa de campo tal y como se mide a lo largo de un meridiano «B» a lo largo de la banda de la zona de prioridad de visión (915) para el mismo dispositivo de tratamiento de visión (905) de la Figura 9A. En este diseño de ejemplo particular, una de las otras aberraciones ópticas, a saber, el astigmatismo, ha sido minimizada con objeto de favorecer una visión mejorada para el usuario a lo largo de la zona de prioridad de visión. Esto puede observarse claramente en la Figura 9C, donde tanto el enfoque de la línea sagital (955) como de la línea tangencial (950) están en estrecha proximidad entre sí indicando una falta de astigmatismo a lo largo de la zona de prioridad de visión.

Puede observarse que ambos enfoques de línea (950 y 955) de astigmatismo se encuentran detrás de la retina a lo largo del meridiano B indicando un desenfoque hiperópico relativo (es decir, una potencia negativa relativa). Esta pequeña cantidad de desenfoque negativo puede ser fácilmente compensada gracias a una pequeña cantidad de acomodación (es decir, enfoque cercano) por parte del usuario.

El procedimiento de diseño daría ahora un dispositivo de tratamiento de visión que proporciona el beneficio dual de reducción de la progresión de la miopía junto con direcciones de buena visión útil para la observación y de importancia para el usuario. Dado que el área de la zona de prioridad de visión (915) es pequeña en comparación con la amplia área de la zona de tratamiento de visión (910), existe solo una ligera e insignificante reducción en el desarrollo del estímulo para reducir la progresión de la miopía según el planteamiento de diseño de esta invención.

Como apreciaría un experto en diseño de lentes, en base a las enseñanzas de la presente invención y de acuerdo con lo anterior, la zona de «unión» óptica (960) limitando entre la zona de tratamiento de visión (910) y la zona de prioridad de visión (915) necesitaría modificarse ligeramente en el control de la curvatura de campo a fin de proporcionar una suave transición óptica (p. ej., libre de «salto» visual) desde la zona de tratamiento de visión (910) de la curvatura de campo controlada hasta la zona de prioridad de visión (915).

La longitud (935) de la zona de prioridad de visión (915) puede escogerse de acuerdo con las necesidades visuales de los usuarios. Por ejemplo, una longitud que proporciona una banda que extienda la óptica del dispositivo de tratamiento de visión desde límite a límite puede resultar beneficiosa para el usuario que tenga la conducción de vehículos como primera necesidad visual. Dicha banda posee el beneficio añadido de ser más sencilla de fabricar ya que presenta una simetría (lateral) de espejo. Para usuarios que prefieran maximizar la expansión de la zona de tratamiento de visión para maximizar el estímulo con objeto de reducir la progresión de la miopía, pueden escogerse longitudes más cortas de banda de zona de prioridad de visión (que prevén únicamente las direcciones fundamentales de mirada). La banda puede ser colocada asimétricamente de forma que un extremo de la misma esté más alejado del centro óptico (920) que el otro extremo. Esto puede ser útil para aquellos usuarios cuyas tareas visuales más frecuentes necesiten de la convergencia de ambos ojos (es decir, cada ojo orientado al interior y hacia la nariz), como, por ejemplo, cuando el material de lectura está a nivel del ojo (p. ej., un equipo de supervisión médica/de laboratorio montado sobre una plataforma).

Según lo anterior, sería también inmediatamente evidente que la banda de la zona de prioridad de visión del ejemplo en la Figura 9A necesita estar colocada horizontalmente. La Figura 10 proporciona un ejemplo de cuándo la banda de la zona de prioridad de visión (1015) es configurada para ubicarse sobre un meridiano oblicuo del dispositivo de tratamiento de visión (1005). En este ejemplo, la banda de la zona de prioridad de visión (1015) incluye el centro

5 óptico (1020) -que es también el punto visual de distancia del dispositivo de tratamiento de visión (1005)- además del punto visual de cercano (1025). Dicho diseño sería beneficioso para un usuario (p. ej., un inspector de una línea de montaje) que puede necesitar comprobar visualmente y con frecuencia desde objetos visuales en distancia hasta objetos visuales cercanos. Este diseño mantendría los puntos visuales del ojo, ya que su dirección de observación
10 recorre desde lo alejado a lo cercano a través de la distancia de visión intermedia (que implica una mirada de convergencia y hacia abajo de los ojos), dentro de la zona de prioridad de visión (1015). Se apreciará que, para este usuario de ejemplo, la disposición de la(s) zona(s) de prioridad de visión de este dispositivo de tratamiento de visión serían aproximadamente simétricas de manera especular para tanto el ojo derecho como el izquierdo. La Figura 10 muestra la vista frontal (como se ve mirando hacia la cara del usuario) del dispositivo de tratamiento de visión para el ojo derecho del usuario.

15 Aquellos expertos en el diseño y expendición de dispositivos oftálmicos de corrección de visión apreciarán, y la presente invención así lo contempla, que tal dispositivo necesitaría de una correcta posición y orientación sobre los ojos. Para el dispositivo de tratamiento de visión en su forma de lente de gafa, la colocación correcta se realiza gracias a una montura de gafas que fija la orientación correcta del dispositivo de lentes. Para lentes de contacto y otros dispositivos similares, las características de diseño adecuadas para corregir la orientación del dispositivo son bien conocidas por los especialistas en dispositivos de corrección de visión e incluyen diseños de prismas con balasto, con zonas delgadas dinámicas y con compensador de equilibrio. La fabricación de tales dispositivos de diseño asimétrico es muy conocida por aquellos expertos en la técnica e incluye el uso de molinillos y tornos multieje
20 y controlados por ordenador. En el caso de dispositivos que pueden ser implantados como los implantes y superposiciones corneales, las lentes de cámara anterior y las lentes intraoculares; y los procedimientos quirúrgicos refractivos como los dispositivos de alineación para ayudar con la orientación correcta durante la implantación (p. ej., marcas de alineación visibles, aberturas para facilitar el alineamiento con instrumentos especiales, etc.) o cirugía (p. ej., sistemas de seguimiento del ojo asistidos por láser) y elementos de diseño para mantener la orientación en los dispositivos (p. ej., háptica cargada con resorte en lentes intraoculares), todo esto es bien conocido por los diseñadores y los especialistas que usan dichos dispositivos.

25 La curvatura relativa de campo para este diseño de ejemplo a lo largo de meridianos «A» dentro de la zona de tratamiento de visión (1010) y a lo largo del meridiano «B» dentro de la zona de prioridad de visión (1015) puede ser similar a aquellas mostradas en la Figuras 9b y 9c respectivamente. Como en los ejemplos de diseño anteriores, la anchura de la zona de prioridad de visión (1015) sería de al menos aproximadamente el tamaño de la pupila de entrada al ojo proyectada sobre la superficie óptica del dispositivo de tratamiento de visión, aunque puede ser mayor y seleccionarse de acuerdo con las necesidades visuales de cada usuario.

