

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 998 813**

51 Int. Cl.:

G02C 7/04

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **22.04.2022** **PCT/GB2022/051024**

87 Fecha y número de publicación internacional: **03.11.2022** **WO22229608**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **22.04.2022** **E 22721436 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **30.10.2024** **EP 4291944**

54 Título: **Conjuntos de lentes para su uso para prevenir o retardar el desarrollo o la progresión de la miopía y métodos relacionados**

30 Prioridad:

29.04.2021 US 202163181249 P

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

21.02.2025

73 Titular/es:

COOPERVISION INTERNATIONAL LIMITED
(100.00%)

Delta Park, Concorde Way, Segensworth North
Fareham PO15 5RL, GB

72 Inventor/es:

ARUMUGAM, BASKAR;
CHAMBERLAIN, PAUL;
BRADLEY, ARTHUR y
WEBBER, MARTIN

74 Agente/Representante:

PONS ARIÑO, Ángel

ES 2 998 813 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

Conjuntos de lentes para su uso para prevenir o retardar el desarrollo o la progresión de la miopía y métodos relacionados

5 La presente divulgación se refiere a un kit de lentes de contacto para su uso para prevenir o retardar el desarrollo o la progresión de la miopía. La presente divulgación también se refiere a métodos de fabricación de lentes para su uso en dicho kit.

10 Antecedentes

La miopía (cortedad de vista) afecta a un número importante de personas, incluyendo niños y adultos. Los ojos miopes enfocan la luz entrante de objetos distantes a un lugar delante de la retina. Por consiguiente, la luz converge hacia un plano delante de la retina y diverge hacia la retina y, cuando llega a la misma, está desenfocada. Las lentes convencionales (por ejemplo, lentes para gafas y lentes de contacto) para corregir la miopía reducen la convergencia (para lentes de contacto) o causan divergencia (para lentes para gafas) de la luz entrante de objetos distantes antes de que llegue al ojo, de modo que la ubicación del enfoque se desplace hacia la retina.

20 Hace varias décadas se sugirió que la progresión de la miopía en niños o jóvenes podría retardarse o prevenirse mediante una corrección insuficiente, es decir, moviendo el enfoque hacia la retina, pero no del todo sobre la misma. Sin embargo, ese enfoque necesariamente da como resultado una visión de lejos degradada en comparación con la visión obtenida con una lente que corrige completamente la miopía. Por otra parte, ahora se considera dudoso que la corrección insuficiente sea eficaz para controlar la miopía en desarrollo. Un enfoque más reciente es proporcionar lentes que tengan regiones que proporcionen una corrección total de la visión a distancia y regiones que corrijan insuficientemente, o induzcan deliberadamente el desenfoque miope. También se pueden proporcionar lentes que aumenten la dispersión de la luz en ciertas regiones en comparación con la luz que pasa a través de la región de corrección total de la lente. Se ha sugerido que estos enfoques pueden prevenir o ralentizar el desarrollo o la progresión de la miopía en niños o jóvenes, al mismo tiempo que proporciona una buena visión a distancia.

30 En el caso de lentes que tiene una región que proporciona desenfoque, las regiones que proporcionan una corrección total de la visión a distancia generalmente se denominan regiones de potencia base y las regiones que proporcionan una corrección insuficiente o que inducen deliberadamente un desenfoque miope generalmente se denominan regiones de potencia de adición o regiones de desenfoque miope (debido a que la potencia dióptrica es más positiva, o menos negativa, que la potencia de las regiones de distancia). Una superficie (normalmente la superficie anterior) de la región o regiones de potencia de adición tiene un radio de curvatura más pequeño que el de la región o regiones de potencia a distancia y, por lo tanto, proporciona una potencia más positiva o menos negativa al ojo. La región o las regiones de potencia de adición están diseñadas para enfocar la luz paralela entrante (es decir, luz desde una distancia) dentro del ojo frente a la retina (es decir, más cerca de la lente), mientras que las regiones de potencia de distancia están diseñadas para enfocar la luz y formar una imagen en la retina (es decir, más lejos de la lente).

40 En el caso de lentes que aumentan la dispersión de la luz en una región determinada, pueden introducirse características que aumentan la dispersión en la superficie de una lente o pueden introducirse en el material que se utiliza para formar la lente. Por ejemplo, es posible que se quemen elementos dispersores en la lente.

45 Un tipo conocido de lente de contacto que reduce la progresión de la miopía es una lente de contacto de doble enfoque, disponible con el nombre de MISIGHT (CooperVision, Inc.). Esta lente de doble enfoque es diferente a las lentes de contacto bifocales o multifocales configuradas para mejorar la visión de los presbíteros, porque la lente de doble enfoque está configurada con ciertas dimensiones ópticas para permitir que una persona que sea capaz de adaptarse use la corrección de distancia (es decir, la potencia base) para ver tanto objetos lejanos como cercanos. Las zonas de tratamiento de la lente de doble enfoque que tienen la potencia de adición también brindan una imagen miope desenfocada tanto en distancias de visión lejanas como cercanas.

55 Si bien se ha descubierto que estas lentes son beneficiosas para prevenir o ralentizar el desarrollo o la progresión de la miopía, las regiones anulares de potencia de adición pueden dar lugar a efectos secundarios visuales no deseados. La luz que es enfocada por las regiones anulares de potencia de adición delante de la retina diverge del enfoque para formar un anillo desenfocado en la retina. Por lo tanto, los usuarios de estas lentes pueden ver un aro o "halo" que rodea las imágenes que se forman en la retina, especialmente para objetos pequeños y brillantes, tales como farolas y faros de automóviles. También, en lugar de utilizar la acomodación natural del ojo (es decir, la capacidad natural del ojo para cambiar la distancia focal) para enfocar los objetos cercanos, en teoría, los usuarios pueden hacer uso del enfoque adicional delante de la retina que surge de la región anular de potencia de adición para enfocar objetos cercanos; en otras palabras, los usuarios pueden usar las lentes sin darse cuenta de la misma manera que se usan las lentes correctoras de la presbicia, lo cual es indeseable para sujetos jóvenes.

65 Se han desarrollado otras lentes que pueden usarse en el tratamiento de la miopía y que están diseñadas para eliminar el halo que se observa alrededor de las imágenes enfocadas a distancia en las lentes MISIGHT (CooperVision, Inc.) y otras lentes similares descritas anteriormente. En estas lentes, la región anular está configurada de tal manera que

no se forma una única imagen en el eje delante de la retina, evitando así que se utilice dicha imagen para evitar la necesidad de que el ojo se adapte a objetivos cercanos. En cambio, la región anular forma imágenes de fuentes de luz puntuales distantes en una línea focal en forma de aro en una superficie focal de potencia cercana, lo que produce un pequeño tamaño de punto de luz, sin un efecto de "halo" circundante, sobre la retina a una distancia de la superficie focal.

Se ha reconocido que, con el tiempo, el ojo puede adaptarse para compensar el desenfoque miope o las características de dispersión de luz que presenta una lente. Esto puede reducir la eficacia de las lentes que tienen como objetivo retardar la progresión de la miopía. La presente divulgación busca abordar esto y busca proporcionar un conjunto de lentes para uso en sujetos jóvenes que prevengan o retrasen el empeoramiento de la miopía. Las siguientes solicitudes de patente representan el marco técnico para la presente divulgación: WO2021/056058 A1, WO2021/056059 A1, WO2021/056057 A1 y WO2012/012826 A1.

Sumario

La presente divulgación proporciona, de acuerdo con un primer aspecto, un kit para su uso en la prevención o retardo del desarrollo o progresión de la miopía según la reivindicación 1.

La presente divulgación proporciona, de acuerdo con un segundo aspecto, un método de fabricación de un primer conjunto de lentes de contacto y un segundo conjunto de lentes de contacto para su uso en un kit, según la reivindicación 17.

Por supuesto, se apreciará que las características descritas en relación con un aspecto de la presente divulgación pueden incorporarse a otros aspectos de la presente divulgación. Por ejemplo, el método de la divulgación puede incorporar características descritas con referencia al aparato de la divulgación y viceversa.

Descripción de los dibujos

La figura 1 es un gráfico esquemático que muestra la disminución de la función de transferencia de modulación (MTF) con la frecuencia espacial para una lente libre de aberraciones sin una región de potencia de adición, y para una lente que comprende una región de potencia de adición anular;

la figura 2 es un diagrama esquemático que muestra campos visuales del ojo divididos en cuadrantes;

la figura 3(a)-(c) es un diagrama esquemático que muestra el efecto del paralaje entre la lente y la pupila del usuario de la lente;

la figura 4 es una vista superior esquemática de un conjunto de dos lentes, cada lente que tiene una zona de tratamiento que abarca aproximadamente el 50 % del área de la región anular, para su uso en un kit de acuerdo con una realización de la presente divulgación;

la figura 5 es una vista en sección transversal a través de una de las lentes de la figura 4;

la figura 6 es una vista superior esquemática de un conjunto de 7 lentes, cada lente que tiene una zona de tratamiento que se extiende aproximadamente 50° alrededor de la región anular, para su uso en un kit de acuerdo con una realización de la presente divulgación;

la figura 7 es una vista superior esquemática de un conjunto de 2 lentes, cada lente que tiene 2 zonas de tratamiento, cada zona de tratamiento que abarca un cuadrante de la lente y con cada zona de tratamiento que tiene una curvatura que proporciona una potencia de adición, para su uso en un kit de acuerdo con una realización de la presente divulgación;

la figura 8 es una sección transversal esquemática de la zona óptica de la primera lente del conjunto de lentes que se muestra en la figura 7, tomada a lo largo de la línea A-A;

la figura 9 es una sección transversal esquemática de la zona óptica de la primera lente del conjunto de lentes que se muestra en la figura 7, tomada a lo largo de la línea B-B;

la figura 10 es una vista superior esquemática de un conjunto de 4 lentes, cada lente tiene una zona de tratamiento que abarca un cuadrante de la lente, y cada zona de tratamiento tiene una curvatura que proporciona una potencia de adición con un perfil de potencia asimétrico, para su uso en un kit de acuerdo con una realización de la presente divulgación;

las figuras 11(a)-(d) son gráficos que muestran los perfiles de potencia asimétricos en función de θ para las regiones anulares de las cuatro lentes en el conjunto mostrado en la figura 10; y

la figura 12 es una vista superior esquemática de un conjunto de 4 lentes, cada lente tiene una zona de tratamiento que abarca un cuadrante de la lente, y cada zona de tratamiento tiene características que aumentan la dispersión de la luz que pasa a través de la región, para su uso en un kit según una realización de la presente divulgación.

Descripción detallada

La presente divulgación proporciona, de acuerdo con un primer aspecto, un kit para su uso para prevenir o retardar el desarrollo o la progresión de la miopía: El kit incluye un primer conjunto de lentes de contacto, en donde cada lente del primer conjunto de lentes incluye una zona óptica y una zona periférica que rodea la zona óptica. La zona periférica de cada lente tiene un perfil de grosor variable que está configurado para controlar la rotación de la lente. La zona óptica de cada lente comprende una región central, la región central que tiene un primer eje óptico y una curvatura

que proporciona una potencia base; y una región anular. La región anular rodea circunferencialmente la región central, y la región anular comprende una zona de tratamiento que tiene una característica que reduce el contraste de una imagen que se forma por la luz que pasa a través de la región central y la zona de tratamiento en comparación con una imagen de un objeto que se formaría por la luz que pasa solo a través de la región central. La zona de tratamiento de cada lente comprende al menos una de: (i) una región de potencia de adición que tiene una curvatura que proporciona una potencia de adición, en donde la luz de cada objeto puntual distante se enfoca mediante una zona de tratamiento para formar un arco enfocado en una superficie focal proximal, el arco que está fuera y que se extiende en una dirección alrededor de un círculo desenfocado formado por la luz enfocada por la región central; (ii) una característica que aumenta la dispersión de la luz que pasa a través de la zona de tratamiento en comparación con la luz que pasa solo a través de la región central; y (iii) una característica que provoca la difracción de la luz que pasa a través de la zona de tratamiento; en donde la zona de tratamiento está posicionada rotacionalmente, en relación con el perfil de grosor de la zona periférica, en un ángulo diferente respecto al eje óptico en cada lente del conjunto de lentes. El kit incluye un segundo conjunto de lentes de contacto que tienen las características del primer conjunto de lentes. Para cada lente del primer conjunto de lentes que tiene una zona de tratamiento que está posicionada rotacionalmente, en relación con el perfil de grosor de la zona periférica, en un primer ángulo alrededor del eje óptico, hay una lente correspondiente en el segundo conjunto de lentes que tiene una zona de tratamiento que está posicionada en relación con el perfil de grosor de la zona periférica, en un ángulo igual y opuesto alrededor del primer eje óptico. El primer conjunto de lentes de contacto es un conjunto de lentes para el ojo izquierdo del usuario, y el segundo conjunto de lentes es un conjunto de lentes para el ojo derecho del usuario, o viceversa.

Tal como se utiliza en el presente documento, la expresión lente de contacto se refiere a una lente oftálmica que se puede situar sobre la superficie anterior del ojo. Se apreciará que dicha lente de contacto proporcionará un movimiento de un ojo clínicamente aceptable y no se adherirá al ojo u ojos de una persona. Las lentes de contacto pueden tener la forma de una lente corneal (por ejemplo, una lente que descansa sobre la córnea del ojo). Las lentes de contacto pueden ser una lente de contacto blanda, tal como una lente de contacto de hidrogel o una lente de contacto de hidrogel de silicona.

Las lentes de contacto de acuerdo con la presente divulgación comprenden una zona óptica. La zona óptica abarca partes de la lente que tienen funcionalidad óptica. La zona óptica está configurada para colocarse sobre la pupila de un ojo cuando está en uso. Para lentes de contacto de acuerdo con la presente divulgación, la zona óptica comprende la región central, y la región anular que rodea la región central y que comprende una zona de tratamiento. En el contexto de la presente divulgación, la región anular es una región sustancialmente anular que rodea la zona óptica. Puede tener una forma sustancialmente circular o una forma sustancialmente elíptica. Puede rodear completamente la zona óptica. Puede rodear parcialmente la zona óptica.

La zona de tratamiento tiene una característica que provoca una reducción del contraste de una imagen que se forma cuando la luz pasa a través de la lente, en comparación con una imagen que se formaría cuando la luz pasara únicamente a través de la región central de la lente. En otras palabras, la zona de tratamiento provoca una reducción del contraste de una imagen formada por la luz que ha pasado a través de la lente, en comparación con una imagen que se formaría cuando la luz pasara a través de la misma lente sin una zona de tratamiento. La zona de tratamiento puede comprender características de reducción de contraste dispuestas sobre una superficie de la lente. Estas características pueden dar lugar a una dispersión adicional de la luz en comparación con la luz que pasa a través del resto de la región anular y la región central. Las características pueden hacer que la luz se difracte de manera diferente a la luz que pasa por el resto de la región anular y la región central. La zona de tratamiento puede tener una curvatura que refracta la luz de manera diferente al resto de la región anular y la región central, y por lo tanto provoca una reducción del contraste de una imagen formada por la luz que pasa a través de la lente.

La zona de tratamiento puede ser una zona continua. La zona de tratamiento puede abarcar menos de la mitad de la región anular. La zona de tratamiento puede abarcar menos de una cuarta parte de la región anular. La zona anular puede comprender una pluralidad de zonas de tratamiento. La reducción del contraste puede variar según la zona de tratamiento de cada lente. Cada lente del conjunto de lentes puede tener la misma variación de reducción de contraste en la zona de tratamiento. El límite entre cualquiera de las zonas de tratamiento y el resto de la región anular puede ser un límite nítido o un límite suave. Puede haber una zona de fusión en el límite entre cada zona de tratamiento y el resto de la región anular. La zona de fusión puede tener una característica que dé lugar a la reducción del contraste de una imagen que se forma cuando la luz pasa a través de la lente, en comparación con una imagen que se formaría cuando la luz pasara a través de la región central de la lente. La característica puede variar y puede dispersarse en su efecto reductor de contraste al pasar de la zona de tratamiento a la región anular. Por ejemplo, si la zona de tratamiento tiene una curvatura que proporciona una potencia de adición, una zona de fusión entre la zona de tratamiento y el resto de la región anular puede tener un cambio gradual en la curvatura y puede resultar en una reducción gradual en la potencia de adición en toda la región. Si la zona de tratamiento incluye características que aumentan la dispersión de la luz, una zona de fusión entre la zona de tratamiento y el resto de la región anular puede incluir características que aumentan la dispersión, pero la densidad de estas características puede variar a lo largo de la zona de fusión.

La reducción del contraste de una imagen de un objeto que se forma cuando la luz pasa a través de la región central y la zona de tratamiento en comparación con una imagen de un objeto que se formaría cuando la luz pasa solo a través de la región central se puede cuantificar utilizando la función de transferencia de modulación (MTF).

Las lentes no reproducen perfectamente el contraste de un objeto en una imagen del objeto formada por la lente. La función de transferencia de modulación (MTF) de una lente determinada mide la capacidad de la lente para transferir contraste de un objeto a una imagen del objeto, con una resolución particular, y puede derivarse de la transformada de Fourier de la función de dispersión de puntos o líneas. La MTF se puede medir utilizando un objeto de prueba (un objeto que se va a visualizar) de pares de líneas blancas y negras. A medida que disminuye el espacio entre líneas de un objeto de prueba, (es decir, a medida que los pares de líneas blancas y negras se acercan, es decir, a medida que aumenta la frecuencia espacial), las funciones de propagación de líneas de las líneas negras comienzan a superponerse y, por lo tanto, la diferencia entre las líneas negras y su fondo se reduce en la imagen y la MTF disminuye.

Para lentes de acuerdo con realizaciones de la presente divulgación, la presencia de la zona de tratamiento reduce la MTF (y por lo tanto el contraste) de una imagen formada por la luz que pasa a través de la zona de tratamiento y la zona central, en comparación con una imagen que se formaría si la luz pasara solo por la zona central. Esto se puede entender mejor con referencia a la figura 1. Como muestra la curva A (línea discontinua), para una lente libre de aberraciones sin una región de potencia de adición, la MTF disminuirá en función de la frecuencia espacial. Para lentes que tienen una zona óptica que incluye una región anular que tiene una potencia de adición, se introduce una modulación adicional en la MTF, como muestra la curva B.

De este modo, la atenuación de contraste adicional puede ser el resultado de una zona de tratamiento que comprende una potencia de adición. Como alternativa, por ejemplo, la zona de tratamiento puede comprender características que conduzcan a un aumento en la dispersión de la luz.

Para lentes de acuerdo con realizaciones de la presente divulgación, la atenuación del contraste causada por la zona de tratamiento puede dar lugar a una reducción del contraste de una imagen formada por la luz que ha pasado a través de la zona de tratamiento y la zona central, en comparación con una imagen que se formaría por la luz que hubiera pasado solo por la zona central.

La zona óptica está rodeada por una zona periférica. Una zona de borde puede rodear la zona periférica. La zona periférica no forma parte de la zona óptica, sino que se encuentra fuera de la zona óptica y encima del iris cuando se usa la lente, y proporciona funciones mecánicas, por ejemplo, aumenta el tamaño de la lente, lo que hace que la lente sea más fácil de manipular, proporciona un lastre para evitar la rotación de la lente y/o proporciona una región conformada que mejora la comodidad para el usuario de la lente. La zona periférica puede extenderse hasta el borde de la lente de contacto.

Las lentes de contacto de acuerdo con realizaciones de la presente divulgación tienen una variación de grosor de zona periférica que está configurada para controlar la rotación de la lente. Cada lente del conjunto de lentes puede tener el mismo perfil de grosor de zona periférica. La variación de grosor de la zona periférica puede estar configurada para estabilizar la lente en una orientación concreta. La variación de grosor puede ser un grosor que varía continuamente alrededor de la zona periférica. El grosor de la zona periférica puede aumentar hacia la parte inferior de la lente (considerando la lente en su orientación normal, cuando la usa un usuario). La variación de grosor puede resultar de una curvatura de la superficie anterior de la zona periférica. La variación de grosor puede resultar de una curvatura de la superficie posterior de la zona periférica. La variación de grosor puede resultar de una combinación de curvaturas de las superficies posterior y anterior de la zona periférica. La variación de grosor de la zona periférica puede estar configurada para fomentar la rotación de la lente en una dirección concreta.

El grosor de diversas regiones de la zona periférica se puede seleccionar utilizando métodos rutinarios conocidos por personas con experiencia ordinaria en la materia. Se pueden seleccionar grosores y configuraciones para lograr cualquier cantidad deseada de rotación de la lente de contacto en el ojo sin disminuir significativamente la comodidad de la lente de contacto o la conciencia de la lente. Por ejemplo, en el diseño de la zona periférica, se puede fabricar una lente de contacto con un diseño y un grosor específicos y probarla clínicamente en un ojo de una persona. La cantidad de rotación de la lente puede ser observada por un profesional del cuidado ocular utilizando una lámpara de hendidura u otra herramienta convencional. Habitualmente, se fabricarán y probarán múltiples lentes de contacto con diferentes perfiles de grosor en los ojos de muchas personas (por ejemplo, 20 o más) para evaluar la rotación de la lente y la comodidad de la lente. Si la rotación de la lente es demasiado pequeña o demasiado grande, o si la comodidad de la lente se reduce significativamente en comparación con una lente de control, entonces se fabrica y prueba una lente con un perfil de grosor diferente en la zona periférica.

La lente incluye una o varias características de estabilización. Por ejemplo, la lente puede incluir un lastre periférico, un lastre prismático o una característica de estabilización dinámica (tal como dos zonas delgadas proporcionadas a lo largo de un meridiano vertical que separa las mitades superior e inferior). La zona periférica puede incluir un lastre para orientar la lente cuando está colocada en el ojo de un usuario. El lastre puede ser un lastre prismático. Cuando se coloca en el ojo de un usuario, la lente puede girar, bajo la acción del párpado del usuario y como resultado de las fuerzas gravitacionales, a un ángulo de reposo predeterminado. El lastre puede ser una cuña y la rotación puede ser el resultado de una fuerza de rotación impartida por los párpados del usuario sobre la cuña. Es posible que se proporcione un lastre prismático en la superficie frontal de la lente. Una lente de contacto con un lastre prismático

puede tener un grosor uniforme que se extiende en bandas horizontales a través de la zona periférica, donde las bandas horizontales progresan desde un grosor inferior en la porción superior de la lente y aumentan progresivamente hasta un grosor relativo mayor en la porción inferior de la lente antes de ahusarse hasta un grosor más delgado más cerca del borde inferior de la lente de contacto. Como marco de referencia, una banda horizontal sería paralela a una línea horizontal que pasa a través del centro de la lente de contacto cuando se ve en vista en planta y cuando la porción superior de la lente está ubicada en la parte superior de la vista. En otras palabras, las bandas horizontales son paralelas al meridiano 0 grados/180 grados de la lente de contacto, tal como lo entiende una persona con experiencia ordinaria en la materia. Si una lente de contacto incluye una característica de estabilización dinámica, la lente de contacto puede tener una porción superior e inferior en la zona periférica que es relativamente más delgada que el grosor de la zona periférica a lo largo del meridiano 0 grados/180 grados de la lente de contacto. Como ejemplo, la característica de estabilización puede tener un grosor de 50 a 100 micrómetros en la región superior de la zona periférica y el grosor puede aumentar progresivamente hacia el meridiano 0 grados/180 grados. Si la característica de estabilización tiene zonas delgadas dobles, la región de grosor máximo puede estar próxima al meridiano 0 grados/180 grados y puede oscilar entre 250 micrómetros y 450 micrómetros. Si la característica de estabilización es un lastre prismático, el grosor en la zona periférica puede continuar aumentando hasta un grosor máximo en la porción inferior de la zona periférica y el grosor máximo puede estar entre aproximadamente 250 micrómetros y 450 micrómetros. La rotación también puede ser asistida por fuerzas gravitacionales que actúan sobre la lente. Cada lente del conjunto de lentes puede tener la misma variación de grosor en la zona periférica, o cada lente del conjunto de lentes puede tener una variación de grosor en la zona periférica que cause el mismo efecto o uno similar cuando el usuario usa la lente. Por ejemplo, cada lente del conjunto de lentes puede tener una variación de grosor en la zona periférica que da como resultado que la lente gire para estar en la misma orientación sobre el primer eje óptico cuando el usuario usa la lente.

La lente de contacto puede tener una forma sustancialmente circular y tener un diámetro desde aproximadamente 4 mm hasta aproximadamente 20 mm, preferentemente entre aproximadamente 13,0 mm y 15,0 mm. En el presente documento, una referencia a un diámetro es una referencia a un diámetro de cuerda. El grosor central de la lente puede estar entre aproximadamente 50 micrómetros y aproximadamente 300 micrómetros. La zona periférica de la lente puede tener un grosor de entre aproximadamente 50 micrómetros y aproximadamente 450 micrómetros. El grosor de la lente se puede medir utilizando técnicas e instrumentos convencionales tales como un calibrador de Rehder. La zona óptica puede tener una forma sustancialmente circular y puede tener un diámetro de entre aproximadamente 2 mm y aproximadamente 10 mm. En algunas realizaciones, la lente de contacto tiene un diámetro de 13 mm a 15 mm, y la zona óptica tiene un diámetro de 7 mm a 9 mm.

Los campos visuales del ojo se pueden dividir en cuadrantes, como se muestra en la figura 2, y estos cuadrantes también se pueden usar para describir los cuadrantes de una lente de contacto cuando se coloca en un ojo. La mitad superior del ojo/de la lente es la mitad superior 1 y la mitad inferior es la mitad inferior 3. El campo visual más cercano a la nariz es la mitad nasal 5 y el campo visual más lejano a la nariz es la mitad temporal 7. Por lo tanto, se pueden definir cuatro cuadrantes: nasal superior 9, temporal superior 11, inferior-nasal 13 e inferior-temporal 15. En la descripción siguiente, estas definiciones se utilizarán para describir la posición de la región de potencia de adición y la variación de grosor de la región periférica tal como serían cuando la lente está en uso normal y la usa un usuario.

Para la luz fuera del eje que incide sobre las lentes de acuerdo con las realizaciones de la presente divulgación, existe un mapeo aproximado de la luz entre cada cuadrante del campo visual del usuario de la lente y el cuadrante opuesto de la retina. Una separación axial entre la lente cuando se coloca en la superficie anterior de la córnea y la posición de la pupila del usuario da como resultado paralaje, desplazando la posición relativa de la lente y la pupila a medida que cambia el ángulo de visión o cambia la dirección de la luz que incide sobre la lente. Esto se muestra, a modo de ejemplo, en las figuras 3(a)-(c), que muestra una lente 17 de acuerdo con una realización de la presente divulgación, que tiene una zona de tratamiento 19 que abarca aproximadamente la mitad de la región anular (la mitad temporal). El iris 21 se muestra esquemáticamente tal como se vería a través de la córnea. Como se muestra en la figura 4(b), la característica de reducción de contraste de la zona de tratamiento 19 afectará la luz que se capta desde el campo visual derecho del usuario, pero, como se muestra en la figura 4(c), la característica de reducción de contraste de la zona de tratamiento 19 no afectará la luz que se capta desde el campo visual izquierdo del usuario. La luz desde el campo visual izquierdo del usuario que ha pasado a través de la zona de tratamiento 19 será bloqueada por el iris 21. Para esta lente 17, la zona de tratamiento 19 reducirá significativamente el contraste de la imagen de la retina izquierda (retina nasal del ojo derecho, retina temporal del ojo izquierdo), pero no para la retina derecha (retina temporal del ojo derecho, retina nasal del ojo izquierdo). Será evidente que, si la zona de tratamiento abarcara la mitad nasal de la lente en lugar de la mitad temporal, la lente reduciría significativamente el contraste de la imagen de la retina derecha (temporal), pero no para la retina izquierda (nasal). Al incluir la zona de tratamiento 17 en una región anular de la lente, la atenuación del contraste se puede dirigir a una región periférica retiniana al mismo tiempo que altera mínimamente la visión foveal.

Para cada lente de un conjunto de lentes, la variación de grosor de la zona periférica puede ser simétrica en torno a un diámetro de lente, en donde el diámetro de lente divide la región anular en dos mitades, y en donde la zona de tratamiento está limitada a una mitad de la región anular. La variación de grosor puede estar limitada sustancialmente para yacer a lo largo de un diámetro de lente. La variación de grosor de la zona periférica se puede utilizar para controlar la posición de la zona de tratamiento con respecto a la retina del usuario cuando el usuario usa la lente.

La variación de grosor de la zona periférica puede comprender un lastre y el lastre puede controlar la rotación de la lente. Cuando la lente está en uso, la lente puede rotar de manera que el lastre esté en, o hacia, la parte inferior de la lente, es decir, en la mitad inferior. La lente puede girar de tal manera que el lastre sea simétrico respecto de la línea que divide las mitades temporal y nasal de la lente.

El diámetro de lente puede yacer a lo largo de la línea que separa las mitades nasal y temporal de la lente.

Para cada lente de un conjunto de lentes, la variación de reducción de contraste de la zona de tratamiento se posiciona rotacionalmente, en relación con el perfil de grosor de la zona periférica, en un ángulo diferente respecto al eje óptico en cada lente del conjunto de lentes. Por ejemplo, cada lente del conjunto de lentes puede tener una zona de tratamiento que abarca aproximadamente el 25 % del área de la región anular. Una primera lente del conjunto de lentes puede tener una zona de tratamiento que abarque el cuadrante temporal inferior de la lente, una segunda lente del conjunto de lentes puede tener una zona de tratamiento que abarque el cuadrante temporal superior de la lente, una tercera lente del conjunto de lentes puede tener una zona de tratamiento que abarque el cuadrante nasal superior de la lente, y una cuarta lente del conjunto de lentes puede tener una zona de tratamiento que abarque el cuadrante nasal inferior de la lente.