30 Una desventaja potencial de los ejemplos anteriores, en los cuales la zona de prioridad de visión está configurada como una banda a través de la superficie óptica del dispositivo de tratamiento de visión, es que puede reducirse el área global de la zona de tratamiento de visión más de lo que sería absolutamente necesario. Además, como es entendido por aquellos expertos en diseño de lentes, el diseño óptico de una banda puede provocar aberraciones ópticas indeseables en la zona de unión óptica. Para el usuario que requiere de una zona de prioridad de visión para principalmente una dirección única de mirada en suma a la mirada en línea recta y hacia adelante, esta desventaja potencial puede minimizarse mediante la limitación de la zona de prioridad de visión para proporcionarla solamente para esa dirección de mirada seleccionada. Por ejemplo, para el usuario cuyas necesidades visuales principales consisten en leer, con la dirección de observación a través del punto visual cercano del dispositivo de tratamiento de visión, un procedimiento de la invención es configurar la zona de prioridad de visión para que se localice únicamente sobre y alrededor del punto visual cercano. Al hacer esto, se retiene una cantidad mayor de control total de curvatura de campo en comparación con ejemplos de diseño previos, utilizando configuraciones de banda para la zona de prioridad de visión (aunque con mayor implicación en el diseño y complejidad en la fabricación de las lentes).

35 Las Figuras 11A a 11C ilustran un dispositivo de tratamiento de visión (1105) aplicable a este ejemplo. En la Figura 11A se muestra una vista frontal de la superficie óptica de un dispositivo de tratamiento de visión (1105) destinado al ojo derecho. El dispositivo de tratamiento de visión (1105) consiste principalmente en una zona de tratamiento de visión (1110) que proporciona la apropiada curvatura relativa de campo con el propósito de reducir o eliminar la progresión de la miopía, tal y como se enseñó en la patente de EE. UU. con n.º 7.025.460. El procedimiento de la invención actual introduce e incorpora una región de la zona de prioridad de visión (1115) que incluye el punto visual cercano (1125). Mientras la región de la zona de prioridad de visión (1115) puede adoptar cualquier forma (p. ej., circular, elíptica, rectangular, etc.), la dimensión mínima (1130) de esta zona de prioridad de visión (1115) será de al menos aproximadamente el tamaño de la proyección de la pupila de entrada del usuario sobre el dispositivo según el mismo razonamiento que se explicó en una sección anterior.

40 De acuerdo con un procedimiento de esta invención, dentro de la zona de prioridad de visión (1115), el impacto de

5 otras aberraciones ópticas es controlado, reducido o minimizado mediante la moderación o eliminación del control para la curvatura de campo. En lugar del control de la curvatura de campo (o la manipulación de las posiciones de los puntos de imagen periféricos), los grados de libertad del diseño óptico en el dispositivo, dentro de la zona de prioridad de visión, se utilizan para optimizar el enfoque periférico o una u otra de las otras aberraciones ópticas de acuerdo con su intensidad y según las necesidades visuales de los usuarios. La Figura 11B muestra la curvatura relativa de campo tal y como se mide a lo largo del meridiano «A» dentro de la zona de tratamiento de visión (1110) del dispositivo de tratamiento de visión (1105) de la Figura 11A. Es evidente a partir de la gráfica en la Figura 11B que la zona de tratamiento de visión (1110) está proporcionando el control de la curvatura de campo que resulta útil para retardar o eliminar la progresión de la miopía tal y como se enseñó en la patente de los EE. UU. n.º 7.025.460. 10 Puede apreciarse a partir de la Figura 11B que la zona de tratamiento de visión (1110) no solo se ve afectada por cantidades de otras aberraciones ópticas que incluyen el astigmatismo, sino también por el desenfoque periférico. Ambos enfoques de la línea tangencial (1140) y sagital (1145) de la Figura 9B son separados indicando la presencia de cantidades sustanciales de astigmatismo. Pero además, ambos enfoques de línea tangencial (1140) y sagital (1145) están colocados más anteriormente a la retina (1147), lo que indica la presencia de una cantidad de desenfoque periférico. A diferencia del desenfoque negativo (hiperópico), el desenfoque positivo (miópico) no puede compensarse mediante la acomodación. Por tanto, la visión periférica dentro de la zona de tratamiento de visión (1110) será defectuosa. En contraste, la Figura 11C muestra la curvatura relativa de campo tal y como se mide a lo largo de un meridiano «B» a lo largo de la región de la zona de prioridad de visión (1115) para el mismo dispositivo de tratamiento de visión (1105) de la Figura 11A. En este diseño de ejemplo particular, el desenfoque periférico a través del punto visual central (1125) ha sido minimizado con objeto de favorecer una visión mejorada para el usuario dentro de la zona de prioridad de visión. Esto puede verse claramente en la Figura 11C donde aunque existe alguna distancia entre los enfoques de línea tangencial (1150) y sagital (1155) en el punto visual cercano (1125) que indica la presencia de pequeñas cantidades de astigmatismo, ambos enfoques de línea están aproximadamente colocados de igual forma alrededor de (es decir, uno en frente de y el otro detrás de) la retina (1147), lo que indica que el desenfoque periférico en el punto visual cercano (1125) ha sido reducido significativamente y neutralizado de forma efectiva. 25

30 Se observa también a partir de la Figura 11C que sobre cada lado del punto visual cercano (1125), ambos enfoques de línea (1150 y 1155) de astigmatismo se encuentran, de nuevo, colocados a fin de estar más anteriores que la retina (1147) produciendo un estímulo para reducir la progresión de la miopía.

35 El procedimiento de diseño daría ahora un dispositivo de tratamiento de visión que proporciona un efecto dual de reducción de la progresión de la miopía junto con direcciones de buena visión útil para la observación y de importancia para el usuario. Además, este ejemplo de diseño favorece menos efectos e intrusión en la zona de tratamiento de visión (1110), maximizando por tanto el desarrollo de un estímulo para reducir la progresión de la miopía.

40 En los ejemplos anteriores, el diseño de la zona de prioridad ha sido optimizado para minimizar una de las otras aberraciones ópticas (es decir, astigmatismo) o bien el desenfoque periférico. También es posible, dentro del procedimiento de la invención actual, utilizar el grado de libertad del diseño disponible gracias a la moderación o eliminación o control localizados para la curvatura de campo y así manipular otros parámetros del diseño óptico. Por ejemplo, en lugar de minimizar o eliminar el desenfoque periférico, el desenfoque a través de la zona de prioridad de visión puede diseñarse y controlarse para ser de un determinado valor.

45 Se ha observado en la bibliografía científica que la progresión de la miopía puede reducirse mediante el empleo de procedimientos de infracorrección. Se ha constatado también en las publicaciones científicas que la progresión de la miopía puede estar asociada con la acomodación durante la visión cercana. La acomodación es el proceso por el cual el ojo cambia (aumenta) su potencia óptica durante la lectura a fin de proporcionar un enfoque nítido para los objetos visuales cercanos. Aunque ya se han tratado las desventajas asociadas a la infracorrección en secciones anteriores a esta, puede ser beneficioso reducir la demanda de acomodación durante las tareas cercanas, siendo un estímulo añadido para reducir la progresión de la miopía. Por ello, puede ser ventajoso en aplicaciones donde la zona de prioridad de visión incluya el punto visual cercano, el incorporar una cantidad de potencia positiva en la zona de prioridad de la visión. De esta forma, el beneficio de reducir o eliminar el estímulo que favorece el progreso de la miopía puede, además, ser mejorado mediante la reducción de la demanda de acomodación durante la observación cercana. 55

60 Un ejemplo de dicha aplicación se muestra en las Figuras 12A a 12C donde la potencia positiva adicional (para introducir un desenfoque miópico) es incorporada en una zona de prioridad de visión que incluye el punto visual cercano.