Cada conjunto de lentes puede estar compuesto por 2 lentes, por ejemplo, que puede estar destinado a ser usado en días consecutivos. El conjunto de lentes puede estar compuesto por 7 lentes, por ejemplo, que pueden estar destinadas a ser usadas en días consecutivos de la semana.

Como cada lente del conjunto de lentes tiene una zona de tratamiento que está posicionada rotacionalmente, en relación con el perfil de grosor de la zona periférica, en un ángulo diferente respecto al eje óptico, cuando un usuario usa cada lente del conjunto, la zona de tratamiento se centrará en una región diferente de la retina. Por lo tanto, el uso sucesivo de cada lente del conjunto puede reducir la capacidad del ojo para compensar los efectos de reducción de contraste de la zona de tratamiento.

El primer eje óptico de la región central puede estar a lo largo de la línea central de la lente. La región central puede enfocar la luz desde un objeto puntual distante, en el primer eje óptico, hacia un punto en el primer eje óptico en una superficie focal distal. El término superficie, tal como se utiliza en el presente documento, no se refiere a una superficie física, sino a una superficie que podría dibujarse a través de puntos donde se enfocaría la luz de objetos distantes. Esta superficie también se denomina plano de imagen (aunque puede ser una superficie curva) o capa de imagen. El ojo enfoca la luz sobre la retina, que es curva, y en un ojo perfectamente enfocado, la curvatura de la capa de imagen coincidiría con la curvatura de la retina. Por lo tanto, el ojo no enfoca la luz en un plano matemático liso. Sin embargo, en la técnica, la superficie curva de la retina se denomina localmente plano.

En realizaciones, la zona de tratamiento puede proporcionarse sobre una porción continua de la región anular de cada lente. La zona de tratamiento puede abarcar menos del 50 % del área de la región anular de cada lente. La zona de tratamiento puede abarcar menos del 25 % de la región anular de cada lente. La zona de tratamiento puede abarcar menos del 10 % de la región anular de cada lente. En realizaciones, una pluralidad de zonas de tratamiento no conectadas puede abarcar la región anular de cada lente.

En realizaciones en las que cada lente incluye una pluralidad de zonas de tratamiento no conectadas, el área total abarcada por las zonas de tratamiento no conectadas de cada lente puede ser inferior al 50 % del área de la región anular. El área total abarcada por las zonas de tratamiento no conectadas de cada lente puede ser inferior al 25 % del área de la región anular. El área total abarcada por las zonas de tratamiento no conectadas de cada lente puede ser inferior al 10 % del área de la región anular. Cada zona de tratamiento no conectada puede abarcar entre el 5 % y el 10 % de la circunferencia de la región anular. Para cada lente, cada una de las zonas de tratamiento no conectadas puede tener aproximadamente el mismo área. Para cada lente, las zonas de tratamiento no conectadas pueden estar espaciadas a intervalos regulares alrededor de la circunferencia de la región anular, o a intervalos irregulares alrededor de la circunferencia de la región anular. Las porciones no conectadas pueden estar separadas por porciones de la región anular que no reducen sustancialmente el contraste de una imagen de un objeto que se forma por la luz que pasa a través de la región central y la zona de tratamiento en comparación con una imagen de un objeto que se formaría por la luz que pasa solo a través de la región central. Las porciones entre las zonas de tratamiento pueden tener una curvatura que proporcione la potencia base.

La zona de tratamiento de cada lente en un conjunto de lentes puede comprender una región de fuerte reducción de contraste que tiene una característica que reduce el contraste de una imagen que se forma por la luz que pasa a través de la región central y la zona de tratamiento en comparación con una imagen de un objeto que se formaría por la luz que pasa solo a través de la región central en un 50 % o más. La región de fuerte reducción de contraste puede reducir el contraste de la imagen formada por la lente en un 75 % o más. La zona de tratamiento puede comprender además una zona de reducción de contraste más débil que reduce el contraste de una imagen que se forma por la luz que pasa a través de la región central y la zona de tratamiento en comparación con una imagen de un objeto que se formaría por la luz que pasa solo a través de la región central en menos del 50 %. En realizaciones en las que cada lente del conjunto de lentes comprende una pluralidad de zonas de tratamiento, cualquiera o todas las zonas de

tratamiento pueden ser zonas de fuerte reducción de contraste. Cualquiera o todas las zonas de tratamiento pueden ser zonas de reducción de contraste más débiles.

La zona de tratamiento de cada lente puede tener una variación de curvatura que proporciona una potencia de adición.

La superficie anterior de la zona de tratamiento puede tener un radio de curvatura menor que el radio de curvatura de la superficie anterior de la región central y del resto de la región anular. La zona de tratamiento puede por tanto tener una potencia mayor que la potencia base de la región central y del resto de la región anular. El punto focal de la zona de tratamiento puede estar en una superficie focal proximal, y el punto focal de la región central y el resto de la región anular pueden estar en una superficie focal distal, que está más alejada de la superficie posterior de la lente. La zona de tratamiento del punto focal y el punto focal de la región central pueden compartir un eje óptico común. Para una fuente puntual en el infinito, los rayos de luz enfocados por la región central y la región anular forman una imagen enfocada en la superficie focal distal. Los rayos de luz enfocados por la región central también producen un punto borroso desenfocado en la superficie focal proximal.

Para cada lente, al menos parte de la potencia de adición puede ser proporcionada por una curvatura que está centrada en un centro de curvatura que está a una primera distancia del primer eje óptico.

Los rayos de luz provenientes de una fuente puntual distante que pasan a través de la zona de tratamiento pueden enfocarse lejos del primer eje óptico mediante una superficie focal de potencia de adición. Los rayos de luz que pasan a través de la región central pueden formar un círculo de desenfoque dentro del eje (o una elipse para una lente tórica) en la superficie focal de máxima potencia de adición. Los rayos de luz provenientes de una fuente puntual distante que pasan a través de la zona de tratamiento pueden enfocarse fuera del círculo o la elipse de desenfoque. La región central de la lente tiene la potencia base. Si la zona de tratamiento comprende una región de potencia de adición, la potencia neta cercana a la zona de tratamiento será la suma de la potencia base y la potencia de adición. El centro de curvatura de la región de potencia de adición puede ser una primera distancia desde el primer eje óptico.

La al menos una región de potencia de adición puede estar configurada para generar una distribución de luz en un plano focal de la región de potencia de adición que generalmente replica cualquier geometría zonal de la región de potencia de adición. El plano focal de la región de potencia de adición está definido por un plano que pasa a través del punto en el que se enfoca la luz que pasa a través de la región de potencia de adición. Para una región de potencia de adición que abarca una porción de un anillo, se puede generar un arco enfocado en el plano focal de la región de potencia de adición. La curvatura de la porción de tratamiento se puede seleccionar de modo que la luz que se enfoca en un plano focal de la porción de tratamiento se coloque a una distancia de entre aproximadamente 2 micrómetros y aproximadamente 700 micrómetros desde, y normal a, el eje óptico, preferentemente entre aproximadamente 20 micrómetros y aproximadamente 300 micrómetros.

La zona de tratamiento de la región anular tiene una anchura y una normal a una superficie de la zona de tratamiento tomada a la mitad de la anchura de la región de la zona de tratamiento puede cruzar una normal, tomada en el centro de la región central, en el centro de la curvatura de una superficie de la región central. La zona de tratamiento puede enfocar así la luz desde cada objeto puntual distante para formar un arco enfocado en una superficie focal proximal, estando el arco fuera de, y rodeando, el círculo de desenfoque formado por la luz enfocada por la región central. La superficie de la zona de tratamiento puede ser una superficie anterior. La superficie de la zona central puede ser una superficie anterior. La superficie de la zona de tratamiento puede ser la superficie que tiene una curvatura que proporciona potencia de adición. La superficie de la zona central puede ser la superficie que tiene una curvatura que proporciona la potencia base.

La potencia base de la lente puede ser positiva y la zona de tratamiento puede tener una potencia más positiva que la potencia base. En este caso, la superficie focal de potencia de adición máxima estará más cerca de la lente que la superficie focal distal. No se formará una imagen dentro del eje mediante la luz que pasa a través de la zona de tratamiento. Por lo tanto, el usuario de la lente necesitará utilizar la acomodación natural de su ojo para enfocar los objetos cercanos. Puede ser que los rayos de luz enfocados por el tratamiento no se intersequen en absoluto con el primer eje óptico de la lente de contacto, o no lo hagan hasta después de haber pasado la superficie focal de potencia de adición.

La potencia base de la lente puede ser negativa, y la zona de tratamiento puede tener una potencia que es menos negativa que la potencia de la región base, o la zona de tratamiento puede tener una potencia positiva. Considerando la lente colocada sobre la córnea, si la potencia de la zona de tratamiento es menos negativa que la potencia base, una superficie focal de potencia de adición será más anterior en el ojo que la superficie focal distal. Considerando la lente cuando no está colocada sobre la córnea, si la potencia de la zona de tratamiento es positiva, una superficie focal de potencia de adición estará en el lado opuesto (imagen) de la lente que la superficie focal distal (que será una superficie focal virtual en el lado del objeto de la lente para potencias de base negativas); si la potencia de la zona de tratamiento es negativa (pero menos negativa que la potencia base), una superficie focal virtual de potencia de adición estará más alejada de la lente que una superficie focal virtual distal.

Como cada lente de un conjunto de lentes tiene una potencia de adición de una zona de tratamiento que está

posicionada rotacionalmente, en relación con el perfil de grosor de la zona periférica, en un ángulo diferente respecto al eje óptico, cada lente del conjunto dirigirá la potencia de adición a una región diferente de la retina periférica. Por lo tanto, si el usuario utiliza las lentes en diferentes momentos, la potencia de adición se dirigirá a diferentes regiones de la retina en diferentes momentos. Esto resulta beneficioso, especialmente para lentes de hidrogel e hidrogel de silicona, ya que se cree que con el tiempo, el ojo puede adaptarse al desenfoque en la superficie focal de potencia de adición, reduciendo así la efectividad de una zona de tratamiento de potencia de adición previniendo el empeoramiento de la miopía. Al usar lentes diferentes del conjunto de lentes en sucesión, y de ese modo proporcionar potencia de adición dirigida a diferentes regiones de la retina en diferentes momentos, las lentes pueden reducir la capacidad del ojo para compensar la visión borrosa con el tiempo. Cuando se usan las diferentes lentes del conjunto, diferentes partes de la retina estarán expuestas a diferentes cantidades de desenfoque, y esto puede ser más eficaz para retardar el aumento de la miopía que usar una sola lente que proporcione un desenfoque miópico constante.

En realizaciones en las que cada lente de un conjunto de lentes tiene una pluralidad de zonas de tratamiento, cada una de las zonas de tratamiento de una lente dada puede tener una curvatura que proporcione la misma potencia de adición, o cada una de las zonas de tratamiento de una lente dada puede tener curvaturas que proporcionen diferentes potencias de adición.

La zona de tratamiento de cada lente puede tener un perfil de potencia asimétrico. Para cada lente de un conjunto de lentes, una curvatura que proporciona una potencia de adición puede ser una curvatura de la superficie anterior de la lente. Para cada lente, una curvatura que proporciona una potencia de adición puede ser una curvatura de la superficie posterior de la lente. Para cada lente, una curvatura que proporciona una potencia de adición puede ser una curvatura de la superficie anterior y la superficie posterior de la lente que proporciona un efecto combinado.

Para lentes utilizadas en el tratamiento de la miopía, la potencia base será negativa o cercana a cero, y la región central corregirá la visión a distancia. La potencia base puede estar entre 0,5 dioptrías (D) y -20,0 dioptrías. La potencia base puede ser de -0,25 D a -20,0 D. La potencia de adición se define como la diferencia entre la potencia base y la potencia del meridiano de la potencia de adición. Para cada lente del conjunto de lentes, la potencia de adición proporcionada por cada zona de tratamiento puede estar comprendida entre +0,5 y +10,0 D, preferentemente entre +2,0 y +3,0 D. Para una lente que tiene una potencia base positiva, la potencia de cualquiera de las regiones de potencia de adición será más positiva que la potencia base y similar. Para una lente que tiene una potencia base negativa, la potencia de cada una de las regiones de potencia de adición puede ser menos negativa que la potencia base o la potencia de cualesquiera regiones de potencia de adición puede ser una potencia positiva. La potencia neta de la región anular en cualesquiera regiones de potencia de adición será la suma de la potencia base y la potencia de adición.

La zona de tratamiento de cada lente puede incluir una característica que aumenta la dispersión de la luz que pasa a través de la zona de tratamiento en comparación con la luz que pasa solo a través de la región central. La característica puede estar dispuesta en una superficie anterior de la región anular. La zona de tratamiento de cada lente puede comprender elementos ópticos grabados a fuego en una superficie de la lente o grabados químicamente en la superficie de la lente. Las características que aumentan la dispersión de la luz que pasa a través de la zona de tratamiento reducirán el contraste de una imagen formada a partir de la luz que pasa a través de la zona de tratamiento y la región central, en comparación con una imagen que se formaría a partir de la luz que solo hubiera pasado a través de la región central. Cuando el usuario utiliza diferentes lentes en el conjunto, la región de alta dispersión dirigirá la luz hacia diferentes regiones de la retina. Esto puede reducir la capacidad del ojo para compensar el contraste reducido causado por la dispersión.

La zona de tratamiento puede tener una curvatura que proporcione una potencia de adición en donde el centro de curvatura esté en el primer eje óptico.

La zona de tratamiento puede incluir una característica que provoque la difracción de la luz que pasa a través de ella. La zona de tratamiento puede incluir otras características que reducen el contraste de una imagen formada por la luz que pasa a través de la zona de tratamiento y la región central, en comparación con una imagen que se formaría si la luz pasara solo por la región central.

La región anular de cada lente puede tener una circunferencia exterior sustancialmente circular. La región anular de cada lente puede tener una circunferencia exterior sustancialmente elíptica. La región central de cada lente puede tener una forma sustancialmente circular y puede tener un diámetro de entre aproximadamente 2 y 7 mm, preferentemente de entre 2 y 5 mm. La región central puede tener una forma sustancialmente elíptica. La curva base puede tener un radio de curvatura de entre aproximadamente 8,0 mm y 9,0 mm. La región anular de cada lente puede extenderse radialmente hacia fuera desde un perímetro de la región central entre aproximadamente 0,1 y aproximadamente 4 mm, preferentemente, entre 0,5 y 1,5 mm. El perímetro de la región central de cada lente puede definir un límite entre la región central y la región anular, pudiendo por tanto la región anular ser adyacente a la región central.

La región anular de cada lente puede colindar con la región central. Puede proporcionarse una región de fusión entre la región central y la región anular. La región de fusión no debería afectar sustancialmente a la óptica proporcionada

por la región central y la región anular, y la región de fusión puede tener una anchura radial de 0,05 mm o menos, aunque también puede tener una anchura de hasta 0,2 mm, o una anchura de hasta 0,5 mm en algunas realizaciones.

La región anular puede extenderse radialmente hacia fuera para linder con la zona periférica. La zona de tratamiento puede abarcar el ancho radial de la zona anular.

Cada lente de un conjunto de lentes puede incluir una pluralidad de regiones anulares concéntricas. Cada región anular puede ser una región anular que incluya una zona de tratamiento que tenga las características descritas anteriormente.

La región central de cada lente tiene la potencia base, que en el contexto de la presente divulgación, se define como la potencia refractiva absoluta promedio de la región central. Cualquier meridiano de potencia base también tendrá la potencia base. La potencia base corresponderá a la potencia de refracción etiquetada de la lente de contacto tal como se indica en el envase de la lente de contacto (aunque en la práctica puede no tener el mismo valor). De este modo, las potencias de las lentes indicadas en el presente documento son potencias nominales. Estos valores pueden diferir de valores de potencia de la lente obtenidos mediante medición directa de la lente y reflejan las potencias de la lente que se utilizan para proporcionar la potencia de prescripción requerida cuando se usan en tratamientos oftálmicos.

Cada lente puede comprender un material elastómero, un material elastómero de silicona, un material de hidrogel, un material de hidrogel de silicona o mezclas de los mismos.

Tal como se entiende en el campo de las lentes de contacto, un hidrogel es un material que retiene agua en un estado de equilibrio y no contiene ninguna sustancia química que contenga silicona. Un hidrogel de silicona es un hidrogel que incluye una sustancia química que contiene silicona. Los materiales de hidrogel y los materiales de hidrogel de silicona, como se describe en el contexto de la presente divulgación, tienen un contenido de agua en equilibrio ("equilibrium water content", EWC) de al menos el 10 % a aproximadamente el 90 % (peso/peso). En algunas realizaciones, el material de hidrogel o el material de hidrogel de silicona tiene un EWC de aproximadamente el 30 % a aproximadamente el 70 % (peso/peso). En comparación, un material elastómero de silicona, como se describe en el contexto de la presente divulgación, tiene un contenido de agua de aproximadamente el 0 % a menos del 10 % (peso/peso). Habitualmente, los materiales elastómeros de silicona usados con los presentes métodos o aparatos tienen un contenido de agua del 0,1 % al 3 % (peso/peso). Algunos ejemplos de formulaciones de lentes adecuadas incluyen aquellas que tienen los siguientes nombres adoptados en los Estados Unidos ("United States Adopted Names", USAN): methafilcon A, ocufilcon A, ocufilcon B, ocufilcon C, ocufilcon D, omafilcon A, omafilcon B, comfilcon A, enfilcon A, stenfilcon A, fanfilcon A, etafilcon A, senofilcon A, senofilcon B, senofilcon C, narafilcon A, narafilcon B, balafilcon A, samfilcon A, lotrafilcon A, lotrafilcon B, somofilcon A, riofilcon A, delefilcon A, verofilcon A, kalifilcon A y similares.

Como alternativa, cada lente puede comprender, consistir fundamentalmente o consistir en un material elastómero de silicona. Por ejemplo, la lente puede comprender, consistir fundamentalmente o consistir en un material elastómero de silicona que tenga una dureza Shore A de 3 a 50. La dureza Shore A se puede determinar utilizando métodos convencionales, tal como lo entienden las personas con experiencia ordinaria en la técnica (por ejemplo, utilizando un método DIN 53505). Se pueden obtener otros materiales de elastómero de silicona de NuSil Technology o Dow Chemical Company, por ejemplo.

El kit puede comprender un embalaje para suministrar los conjuntos de lentes de contacto a un usuario. El kit puede incluir instrucciones escritas para indicar una secuencia de colocación para el uso de las lentes. Cada lente de un conjunto puede empaquetarse individualmente, por ejemplo, en embalaje blíster. El embalaje puede, por ejemplo, comprender una tira de paquetes blíster conectados. Cada conjunto de lentes puede ser un conjunto de dos lentes, para usar en días consecutivos. Cada conjunto de lentes puede ser un conjunto de 7 lentes, para utilizar en días consecutivos de cada semana. Las instrucciones pueden indicar al usuario que utilice una lente diferente cada día o después de una determinada cantidad de horas o días. Las instrucciones escritas pueden estar presentes en el embalaje o en las lentes. Cada lente del primer conjunto de lentes tiene una zona de tratamiento que está posicionada rotacionalmente, en relación con el perfil de grosor de la zona periférica, en un primer ángulo alrededor del primer eje óptico. Para cada lente del primer conjunto de lentes, hay una lente correspondiente en el segundo conjunto de lentes que tiene una zona de tratamiento que está posicionada en relación con el perfil de grosor de la zona periférica, en un ángulo igual y opuesto alrededor del primer eje óptico. El primer conjunto de lentes es un conjunto de lentes para el ojo izquierdo del usuario, y el segundo conjunto de lentes es un conjunto de lentes para el ojo derecho del usuario, o viceversa.

De acuerdo con un segundo aspecto, la presente divulgación proporciona un método para fabricar un primer conjunto de lentes de contacto y un segundo conjunto de lentes de contacto para su uso en un kit. El método comprende, en la etapa (a) formar una primera lente de contacto para un primer conjunto de lentes de contacto. La lente incluye una zona óptica y una zona periférica que rodea la zona óptica, la zona periférica de cada lente que tiene un perfil de grosor variable que está configurado para controlar la rotación de la lente. La zona óptica de cada lente comprende una región central, la región central que tiene un primer eje óptico y una curvatura que proporciona una potencia base. La zona óptica de cada lente comprende una región anular. La región anular rodea circunferencialmente la región

central. La región anular comprende una zona de tratamiento que tiene una característica que reduce el contraste de una imagen que se forma por la luz que pasa a través de la región central y la zona de tratamiento en comparación con una imagen de un objeto que se formaría por la luz que pasa solo a través de la región central. La zona de tratamiento de cada lente comprende al menos una de los siguientes: (i) una región de potencia de adición que tiene una curvatura que proporciona una potencia de adición, en donde la luz de cada objeto puntual distante se enfoca mediante una zona de tratamiento para formar un arco enfocado en una superficie focal proximal, el arco que está fuera y que se extiende en una dirección alrededor de un círculo desenfocado formado por la luz enfocada por la región central; (ii) una característica que aumenta la dispersión de la luz que pasa a través de la zona de tratamiento en comparación con la luz que pasa solo a través de la región central; y (iii) una característica que provoca la difracción de la luz que pasa a través de la zona de tratamiento. El método comprende, en la etapa (b), repetir la etapa (a) para formar una segunda lente de contacto en el primer conjunto, en donde la zona de tratamiento está posicionada rotacionalmente, en relación con el perfil de grosor de la zona periférica, en un ángulo diferente respecto al eje óptico en la primera lente y en la segunda lente. El método comprende, en la etapa (c), repetir las etapas (a) y (b) para formar un segundo conjunto de lentes de contacto. El segundo conjunto de lentes de contacto tiene las características del primer conjunto de lentes. Para cada lente del primer conjunto de lentes que tiene una zona de tratamiento que está posicionada rotacionalmente, en relación con el perfil de grosor de la zona periférica, en un primer ángulo alrededor del eje óptico, hay una lente correspondiente en el segundo conjunto de lentes que tiene una zona de tratamiento que está posicionada en relación con el perfil de grosor de la zona periférica, en un ángulo igual y opuesto alrededor del primer eje óptico. El primer conjunto de lentes de contacto es un conjunto de lentes para el ojo izquierdo del usuario, y el segundo conjunto de lentes es un conjunto de lentes para el ojo derecho del usuario, o viceversa.

La segunda lente, y cualquier lente subsiguiente, pueden tener el mismo perfil de grosor de zona periférica que la primera lente, y la misma variación de reducción de contraste en la zona de tratamiento que la primera lente.

Cada lente de un conjunto de lentes, y cada conjunto de lentes puede incluir cualquiera de las características establecidas anteriormente.

El método de fabricación puede comprender formar un miembro de molde hembra con una superficie formadora de lente cóncava y un miembro de molde macho con una superficie formadora de lente convexa. El método puede comprender llenar un espacio entre los miembros de molde hembra y macho con material de lente a granel. El método puede comprender, además, curar el material de lente a granel para formar la lente.

Las lentes de contacto pueden formarse usando un proceso de torneado. Las lentes pueden formarse mediante procesos de moldeo por fundición, procesos de moldeo por centrifugación, procesos de torneado o una combinación de los mismos. Tal como lo entiende un experto en la técnica, el moldeo por fundición se refiere al moldeo de una lente colocando un material formador de lente entre un miembro de molde hembra, que tiene una superficie de formación de miembro de lente cóncava, y un miembro de molde macho, que tiene una superficie de formación de miembro de lente convexa.

La figura 4 muestra un conjunto de lentes de contacto 200 para su uso en el retraso de la progresión de la miopía (por ejemplo, control de la miopía), para su uso en un kit según una realización de la presente divulgación. El conjunto consta de dos lentes 201a, 201b. Cada lente 201a, 201b comprende una zona óptica 202a, 202b, que cubre aproximadamente la pupila, y una zona periférica 204a, 204b que se encuentra sobre el iris. Las zonas periféricas 204a, 204b proporcionan funciones mecánicas, incluyendo el aumento del tamaño de las lentes 201a, 201b haciendo así que las lentes 201a, 201b sean más fáciles de manejar y proporciona una región moldeada que mejora la comodidad para el usuario de la lente. Las zonas periféricas 204a, 204b aumentan de grosor hacia la parte inferior de la lente para proporcionar lastres 209a, 209b. En las figuras de ejemplo que se muestran y describen en el presente documento, la ubicación de las partes más gruesas del lastre se indican mediante triángulos; sin embargo, el experto en la materia apreciará que la variación de grosor puede proporcionarse mediante diferentes tipos de lastres u otras variaciones de grosor (véase el párrafo [0038] para ver ejemplos). Para cada lente 201a, 201b en el conjunto, la variación del grosor de la zona periférica 204a, 204b es el mismo. Para ambas lentes 201a, 201b en este conjunto, los lastres 209a, 209b se colocan en la parte inferior de la lente (es decir, en la mitad inferior), a lo largo del diámetro que separa las mitades temporal y nasal de las lentes 201a, 201b. Los lastres 209a, 209b controlan la rotación de las lentes 201a, 201b, de tal manera que cuando las lentes 201a, 201b están en uso, permanecen en una posición estable a pesar de las fuerzas de rotación procedentes del parpadeo del usuario. Las zonas ópticas 202a, 202b, proporcionan la funcionalidad óptica de las lentes 201a, 201b. Cada zona óptica 202a, 202b comprende una región anular 203a, 203b y una región central 205a, 205b. Cada región anular 203a, 203b comprende una zona de tratamiento 207a, 207b que reduce el contraste de una imagen de un objeto que se forma por la luz que pasa a través de la región central 205a, 205b y la zona de tratamiento 207a, 207b en comparación con una imagen de un objeto que se formaría si la luz pasara únicamente a través de la región central 205a, 205b. Para las lentes 201a, 201b en este conjunto 200, la primera lente 201a tiene una zona de tratamiento 207a que abarca la mitad temporal de la lente 201a, y la segunda lente 201b tiene una zona de tratamiento 207b que abarca la mitad nasal de la lente 201a.

La posición alrededor de la circunferencia de la lente se puede definir mediante un ángulo θ , donde θ varía entre 0° y 360° , como se muestra en la figura 4. Para las dos lentes 201a, 201b en este conjunto, las zonas de tratamiento 207a, 207b están posicionados rotacionalmente, en relación con los lastres 209a, 209b, en diferentes ángulos alrededor del

eje óptico, con la zona de tratamiento 207a de la primera lente 201a que abarca aproximadamente 0-180° y la zona de tratamiento 207b de la segunda lente que abarca aproximadamente 180-360°. Si un usuario usa las dos lentes 201a, 201b en días sucesivos, las zonas de tratamiento 207a, 207b se dirigirán a diferentes regiones de la retina en diferentes momentos. Esto puede reducir la capacidad del ojo para compensar los efectos de reducción de contraste de la zona de tratamiento.

Para el conjunto de lentes de la figura 4, la zona de tratamiento tiene una variación de curvatura que proporciona una potencia de adición. La figura 5 muestra una sección transversal a través de la lente 201a de la figura 4. La superficie anterior de la zona de tratamiento 207a tiene un radio de curvatura menor que el radio de curvatura de la superficie anterior de la región central 205a y el resto de la región anular 203a. La zona de tratamiento 207a tiene por tanto una potencia mayor que la potencia base de la región central 205a y del resto de la región anular 203a. El punto focal de la zona de tratamiento 207a se encuentra en una superficie focal proximal 222 (como se indica mediante la línea discontinua), y el punto focal para la región central 205a y el resto de la región anular 203a se encuentra en una superficie focal distal 224, que está más alejada de la superficie posterior de la lente 201a. La zona de tratamiento del punto focal 207a y el punto focal de la región central 205a comparten un eje óptico común 218. Para una fuente puntual en el infinito, los rayos de luz enfocados por la región central 205a y la región anular 203a forman una imagen enfocada en la superficie focal distal 224. Los rayos de luz enfocados por la región central 205a también producen un punto borroso desenfocado en la superficie focal proximal 222.

La figura 6 muestra un conjunto de lentes de contacto 300 para su uso en el retraso de la progresión de la miopía (por ejemplo, control de la miopía), para su uso en un kit según una realización de la presente divulgación. El conjunto consta de siete lentes 301a-g. De manera similar a la figura 4, cada lente 301a-g comprende una zona óptica 302a-g, que cubre aproximadamente la pupila, y una zona periférica 304a-g que se asienta sobre el iris. Las zonas periféricas 304a-g proporcionan funciones mecánicas, incluyendo el aumento del tamaño de las lentes 301a-g haciendo así que las lentes 301a-g sean más fáciles de manipular y proporcionando una región moldeada que mejora la comodidad para el usuario de las lentes. Las zonas periféricas 304a-g tienen una variación de grosor proporcionada por los lastres 309a-g. Para cada lente 301a-g del conjunto, la variación de grosor de la zona periférica es la misma. Para cada una de las lentes 301a-g de este conjunto, los lastres 309a-g están situados en la parte inferior de la lente (es decir, en la mitad inferior), a lo largo del diámetro que separa las mitades temporal y nasal de la lente 301a-g. Los lastres 309a-g controlan la rotación de las lentes 301a-g, de tal manera que cuando se usan las lentes 301a-g, permanecen en una posición estable a pesar de las fuerzas de rotación procedentes del parpadeo del usuario. Las zonas ópticas 302a-g, proporcionan la funcionalidad óptica de las lentes 301a-g. Cada una de las zonas ópticas 302a-g comprende una región anular 303a-g y una región central 305a-g. Cada región anular 302a-g comprende una zona de tratamiento 307a-g que reduce el contraste de una imagen de un objeto que se forma mediante el paso de luz a través de la región central 305a-g y la zona de tratamiento 307a-g en comparación con una imagen de un objeto que se formaría mediante el paso de luz únicamente a través de la región central 305a-g. Definiendo la posición alrededor de la circunferencia de las lentes 301a-g mediante un ángulo θ , donde theta varía entre 0° y 360°, la primera lente 301a tiene una zona de tratamiento 307a que abarca aproximadamente de 0 a 50° alrededor de la región anular 303a, y la segunda lente 301b tiene una zona de tratamiento 107a que abarca aproximadamente de 50 a 100°. Cada lente 301a-g del conjunto tiene una zona de tratamiento 307a-g que abarca un sector diferente de la región anular 303a-g en relación con el lastre 309a-g. Si un usuario usa las lentes 301a-g en días sucesivos, las zonas de tratamiento 307a-g se dirigirán a diferentes regiones de la retina en diferentes momentos.