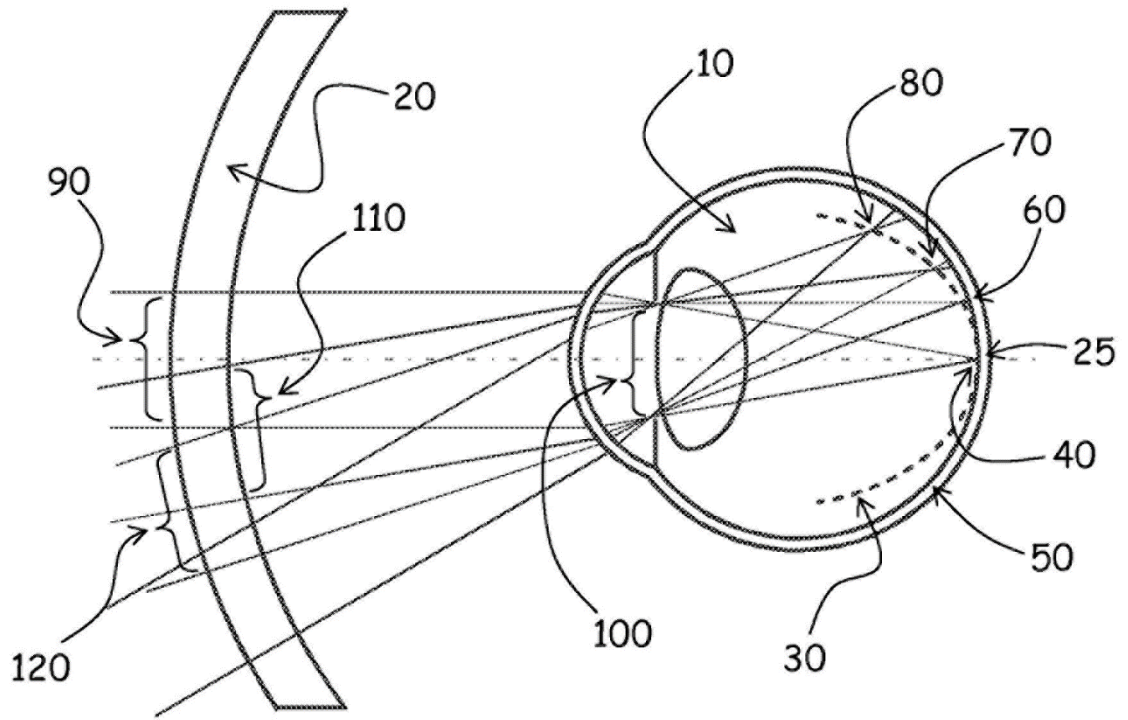
- En la Figura 12a se muestra una vista frontal de la superficie óptica de un dispositivo de tratamiento de visión (1205) destinado al ojo izquierdo de un usuario. El dispositivo de tratamiento de visión (1205) consiste principalmente en una zona de tratamiento de visión (1210) que proporciona la apropiada curvatura relativa de campo con el propósito de reducir o eliminar la progresión de la miopía, tal y como se enseñó en la patente de EE. UU. con n.º 7.025.460. El procedimiento de la invención actual introduce e incorpora una región de la zona de prioridad de visión (1215) que incluye el punto visual cercano (1225). Mientras la región de la zona de prioridad de visión (1215) puede adoptar cualquier forma, la dimensión mínima (1230) de esta zona de prioridad de visión (1215) será de al menos aproximadamente el tamaño de la proyección de la pupila de entrada del usuario.
- De acuerdo con un procedimiento de esta invención, dentro de la zona de prioridad de visión (1215), el desenfoque periférico es controlado para proporcionar una potencia relativamente positiva (desenfoque) de hasta aproximadamente +4,50D. La Figura 12B muestra la curvatura relativa de campo tal y como se mide a lo largo del meridiano «A» dentro de la zona de tratamiento de visión (1210) del dispositivo de tratamiento de visión (1205) de la Figura 12A. Es evidente a partir del esquema de la Figura 12B que la zona de tratamiento de visión (1210) está proporcionando la curvatura de control de campo que es útil para retardar o eliminar la progresión de la miopía tal y como se enseñó en la patente de los EE. UU. n.º 7.025.460. La Figura 12C muestra la curvatura relativa de campo tal y como se mide a lo largo de un meridiano «B» a lo largo de la región de la zona de prioridad de visión (1215) para el mismo dispositivo de tratamiento de visión (1205) que en la Figura 12A. En este diseño de ejemplo particular, el desenfoque periférico a través del punto visual cercano (1225) se ha controlado para ser relativamente positivo con hasta +4,50D. Esto puede verse en la Figura 12C, donde en la región del punto visual cercano (1225) dentro de la zona de prioridad de visión (1215), el «mejor enfoque» equivalente (1253) (también denominado el «círculo de menor confusión» el cual está definido por el promedio dióptrico entre los enfoques de línea tangencial (1250) y sagital (1255) de astigmatismo) se ubica más anteriormente que la retina (1247) proporcionando mayores cantidades de potencia positiva para lo cercano. Esta potencia cercana adicional reduce la demanda en la acomodación por parte del usuario durante las tareas de visión cercana.
- El procedimiento de diseño daría ahora un dispositivo de tratamiento de visión que proporciona un efecto dual de reducción de la progresión de la miopía junto con direcciones de buena visión útil para la observación y de importancia para el usuario. Además, este ejemplo de diseño ofrece el beneficio adicional de reducir la demanda de acomodación durante las tareas de visión cercana, lo que puede reducir el estímulo para la progresión de la miopía.
- En los ejemplos anteriores, las técnicas específicas de definición de superficie (p. ej., secciones cónicas y polinomios) se han usado para demostrar cómo pueden lograrse los procedimientos de diseño de la invención actual. Sin embargo, podría ser entendido por aquellos expertos en diseño de lentes que los resultados ópticos equivalentes pueden lograrse mediante el uso de otras definiciones de diseño de lentes así como otros parámetros que incluyen, pero no se limitan a, superficies esféricas, secciones cónicas, *splines*, Beziere, síntesis Fourier, polinomios Zernike, descriptores de altura sagital, descriptores de radio mediante ángulo (R- θ) y tablas de consulta directa de puntos de superficie, ya sea individualmente o en diversas combinaciones.
- Con la introducción potencial de dispositivos ópticos activos con el potencial para corregir tanto el error refractivo como las aberraciones oculares en tiempo real (p. ej., sistemas de corrección de onda frontal y sistemas de «óptica adaptativa»), se contempla que los planteamientos de esta invención pueden también incorporarse en estos dispositivos. Además, se han usado el control para ciertas otras aberraciones ópticas, así como el control del enfoque periférico.
- Muchas modificaciones, variaciones, además de otras realizaciones de la invención serán tenidas en cuenta por el experto en la técnica al cual se refiere esta invención, quien también ostenta el beneficio de las enseñanzas presentadas en las descripciones anteriores. Por lo tanto, ha de entenderse que la invención no debe limitarse a las realizaciones específicas descritas y que se pretende que estén incluidas modificaciones y otras realizaciones dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas. Aunque se emplean términos específicos en este documento, estos se utilizan en un sentido genérico y descriptivo únicamente y no con un propósito limitante.

REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento para producir un dispositivo óptico descentrable, el procedimiento que comprende proporcionar un dispositivo óptico descentrable que tiene:
- 5 una zona de tratamiento de visión y al menos una zona de prioridad de visión; donde dicha zona de tratamiento de visión está configurada con un primer diseño óptico predeterminado; dicho primer diseño óptico es seleccionado para provocar un control de las posiciones hacia adelante y hacia atrás de los puntos focales fuera de eje y periféricos hasta enfrente de la retina de un ojo mientras esencialmente y simultáneamente se controla la posición hacia adelante y hacia atrás de un punto focal sobre el eje central cerca de la retina, por tanto, proporcionando un desenfoque miópico periférico y de buen centro y donde dicha zona de prioridad de visión está configurada con un segundo diseño óptico predeterminado, dicho segundo diseño óptico es seleccionado para reducir o minimizar en desenfoque miópico periférico en la zona de prioridad de visión,
- 10 **caracterizado porque** al menos una de dichas zonas de prioridad de visión tiene una forma simétrica de carácter no radial con respecto al centro óptico de la lente.
2. Un procedimiento de acuerdo con la reivindicación 1, donde dicho control de las posiciones hacia adelante y hacia atrás de los puntos focales fuera de eje y periféricos por dicha zona de tratamiento de visión comprende además: controlar las posiciones hacia adelante y hacia atrás de los enfoques de línea periféricos producidos por el astigmatismo en relación con la retina, para un dispositivo de tratamiento de visión que en combinación con un ojo presenta astigmatismo.
- 20 3. Un procedimiento de acuerdo con la reivindicación 2, donde dicho control de las posiciones hacia adelante y hacia atrás de los enfoques de línea periféricos por dicha zona de tratamiento de visión además comprende:
- 25 posicionar un primer enfoque de línea periférico, que está más cerca de la córnea del ojo que un segundo enfoque de línea periférico, hasta una distancia desde la córnea del ojo hacia la retina periférica, siendo dicha distancia aproximadamente menos que, o igual a, la distancia desde la córnea hasta la retina periférica.
- 30 4. Un procedimiento de acuerdo con la reivindicación 3, donde al menos una de dichas zonas de prioridad de visión está configurada para incluir una región de dicho dispositivo óptico y dicha región es seleccionada del grupo que consiste en: el centro óptico; el punto visual de distancia; el punto visual cercano; y las combinaciones de los mismos.
- 35 5. Un procedimiento de acuerdo con la reivindicación 3, donde al menos una de dichas zonas de prioridad de visión está configurada para incluir el punto visual de distancia y el punto visual cercano sobre dicho dispositivo óptico.
- 40 6. Un procedimiento de acuerdo con la reivindicación 2, donde dicho control de las posiciones hacia adelante y hacia atrás de los enfoques de línea periféricos por dicha zona de tratamiento de visión comprende además: posicionar un primer enfoque de línea periférico, que está más alejado de la córnea del ojo que un segundo enfoque de línea periférico, hasta una distancia desde la córnea del ojo hacia la retina periférica, siendo dicha distancia aproximadamente mayor que, o igual a, la distancia desde la córnea hasta la retina periférica.
- 45 7. Un procedimiento de acuerdo con la reivindicación 6, donde al menos una de dichas zonas de prioridad de visión está configurada para incluir una región de dicho dispositivo óptico y dicha región es seleccionada del grupo que consiste en: el centro óptico; el punto visual de distancia; el punto visual cercano; y las combinaciones de los mismos.
- 50 8. Un procedimiento de acuerdo con la reivindicación 6, donde al menos una de dichas zonas de prioridad de visión está configurada para incluir el punto visual de distancia y el punto visual cercano sobre dicho dispositivo óptico.
- 55 9. Un procedimiento de acuerdo con la reivindicación 4, donde la anchura mínima de dicha zona de prioridad de visión es aproximadamente igual a, o mayor que, el tamaño de la pupila de entrada de un ojo.
- 60 10. Un procedimiento de acuerdo con la reivindicación 7, donde la anchura mínima de dicha zona de prioridad de visión es aproximadamente igual a, o mayor que, el tamaño de la pupila de entrada de un ojo.

11. Un procedimiento de acuerdo con la reivindicación 7, donde dicho diseño óptico de dicha zona de prioridad de visión, que incluye el centro óptico de dicho dispositivo óptico, comprende un diseño óptico para el control de aberraciones esféricas.

FIGURA 1



(TÉCNICA ANTERIOR)

FIGURA 2 (TÉCNICA ANTERIOR)