La figura 7 muestra un conjunto de lentes de contacto 400 para su uso en el retraso de la progresión de la miopía (por ejemplo, control de la miopía), para su uso en un kit según una realización de la presente divulgación. El conjunto consta de dos lentes 401a, 401b. De manera similar a la figura 4, cada lente 401a, 401b comprende una zona óptica 402a, 402b, que cubre aproximadamente la pupila, y una zona periférica 404a, 404b que se encuentra sobre el iris. Las zonas periféricas 404a, 404b proporcionan funciones mecánicas, incluyendo el aumento del tamaño de las lentes 401, 401b, haciendo así que las lentes 401, 401b sean más fáciles de manipular y proporcionando una región moldeada que mejora la comodidad para el usuario de las lentes. Las zonas periféricas 404a, 404b tienen una variación de grosor proporcionada por los lastres 409a, 409b. Para cada lente 401a, 401b en el conjunto, la variación del grosor de la zona periférica 404a, 404b es el mismo. Para cada una de las lentes 401a, 401b en este conjunto, los lastres 409a, 409b están posicionados en la parte inferior de la lente 401a, 401b (es decir, en la mitad inferior), a lo largo del diámetro que separa las mitades temporal y nasal de las lentes 401a, 401b. Los lastres 409a, 409b controlan la rotación de las lentes 401a, 401b, de tal manera que cuando las lentes 401a, 401b están en uso, permanecen en una posición estable a pesar de las fuerzas de rotación procedentes del parpadeo del usuario. Las zonas ópticas 402a, 402b, proporcionan la funcionalidad óptica de las lentes 401a, 401b. Cada una de las zonas ópticas 402a, 402b comprende una región anular 403a, 403b y una región central 405a, 405b. Cada región anular 403a, 403b comprende dos zonas de tratamiento 407a, 407b, 407a', 407b' que reduce el contraste de una imagen de un objeto que se forma por la luz que pasa a través de la región central 405a, 405b y la zona de tratamiento 407a, 407b, 407a', 407b' en comparación con una imagen de un objeto que se formaría si la luz pasara únicamente a través de la región central 405a, 405b. Definiendo la posición alrededor de la circunferencia de las lentes 401a, 401b un ángulo θ , donde theta varía entre 0° y 360°, la primera lente 401a tiene una primera zona de tratamiento 407a que abarca el cuadrante temporal superior, o 270-360° alrededor de la región anular 403a, y una segunda zona de tratamiento 407a' que abarca el cuadrante nasal inferior, o 90-180° alrededor de la región anular 403a. La segunda lente 401b tiene una primera zona de tratamiento 407b que abarca el cuadrante nasal superior, o 0-90° alrededor de la región anular 403b y una segunda

zona de tratamiento 407b' que abarca el cuadrante temporal inferior, o 180-270° alrededor de la región anular 403b.

Cada lente 401a, 401b en el conjunto 400 tiene 2 zonas de tratamiento 407a, 407b, 407a', 407b', y las zonas de tratamiento de cada lente abarcan diferentes segmentos de la región anular 403a, 403b con respecto al lastre 409a, 409b. Si un usuario usa las lentes 401a, 401b en días sucesivos, las zonas de tratamiento 407a, 407b, 407a', 407b' apuntará a diferentes regiones de la retina en diferentes momentos.

Para las lentes 401a, 401b de la figura 7, cada zona de tratamiento 407a, 407b, 407a', '407b' tiene una curvatura que proporciona potencia de adición. Para cada lente, la región central 405a, 405b tiene una curvatura que proporciona una potencia base y está centrada en un centro de curvatura que está en el primer eje óptico 418. Esto se muestra en la figura 8, que es un esquema de una sección transversal a través de la primera lente 407a en el conjunto tomada a lo largo de la línea A-A.

Cada zona de tratamiento 407a, 407a' tiene una curvatura que proporciona potencia de adición. El radio de curvatura 406a de la superficie anterior de las zonas de tratamiento 407a, 407a' (indicadas por los círculos discontinuos) es menor que el radio de curvatura 410 de la superficie anterior de la región central 405a (indicada por el círculo de puntos y rayas). Las zonas de tratamiento 407a, 407a' tienen, por lo tanto, una potencia mayor que la potencia base de la región central 405. Cada una de las zonas de tratamiento 407a, 407a' tiene la misma curvatura anterior y la misma potencia. Como se muestra en la figura 8, el punto focal de las zonas de tratamiento 407a, 407a' se encuentra sobre una superficie focal proximal 422, y el punto focal para la región central 405a se encuentra sobre una superficie focal distal 424, que está más alejada de la superficie posterior de la lente 401a. El punto focal 425 de las zonas de tratamiento 407a, 407a' y el punto focal 424 de la región central 405a comparten un eje óptico común 418. Para una fuente puntual en el infinito, los rayos de luz enfocados por la región central 405a forman una imagen enfocada en la superficie focal distal 424. Los rayos de luz enfocados por la región central 405a también producen un punto borroso desenfocado en la superficie focal proximal 422. Los rayos de luz enfocados por las zonas de tratamiento 407a, 407a' forman una imagen enfocada en la superficie focal proximal 422. Los rayos de luz 420 enfocados por las zonas de tratamiento 407a, 407a' divergen después de la superficie focal proximal 422.

Las zonas de tratamiento de potencia de adición 407a, 407a' reducen el contraste de una imagen de un objeto que se forma por la luz que pasa a través de la región central y la zona de tratamiento en comparación con una imagen de un objeto que se formaría por la luz que pasa únicamente a través de la región central 405. Entre las zonas de tratamiento 407a, 407a' hay regiones que no reducen significativamente el contraste de una imagen formada por la luz que pasa a través de la lente 401. Para la lente 401a de la figura 7, estas regiones tienen la potencia base y, como se muestra en la figura 9, que muestra una sección transversal a través de la lente 401a tomada a lo largo de la línea B-B, la luz que pasa a través de estas regiones se enfocará en la superficie focal distal 424.

La segunda lente 401b del conjunto 400 tiene zonas de tratamiento 407b, 407b' que abarca cuadrantes opuestos. Por lo tanto, si el usuario usa las dos lentes 401a, 401a' en días sucesivos, el primer día, las zonas de tratamiento 407a, 407a' del primer les 401a dirigirán la potencia de adición a unos primeros dos cuadrantes (en este caso, los cuadrantes nasal inferior y temporal superior) y el segundo día, las zonas de tratamiento 407b, 407b' de la segunda lente 401b dirigirán la potencia de adición a unos dos segundos cuadrantes diferentes (en este caso, los cuadrantes temporal inferior y nasal superior).

En la realización mostrada en la figura 7, las 2 zonas de tratamiento de cada lente tienen la misma potencia. En otras realizaciones, las 2 zonas de tratamiento pueden tener diferentes potencias.

La figura 10 muestra un conjunto de lentes de contacto 500 para su uso en el retraso de la progresión de la miopía (por ejemplo, control de la miopía), para su uso en un kit según una realización de la presente divulgación. El conjunto 500 comprende cuatro lentes 501a-d. Cada lente 501a-d comprende una zona óptica 502a-d, que cubre aproximadamente la pupila, y una zona periférica 504a-d que se asienta sobre el iris. Las zonas periféricas 504a-d proporcionan funciones mecánicas, incluyendo el aumento del tamaño de las lentes 401a-d, haciendo así que las lentes 501a-d sean más fáciles de manipular y proporcionando una región moldeada que mejora la comodidad para el usuario de las lentes. Las zonas periféricas 504a-d tienen una variación de grosor proporcionada por los lastres 509a-d. Para cada lente 501a-d del conjunto, la variación de grosor de la zona periférica 504a-d es la misma. Para cada una de las lentes 501a-d de este conjunto, los lastres 509a-d están situados en la parte inferior de la lente 501a-d (es decir, en la mitad inferior), a lo largo del diámetro que separa las mitades temporal y nasal de la lente 501a-d. Los lastres 509a-d controlan la rotación de las lentes 501a-d de tal manera que cuando se usan las lentes 501a-d, permanecen en una posición estable a pesar de las fuerzas de rotación procedentes del parpadeo del usuario. Las zonas ópticas 502a-d, proporcionan la funcionalidad óptica de las lentes 501a-d. Cada una de las zonas ópticas 502a-d comprende una región anular 503a-d y una región central 505a-d. Cada región anular 503a-d comprende una zona de tratamiento 507a-d que reduce el contraste de una imagen que se forma mediante el paso de luz a través de la región central 505a-d y la zona de tratamiento 507a-d en comparación con una imagen de un objeto que se formaría mediante el paso de luz únicamente a través de la región central 505a. La reducción del contraste varía con el meridiano alrededor de la región anular 503a-d. Definiendo la posición alrededor de la circunferencia de las lentes 501a-d mediante un ángulo θ , donde θ varía entre 0° y 360°, la primera lente 501a tiene una primera zona de tratamiento 507a que abarca el cuadrante temporal superior, o 270-360° alrededor de la región anular 503a, la segunda

lente 501b tiene una segunda zona de tratamiento 507b que abarca el cuadrante nasal superior o 0-90° alrededor de la región anular 503b, la tercera lente 501c tiene una zona de tratamiento 507c que abarca el cuadrante nasal inferior o 90-180° alrededor de la región anular 503c, y la cuarta lente 501d tiene una zona de tratamiento 507d que abarca el cuadrante temporal inferior o 180-270° alrededor de la región anular.

5 Por lo tanto, cada lente 501a-d del conjunto tiene zonas de tratamiento 507a-d que abarcan un segmento diferente de la región anular 503a-d en relación con el lastre 509a-d. Si un usuario usa las lentes 501a-d en días sucesivos, las zonas de tratamiento 507a-d se dirigirán a diferentes regiones de la retina.

10 Para las lentes 501a-d de la figura 10, cada zona de tratamiento 507a-d tiene una curvatura que proporciona una potencia de adición. Para cada lente, la región central 505 tiene una curvatura que proporciona una potencia base y centrada en un centro de curvatura que está en el primer eje óptico.

15 Cada zona de tratamiento 507a-d tiene una curvatura que proporciona una potencia de adición. El radio de curvatura de la superficie anterior de las zonas de tratamiento 507a-d es menor que el radio de curvatura de la superficie anterior de la región central 505a-d. Por lo tanto, las zonas de tratamiento 507a-d tienen una potencia mayor que la potencia base de la región central 505a-d. Cada una de las zonas de tratamiento 507a-d tiene la misma curvatura anterior y la misma potencia, y cada una de las zonas de tratamiento tiene una curvatura de superficie anterior asimétrica, lo que da lugar a un perfil de potencia asimétrico. En la figura 11(a)-(d) se muestran ejemplos de perfiles de potencia asimétricos para cada una de las lentes del conjunto 500. Para cada lente 501a-d, la zona de tratamiento 507b-d está girada 90° alrededor de la región anular 503(a)-(d).

25 La figura 12 muestra un conjunto de lentes de contacto 600 para su uso en el retraso de la progresión de la miopía (por ejemplo, control de la miopía), para su uso en un kit según una realización de la presente divulgación. Este conjunto 600 es similar al conjunto de lentes que se muestra en la figura 10. Sin embargo, para este conjunto de lentes 601a-d, cada una de las zonas de tratamiento 607a-d comprende características 608a-d que aumentan la dispersión de la luz que pasa a través de las zonas de tratamiento 607a-d en comparación con la luz que pasa a través del resto de las regiones anulares 603a-d y las regiones centrales 605a-d. Esto conduce a una reducción en el contraste de una imagen de un objeto que reduce el contraste de una imagen que se forma por la luz que pasa a través de las regiones centrales 605a-d y las zonas de tratamiento 607a-d en comparación con una imagen de un objeto que se formaría por la luz que pasa solo a través de las regiones centrales 605a-d. Si un usuario usa las lentes 601a-d en días sucesivos, las zonas de tratamiento 607a-d se dirigirán a diferentes regiones de la retina, lo que puede reducir la capacidad del ojo para compensar los efectos de reducción de contraste de la zona de tratamiento.

35 En la realización mostrada en la figura 12, se proporcionan características de dispersión de luz en zonas de tratamiento que abarcan un solo cuadrante de la región anular de cada lente. Se apreciará que dichas características podrían proporcionarse en lentes que tengan cualquier otra configuración de zonas de tratamiento que caigan dentro del alcance de las reivindicaciones.

40 En otras realizaciones (no mostradas), cada lente del conjunto de lentes puede estar provista de dos regiones anulares concéntricas, y cada región anular puede ser una región anular que incluye una zona de tratamiento, como se ha descrito anteriormente.

45 En otras realizaciones, la zona de tratamiento puede comprender una característica que reduce el contraste de luz de una imagen que se forma cuando la luz pasa a través de la región central y la zona de tratamiento en comparación con una imagen de un objeto que se formaría cuando la luz pasa solo a través de la región central al provocar efectos de difracción.

50 Se debe hacer referencia a las reivindicaciones para determinar el verdadero alcance de la presente divulgación. El lector también apreciará que las entidades o características de la invención que se describen como ventajosas, convenientes o similares son opcionales y no limitan el alcance de las reivindicaciones independientes. Por otra parte, debe entenderse que dichas entidades o características opcionales, aunque puedan ser beneficiosas en algunas realizaciones de la invención, pueden no ser deseables y, por lo tanto, pueden estar ausentes en otras realizaciones.

REIVINDICACIONES

1. Un kit para su uso para prevenir o retardar el desarrollo o la progresión de la miopía, comprendiendo el kit:

- 5 un primer conjunto (200) de lentes de contacto, en donde cada lente (201a, 201b) en el primer conjunto de lentes (200) incluye una zona óptica (202a, 202b) y una zona periférica (204a, 204b) que rodea la zona óptica (202a, 202b), la zona periférica (204a, 204b) de cada lente (201a, 201b) que tiene un perfil de grosor variable que está configurado para controlar la rotación de la lente (201a, 201b) y la zona óptica (202a, 202b) de cada lente (201a, 201b) que comprende:
10 una región central (205a, 205b), la región central (205a, 205b) que tiene un primer eje óptico y una curvatura que proporciona una potencia base;
una región anular (203a, 203b), en donde la región anular (203a, 203b) rodea circunferencialmente la región central (205a, 205b), y en donde la región anular (203a, 203b) comprende una zona de tratamiento (207a, 207b) que tiene una característica que reduce el contraste de una imagen que se forma cuando la luz pasa a través de la región central (205a, 205b) y la zona de tratamiento (207a, 207b) en comparación con una imagen de un objeto que se formaría si la luz pasara solo a través de la región central (205a, 205b), la zona de tratamiento (207a, 207b) de cada lente (201a, 201b) que comprende al menos una de:
20 (a) una región de potencia de adición que tiene una curvatura que proporciona una potencia de adición, en donde la luz de cada objeto puntual distante se enfoca mediante una zona de tratamiento (207a, 207b) para formar un arco enfocado en una superficie focal proximal, el arco que está fuera y que se extiende en una dirección alrededor de un círculo desenfocado formado por la luz enfocada por la región central (205a, 205b);
25 (b) una característica que aumenta la dispersión de la luz que pasa a través de la zona de tratamiento en comparación con la luz que pasa solo a través de la región central; y
(c) una característica que provoca la difracción de la luz que pasa a través de la zona de tratamiento; en donde
30 la zona de tratamiento está posicionada rotacionalmente, en relación con el perfil de grosor de la zona periférica, en un ángulo diferente respecto al eje óptico en cada lente del conjunto de lentes; y
un segundo conjunto de lentes de contacto que tiene las características del primer conjunto (200) de lentes (201a, 201b), en donde para cada lente (201a, 201b) en el primer conjunto (200) de lentes (201a, 201b) que tiene una zona de tratamiento (207a, 207b) que está posicionada rotacionalmente, en relación con el perfil de grosor de la zona periférica (204a, 204b), en un primer ángulo alrededor del eje óptico, hay una lente correspondiente en el segundo conjunto de lentes que tiene una zona de tratamiento que está posicionada en relación con el perfil de grosor de la zona periférica, en un ángulo igual y opuesto alrededor del primer eje óptico, y en donde el primer conjunto (200) de lentes de contacto es un conjunto de lentes para el ojo izquierdo de un usuario, y el segundo conjunto de lentes es un conjunto de lentes para el ojo derecho del usuario, o viceversa.
35
40
2. El kit de acuerdo con la reivindicación 1, en donde la zona de tratamiento de cada lente se proporciona sobre una porción continua de la región anular de cada lente, y en donde la zona de tratamiento abarca menos del 50 % del área de la región anular de cada lente.
45
3. El kit de acuerdo con la reivindicación 1 o la reivindicación 2, en donde una pluralidad de zonas de tratamiento no conectadas abarca la región anular de cada lente.
4. El kit de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde la zona de tratamiento de cada lente comprende una región de fuerte reducción de contraste que reduce el contraste de una imagen que se forma por la luz que pasa a través de la región central y la zona de tratamiento en comparación con una imagen de un objeto que se formaría por la luz que pasa solo a través de la región central en un 50 % o más.
5. El kit de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde la zona de tratamiento de cada lente tiene una variación de curvatura que proporciona una potencia de adición, y en donde, en cada lente, al menos parte de la potencia de adición es proporcionada por la curvatura que está centrada en un centro de curvatura que está a una primera distancia del primer eje óptico.
55
6. El kit de acuerdo con la reivindicación 5, en donde la zona de tratamiento de cada lente tiene un perfil de potencia asimétrico.
60
7. El kit de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 5-6, en donde para cada lente, la curvatura que proporciona la potencia de adición puede ser una curvatura de la superficie anterior de la lente.
- 65 8. El kit de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 5-7, en donde la potencia de adición proporcionada por la zona de tratamiento de cada lente está comprendida entre +0,5 y +10,0 D.

9. El kit de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde la zona de tratamiento de cada lente puede incluir una característica que aumenta la dispersión de la luz que pasa a través de la zona de tratamiento en comparación con la luz que pasa solo a través de la región central, y en donde la característica está dispuesta en una superficie anterior de la región anular.
10. El kit de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde la región anular de cada lente tiene una circunferencia exterior sustancialmente circular o una circunferencia exterior sustancialmente elíptica.
11. El kit de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde la región central de cada lente tiene una forma sustancialmente circular y tiene un diámetro de entre 2 y 7 mm.
12. El kit de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde la región anular de cada lente se extiende radialmente hacia fuera desde un perímetro de la región central de entre 0,5 y 1,5 mm.
13. El kit de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde cada lente comprende un material elastómero, un material elastómero de silicona, un material de hidrogel, un material de hidrogel de silicona o mezclas de los mismos.
14. El kit de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde cada lente se forma mediante un proceso de torneado.
15. El kit de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde el perfil de grosor variable de cada zona periférica es un lastre prismático.
16. El kit de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, que comprende, además:
embalaje para suministrar el conjunto de lentes de contacto a un usuario, y
instrucciones escritas que indican una secuencia de colocación para usar las lentes, en donde opcionalmente, las instrucciones escritas se proporcionan en el embalaje o en una de las lentes.
17. Un método para fabricar un primer conjunto de lentes de contacto y un segundo conjunto de lentes de contacto para su uso en un kit de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, comprendiendo el método:
(a) formar una primera lente de contacto para un primer conjunto de lentes de contacto, en donde la lente incluye una zona óptica y una zona periférica que rodea la zona óptica, la zona periférica de cada lente que tiene un perfil de grosor variable que está configurado para controlar la rotación de la lente, y la zona óptica de cada lente que comprende:
una región central, la región central que tiene un primer eje óptico y una curvatura que proporciona una potencia base;
una región anular, en donde la región anular rodea circunferencialmente la región central, y en donde la región anular comprende una zona de tratamiento que tiene una característica que reduce el contraste de una imagen que se forma por la luz que pasa a través de la región central y la zona de tratamiento en comparación con una imagen de un objeto que se formaría por la luz que pasa solo a través de la región central, la zona de tratamiento de cada lente comprende al menos una de:
(i) una región de potencia de adición que tiene una curvatura que proporciona una potencia de adición, en donde la luz de cada objeto puntual distante se enfoca mediante una zona de tratamiento para formar un arco enfocado en una superficie focal proximal, el arco que está fuera y que se extiende en una dirección alrededor de un círculo desenfocado formado por la luz enfocada por la región central; (ii) una característica que aumenta la dispersión de la luz que pasa a través de la zona de tratamiento en comparación con la luz que pasa solo a través de la región central; y
(iii) una característica que provoca la difracción de la luz que pasa a través de la zona de tratamiento;
(b) repetir la etapa (a) para formar una segunda lente de contacto en el primer conjunto, en donde la zona de tratamiento está posicionada rotacionalmente, en relación con el perfil de grosor de la zona periférica, en un ángulo diferente respecto al eje óptico en la primera lente y la segunda lente; y
(c) repetir las etapas (a) y (b) para formar un segundo conjunto de lentes de contacto, segundo conjunto de lentes de contacto que tiene las características del primer conjunto de lentes, en donde para cada lente del primer conjunto de lentes que tiene una zona de tratamiento que está posicionada rotacionalmente, en relación con el perfil de grosor de la zona periférica, en un primer ángulo alrededor del eje óptico, hay una lente correspondiente en el segundo conjunto de lentes que tiene una zona de tratamiento que está posicionada en relación con el perfil de grosor de la zona periférica, en un ángulo igual y opuesto alrededor del primer eje óptico, y en donde el primer conjunto de lentes de contacto es un conjunto de lentes para el ojo izquierdo del usuario, y el segundo conjunto de lentes es un conjunto de lentes para el ojo derecho del usuario, o viceversa.

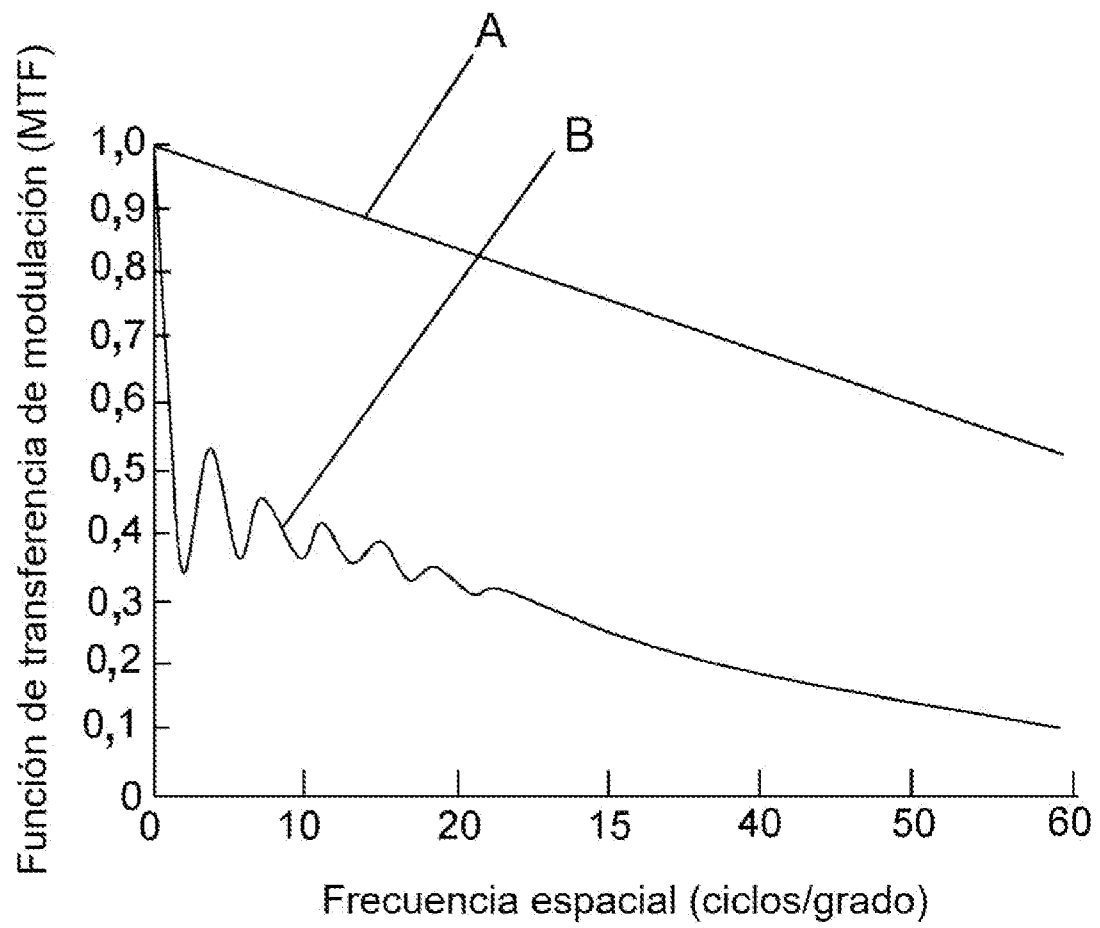


Fig. 1

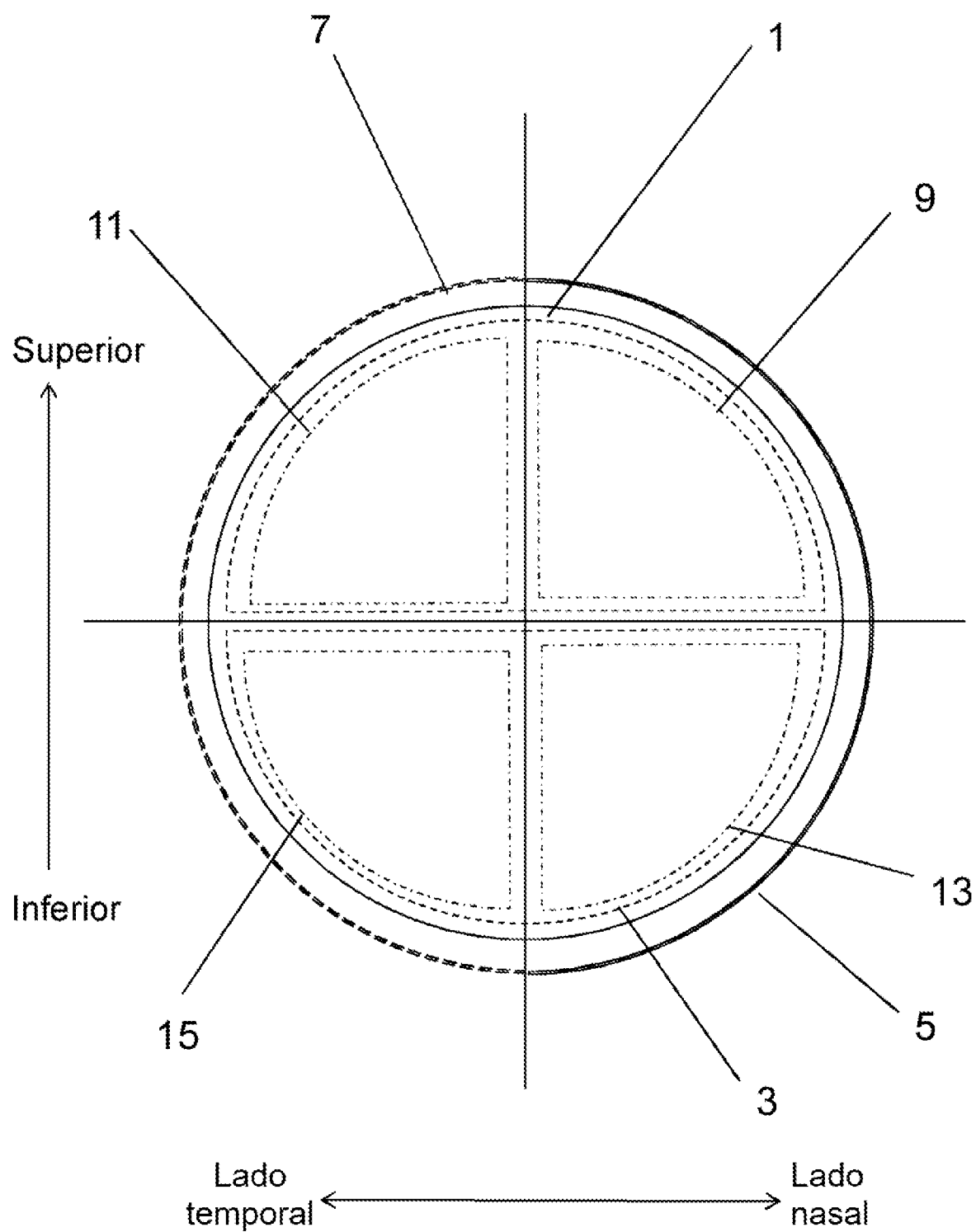


Fig. 2

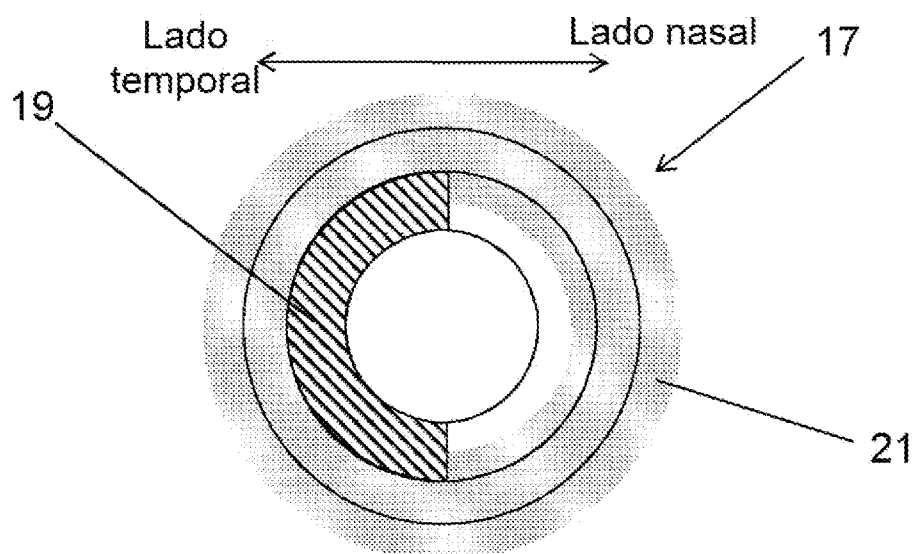


Fig. 3(a)