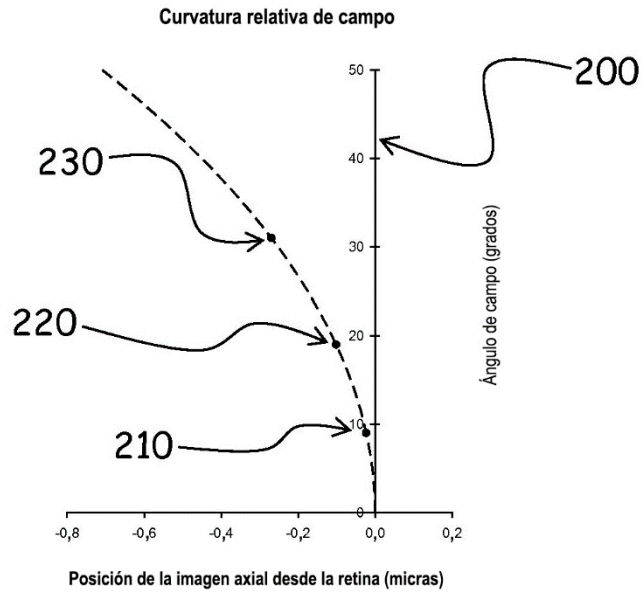


FIGURA 3

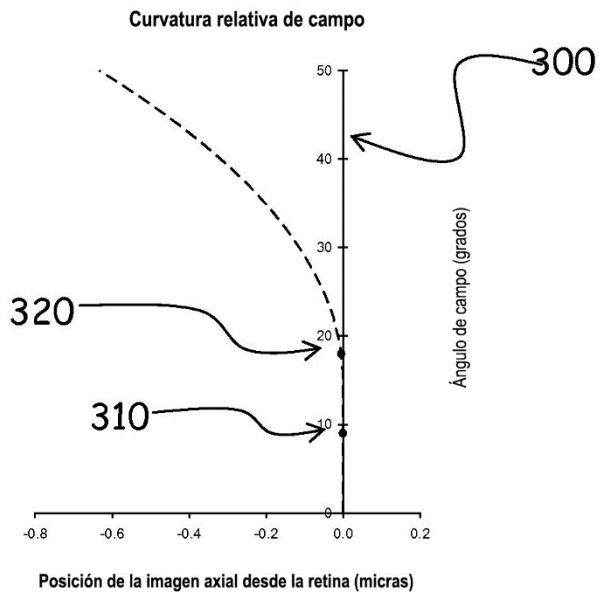


FIGURA 4

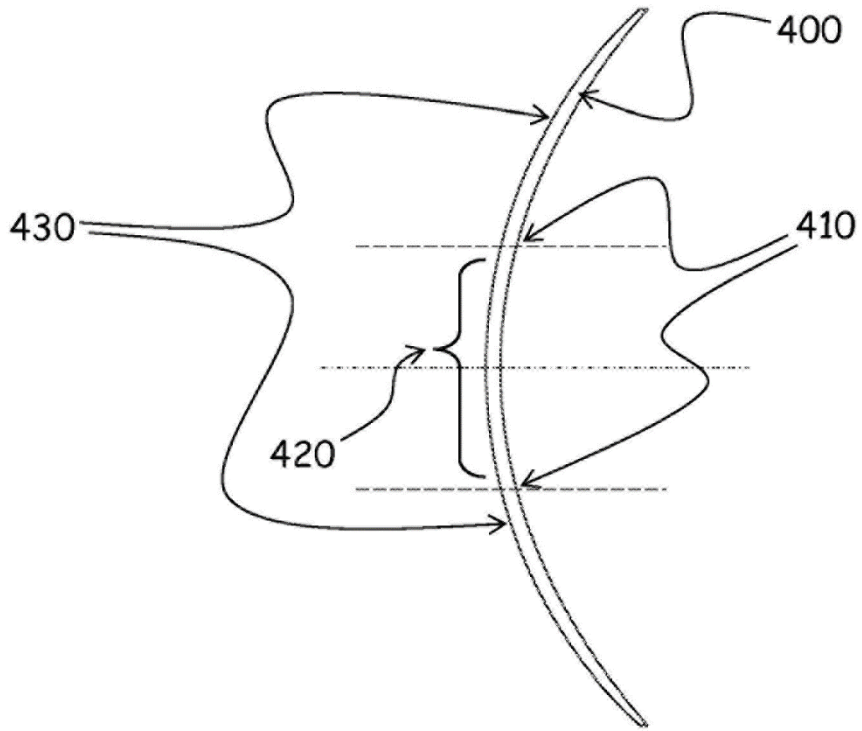


FIGURA 5

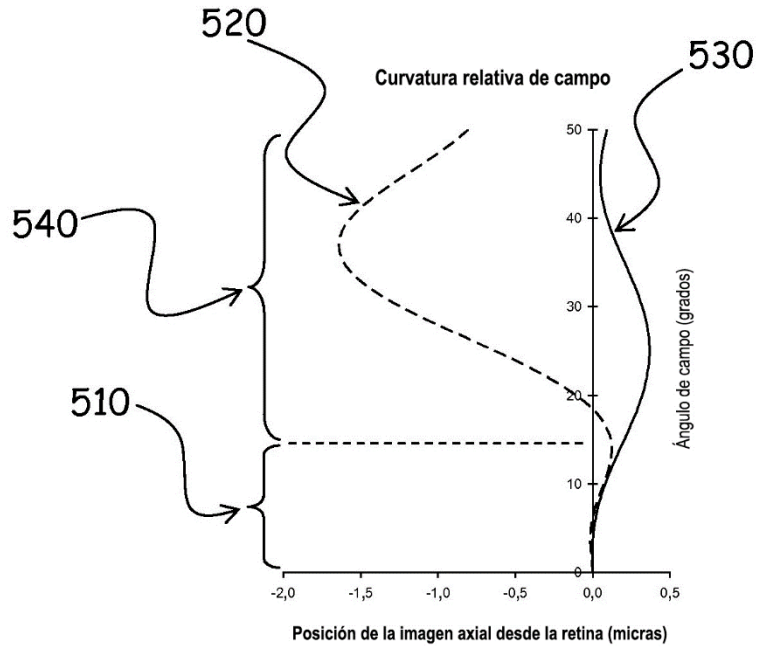


FIGURA 6

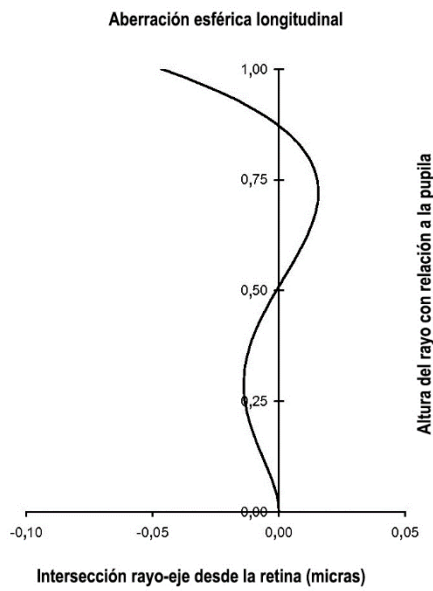