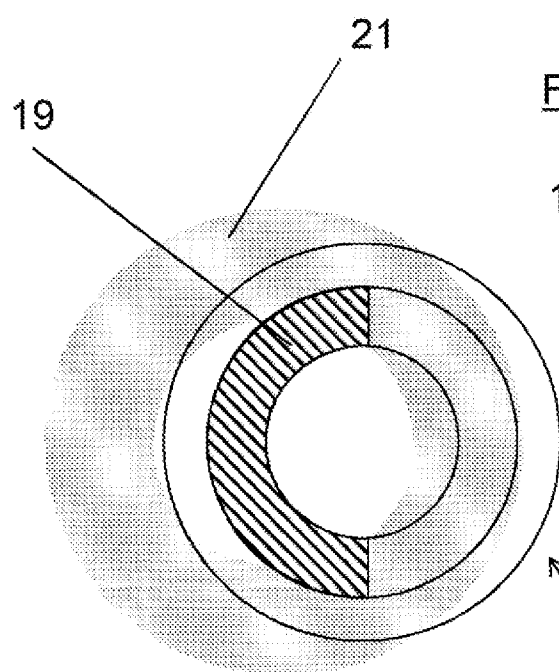


Fig. 3(b)

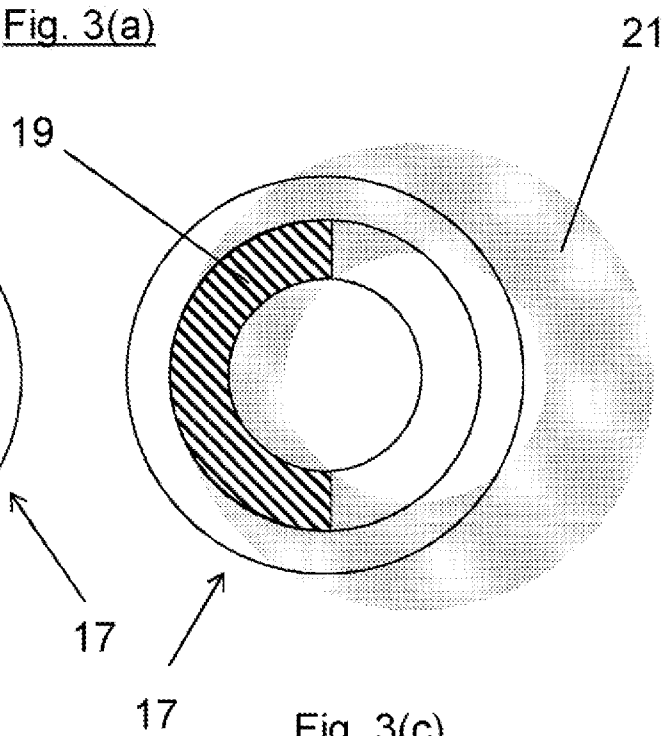


Fig. 3(c)