FIGURA 7

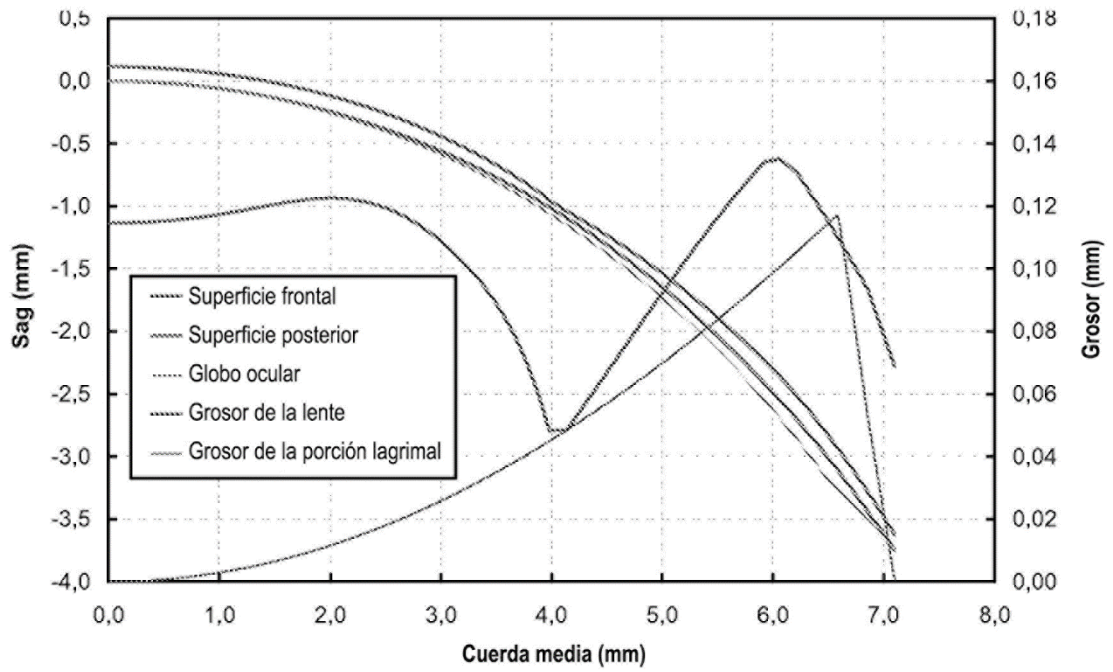


FIGURA 8A

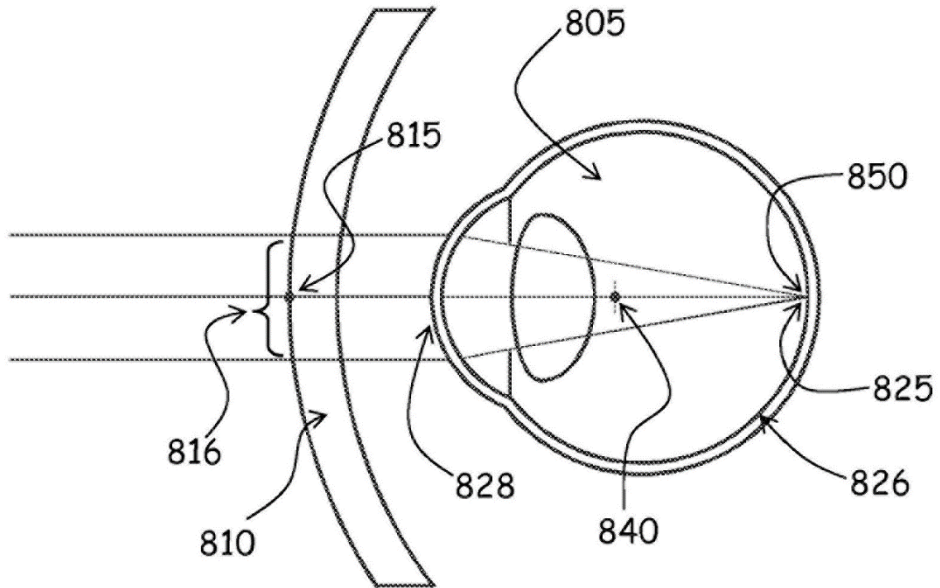


FIGURA 8B

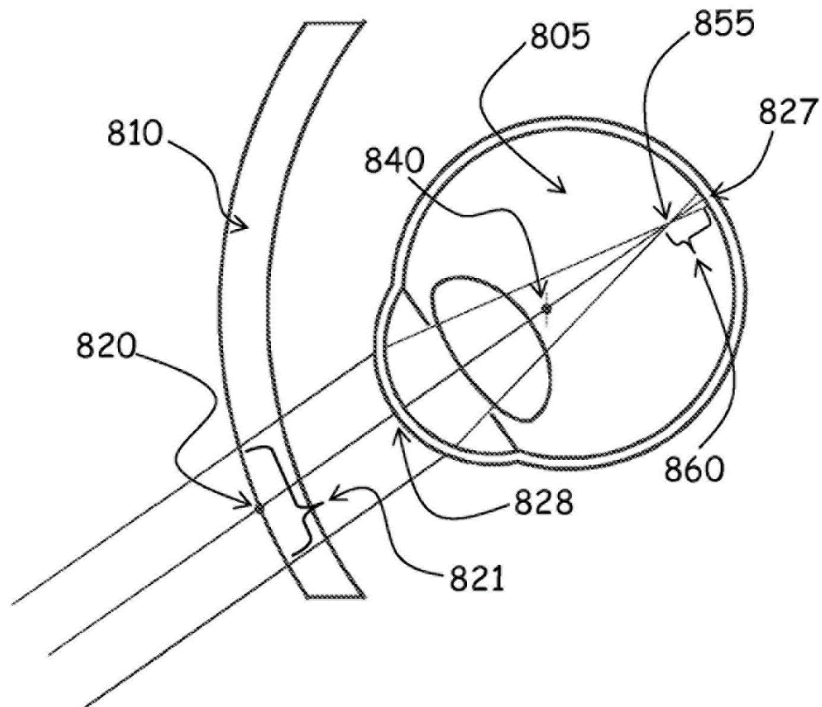


FIGURA 8C

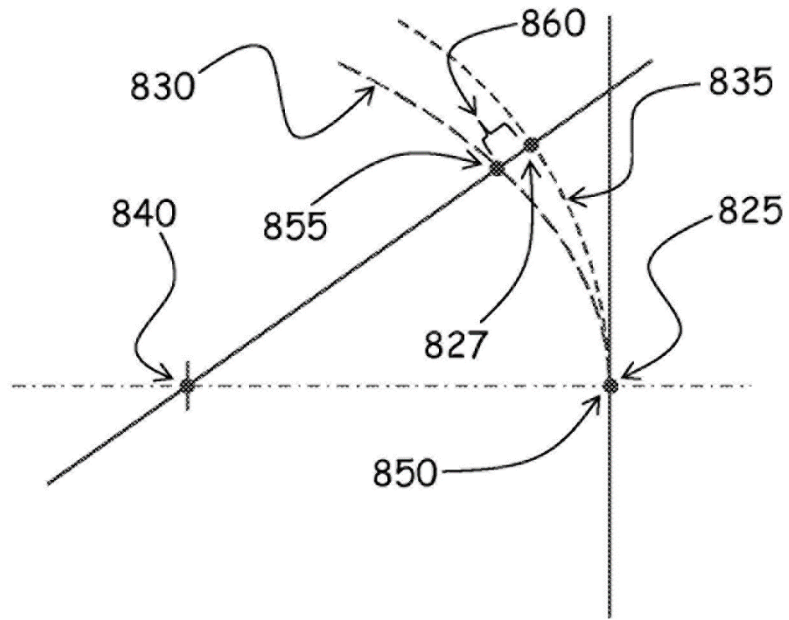


FIGURA 9A

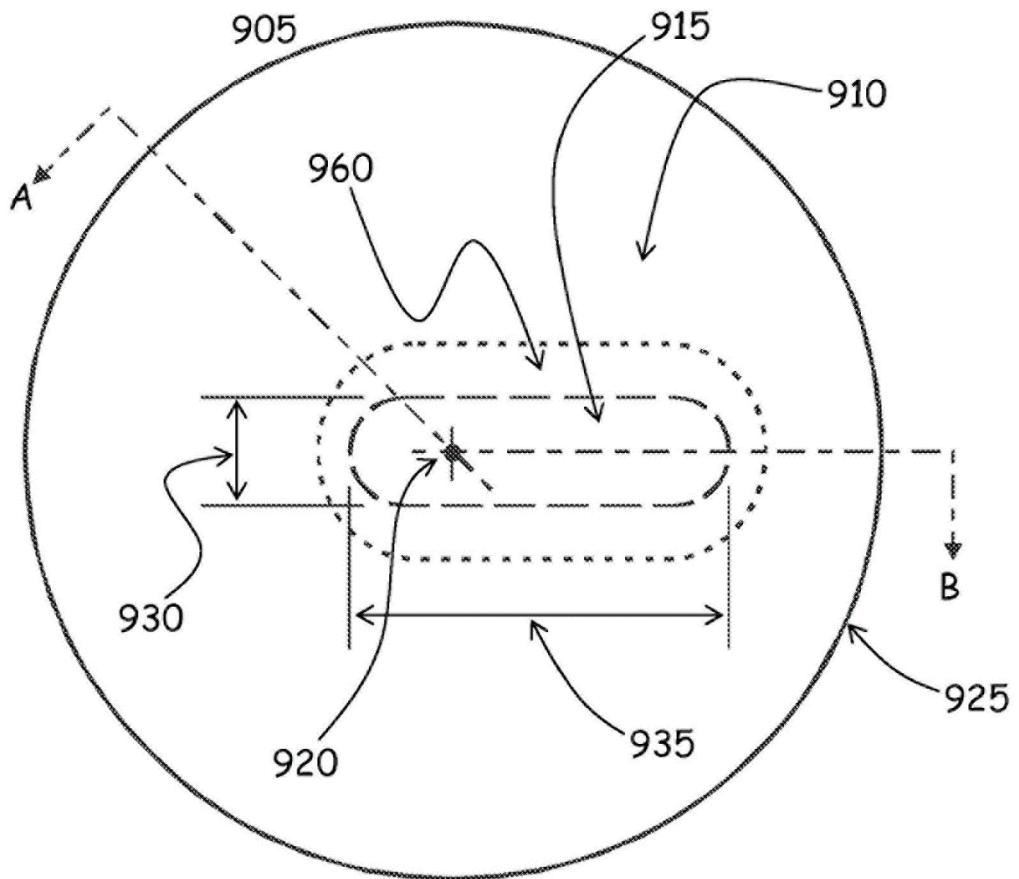


FIGURA 9B

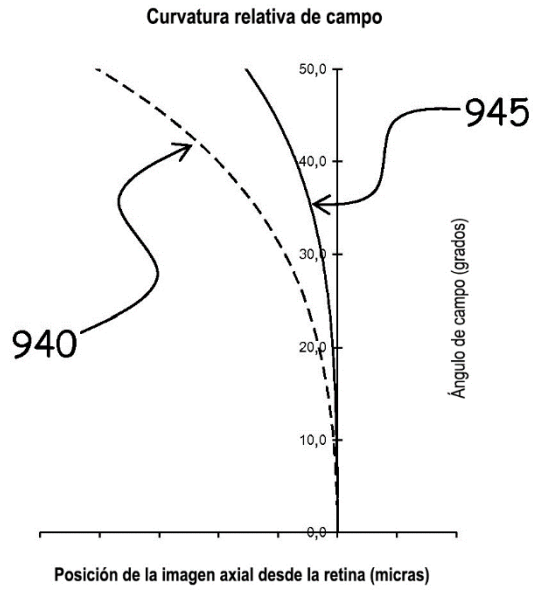


FIGURA 9C

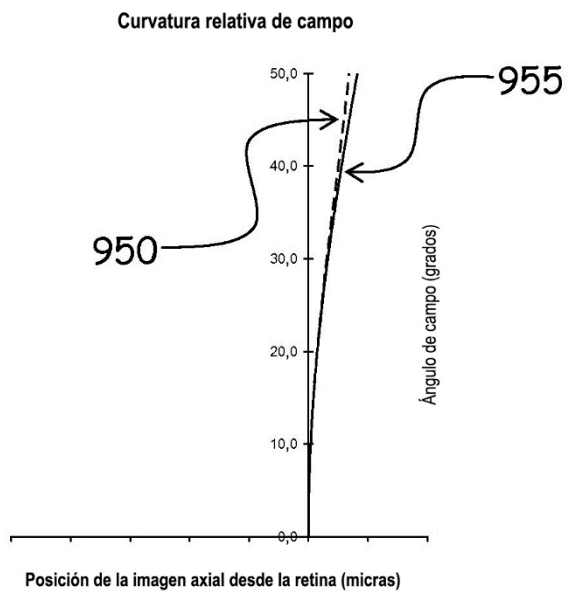


FIGURA 10

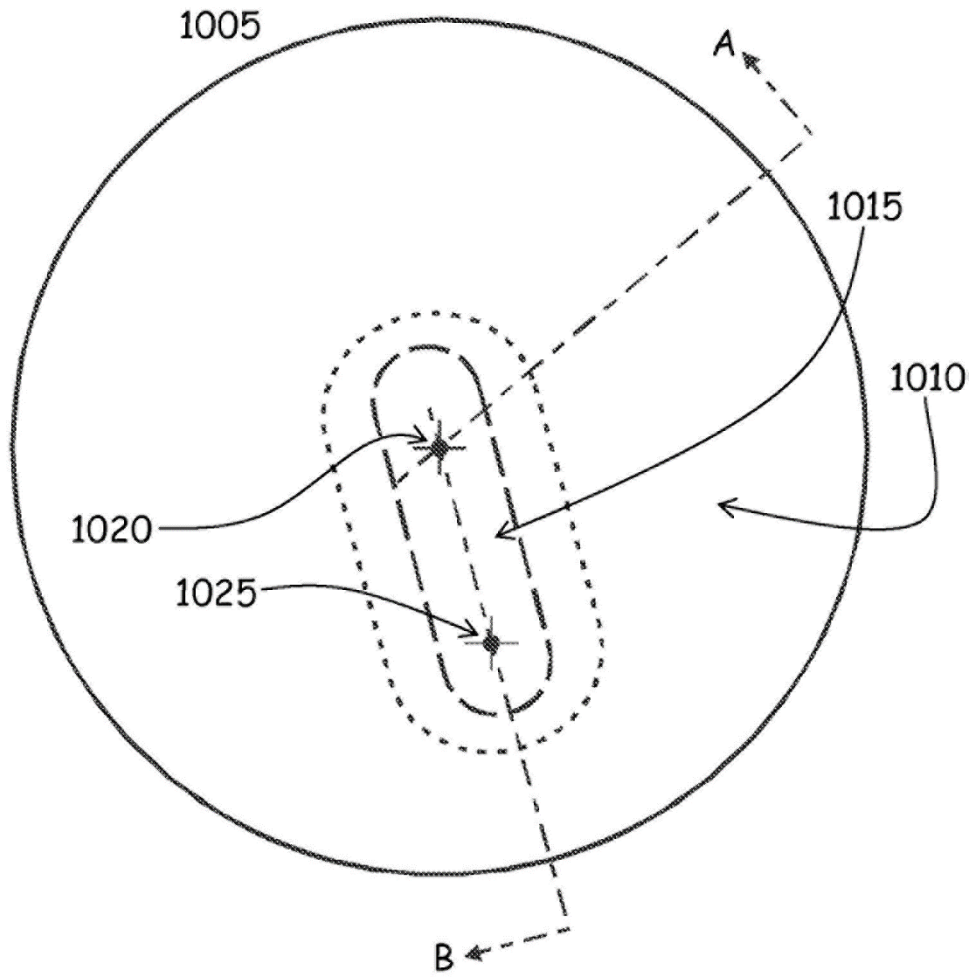


FIGURA 11A

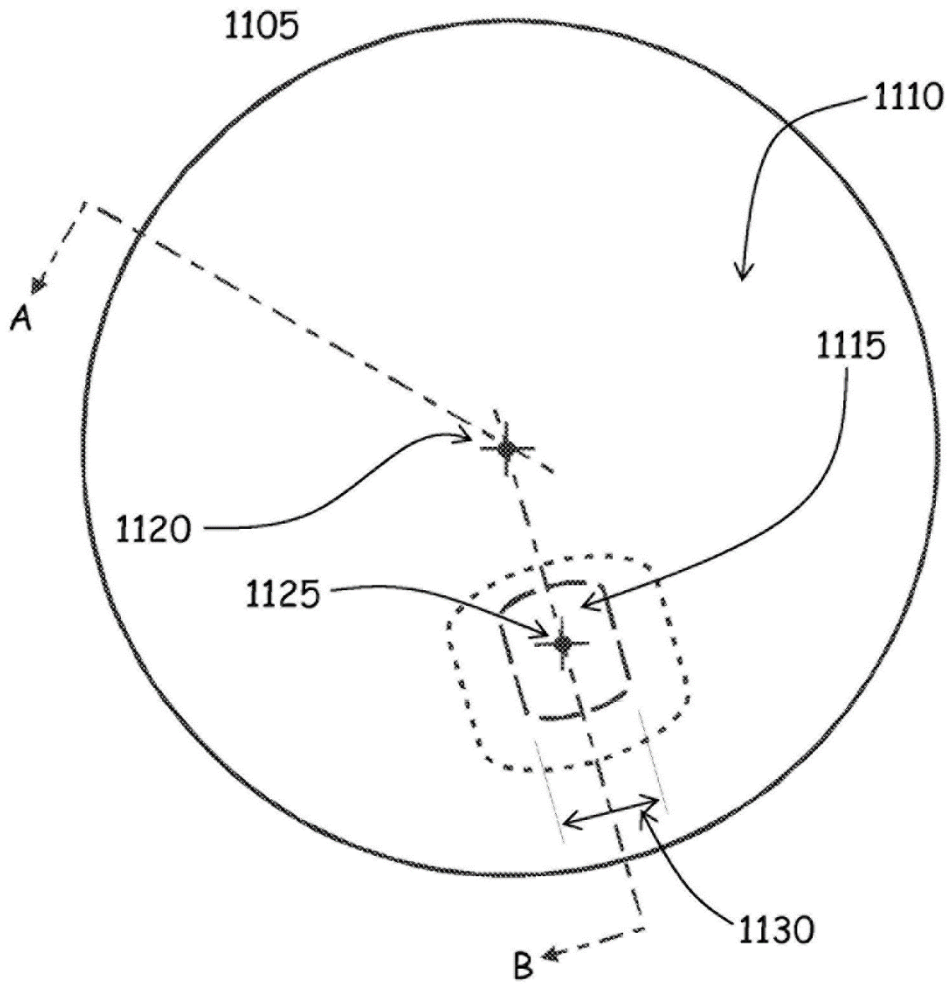


FIGURA 11B

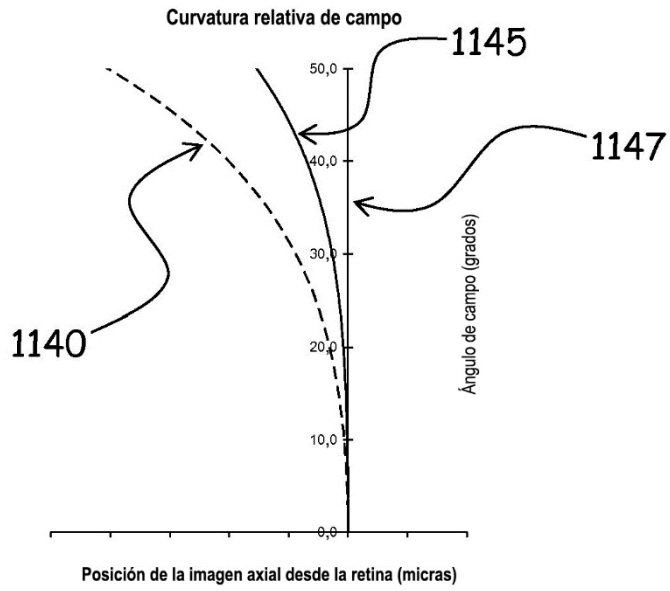


FIGURA 11C

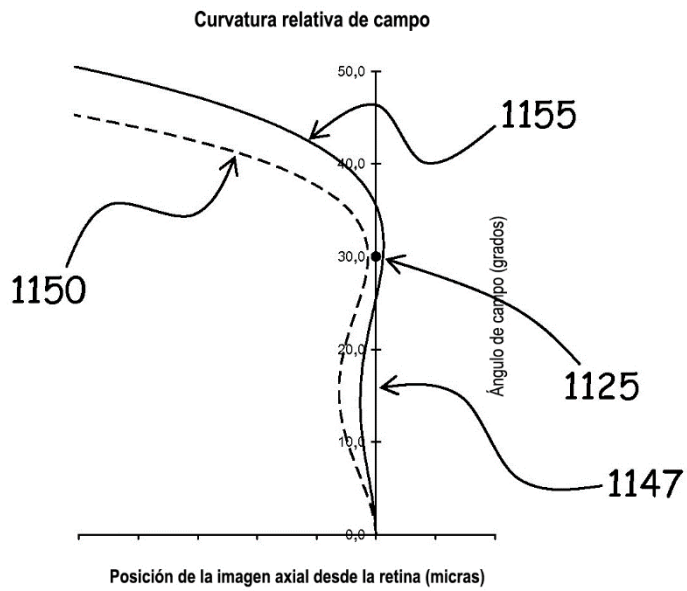


FIGURA 12A

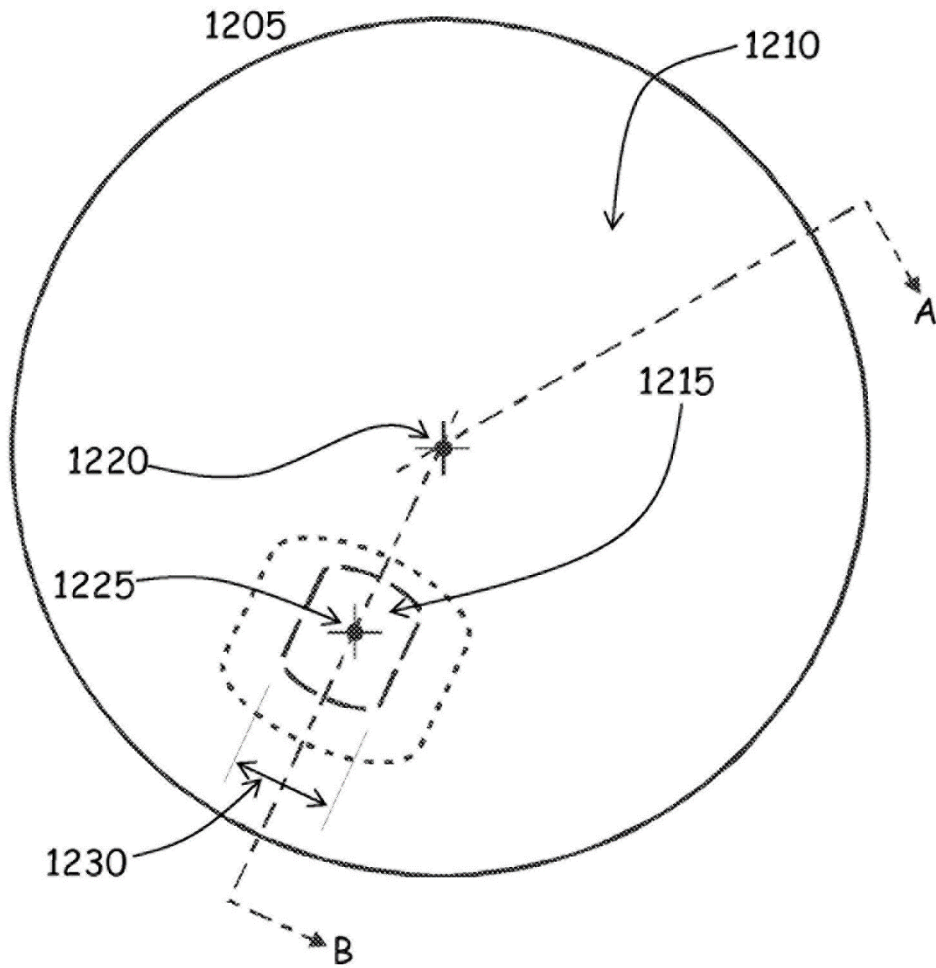


FIGURA 12B

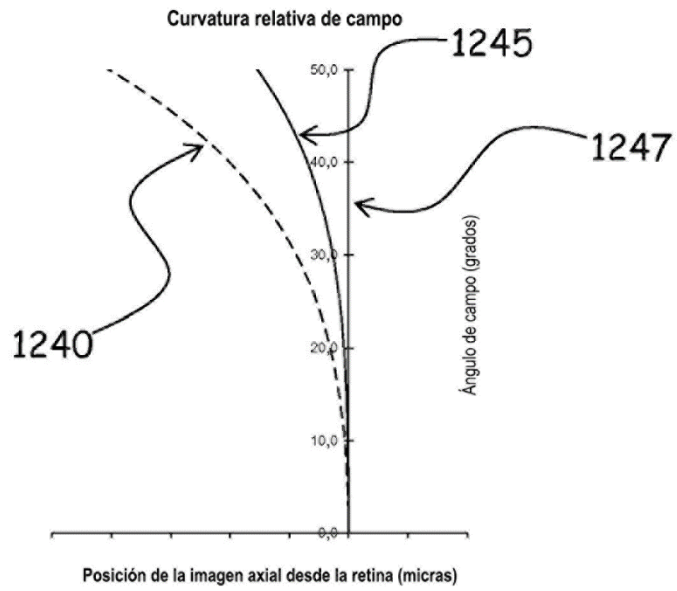


FIGURA 12C