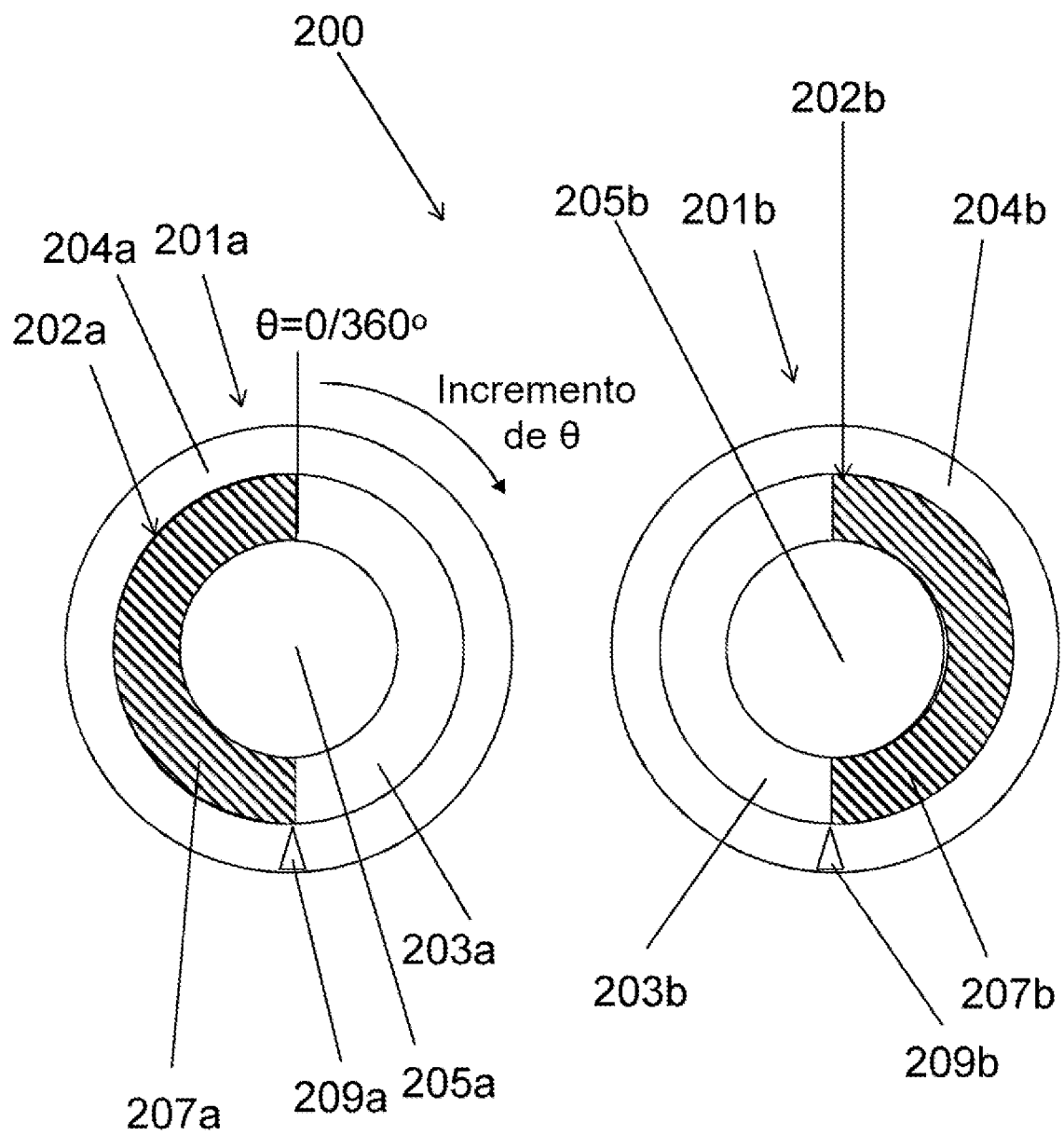


Fig. 4

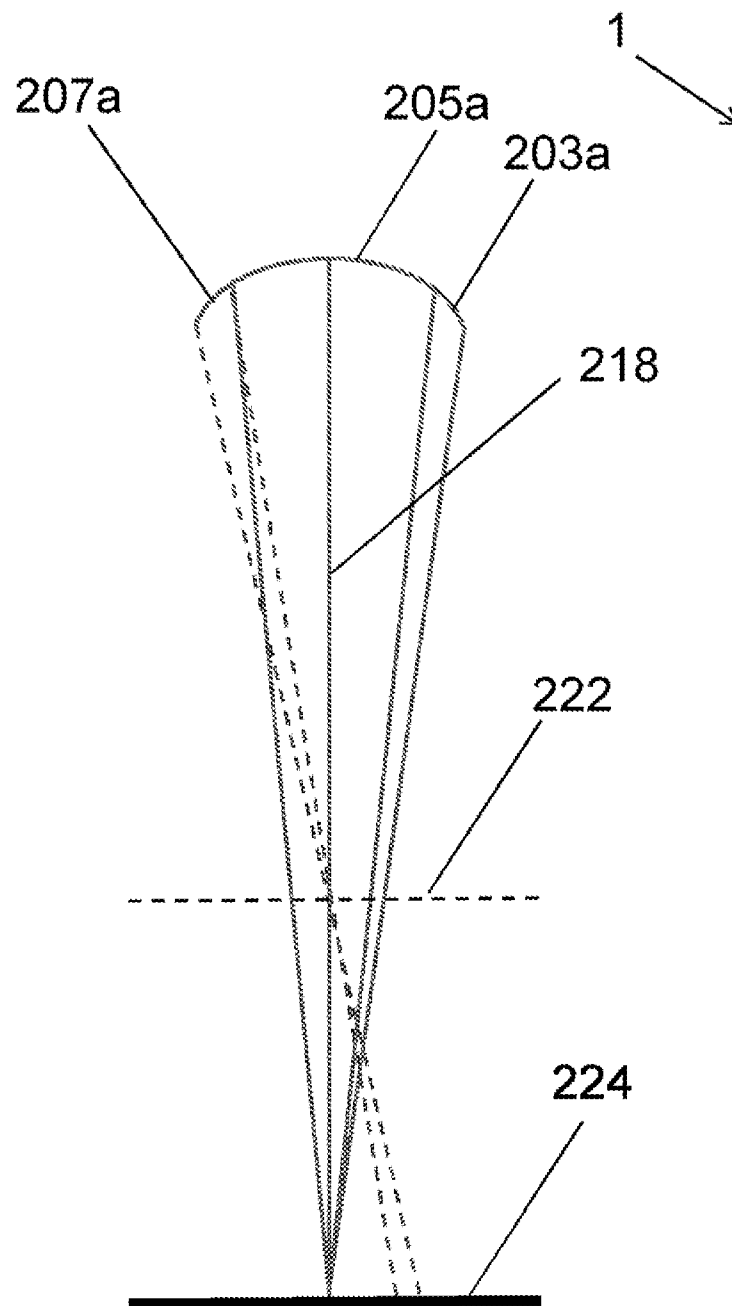


Fig. 5

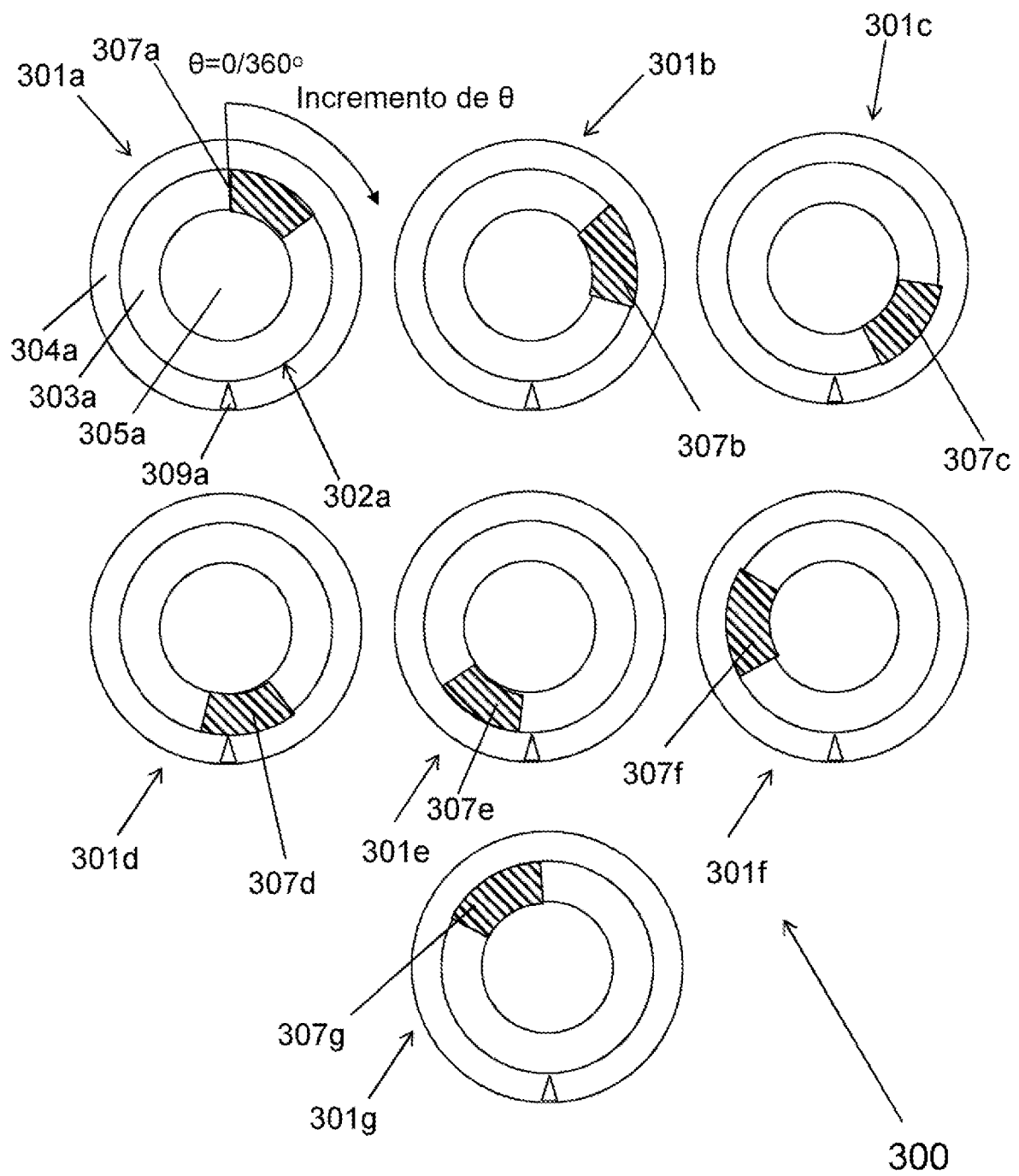
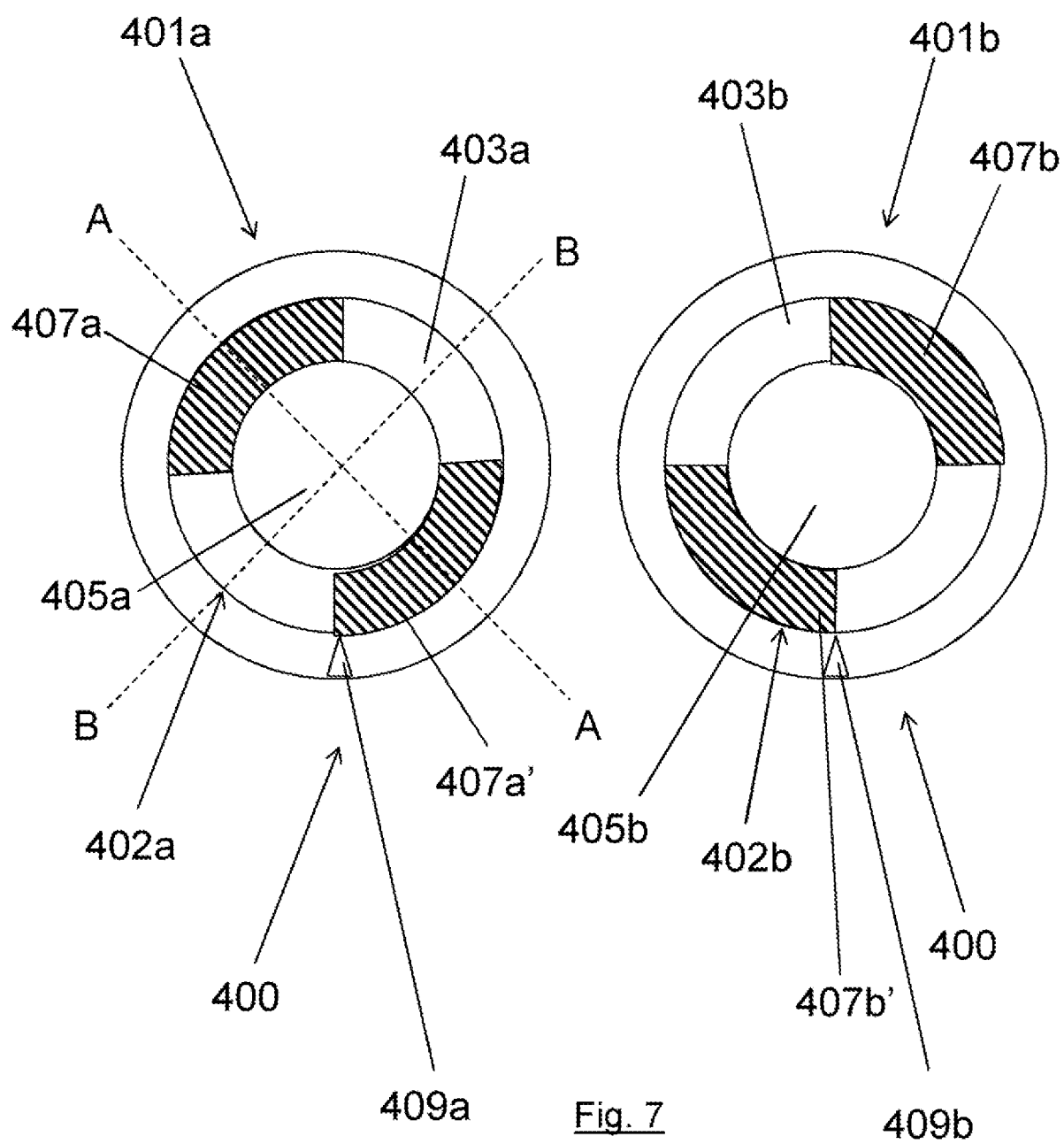


Fig. 6



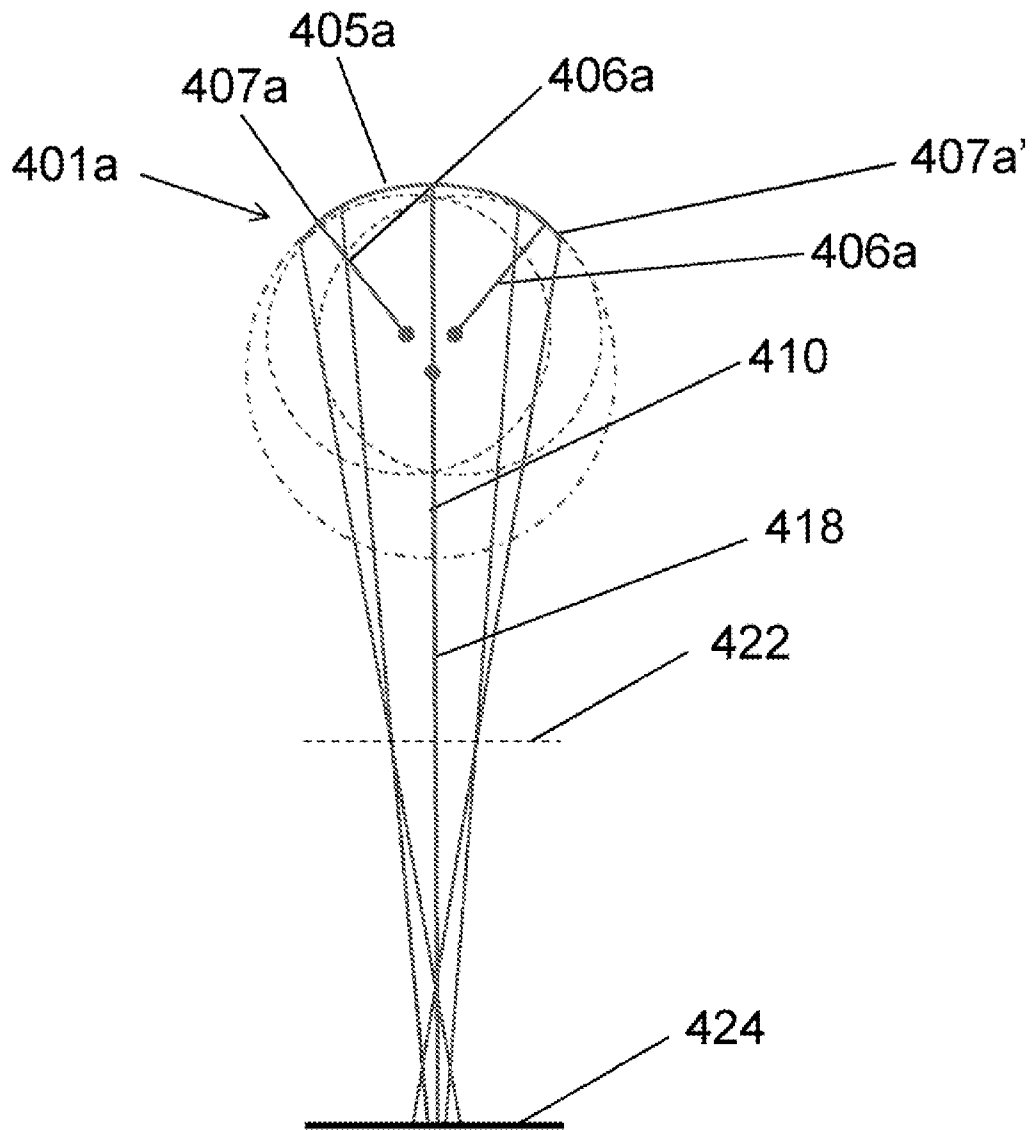


Fig. 8

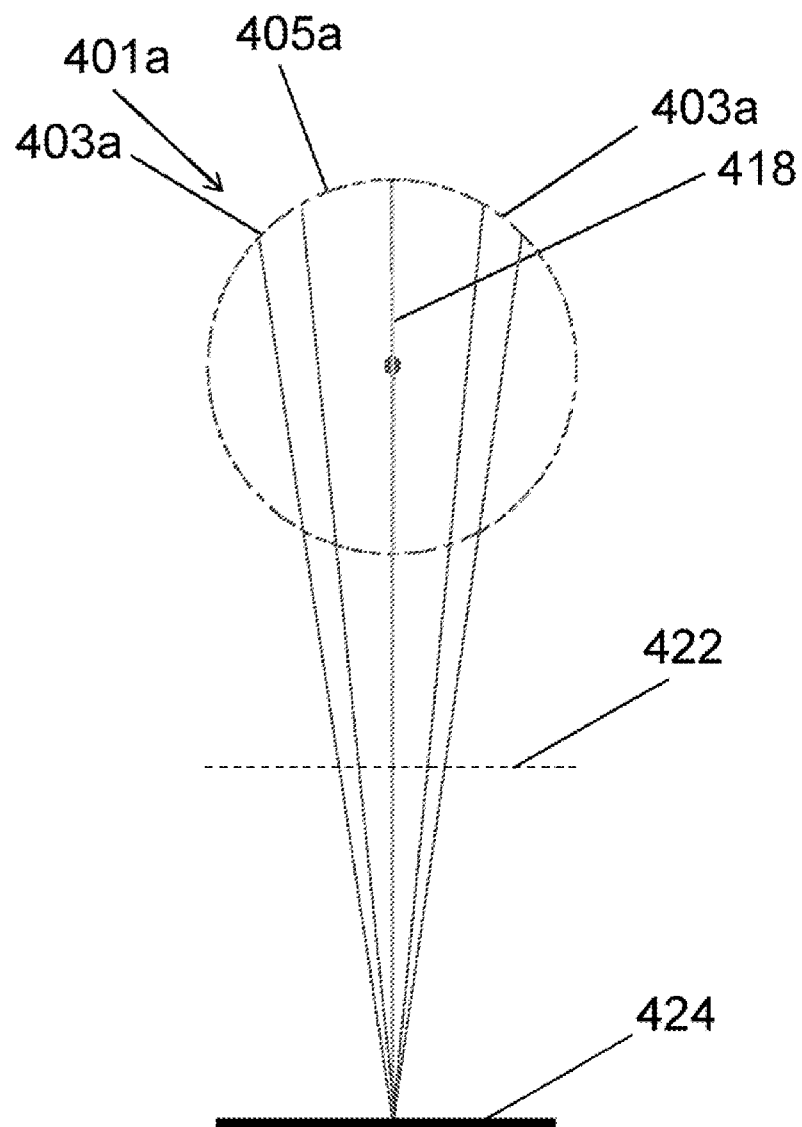


Fig. 9

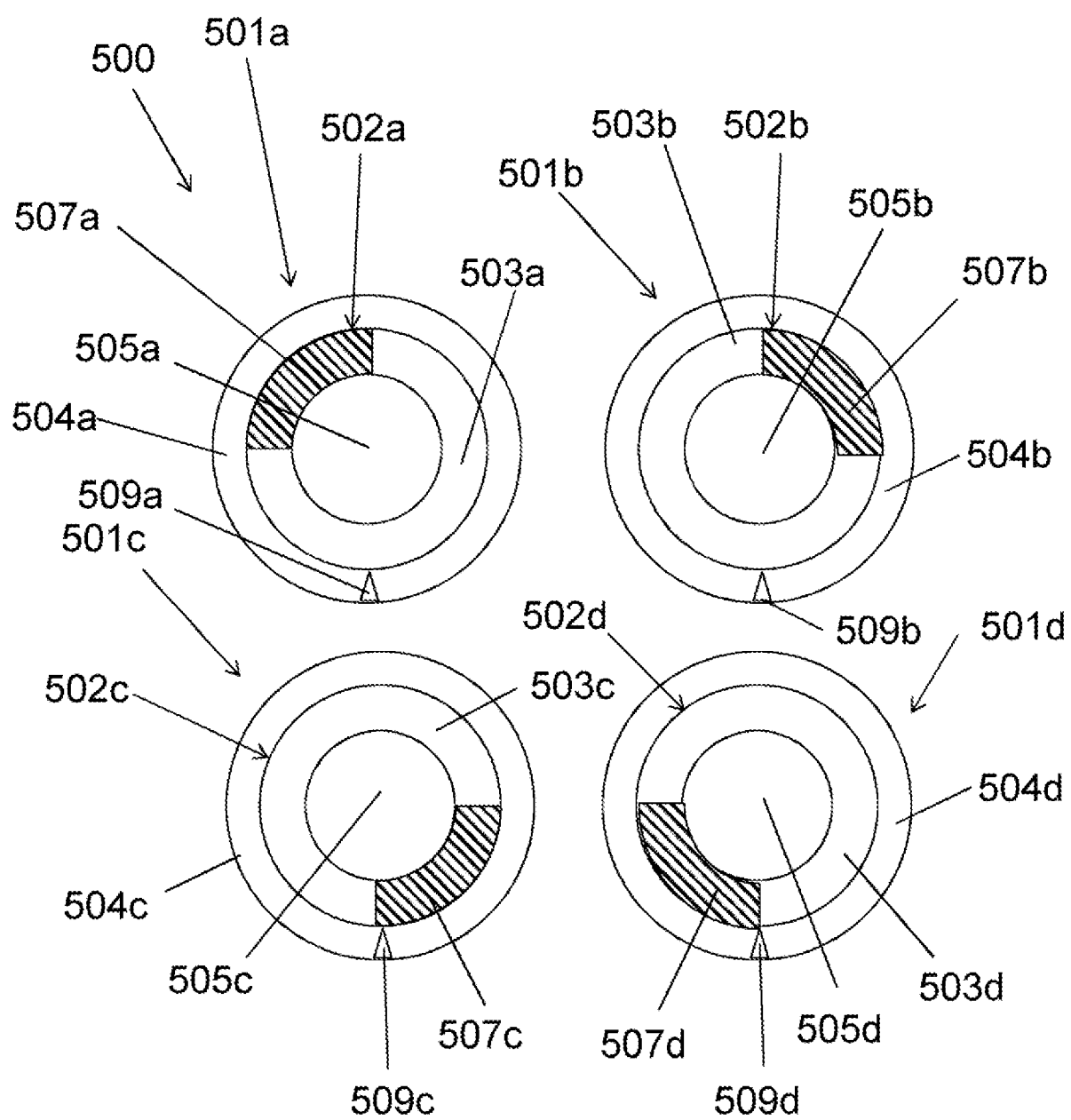


Fig. 10

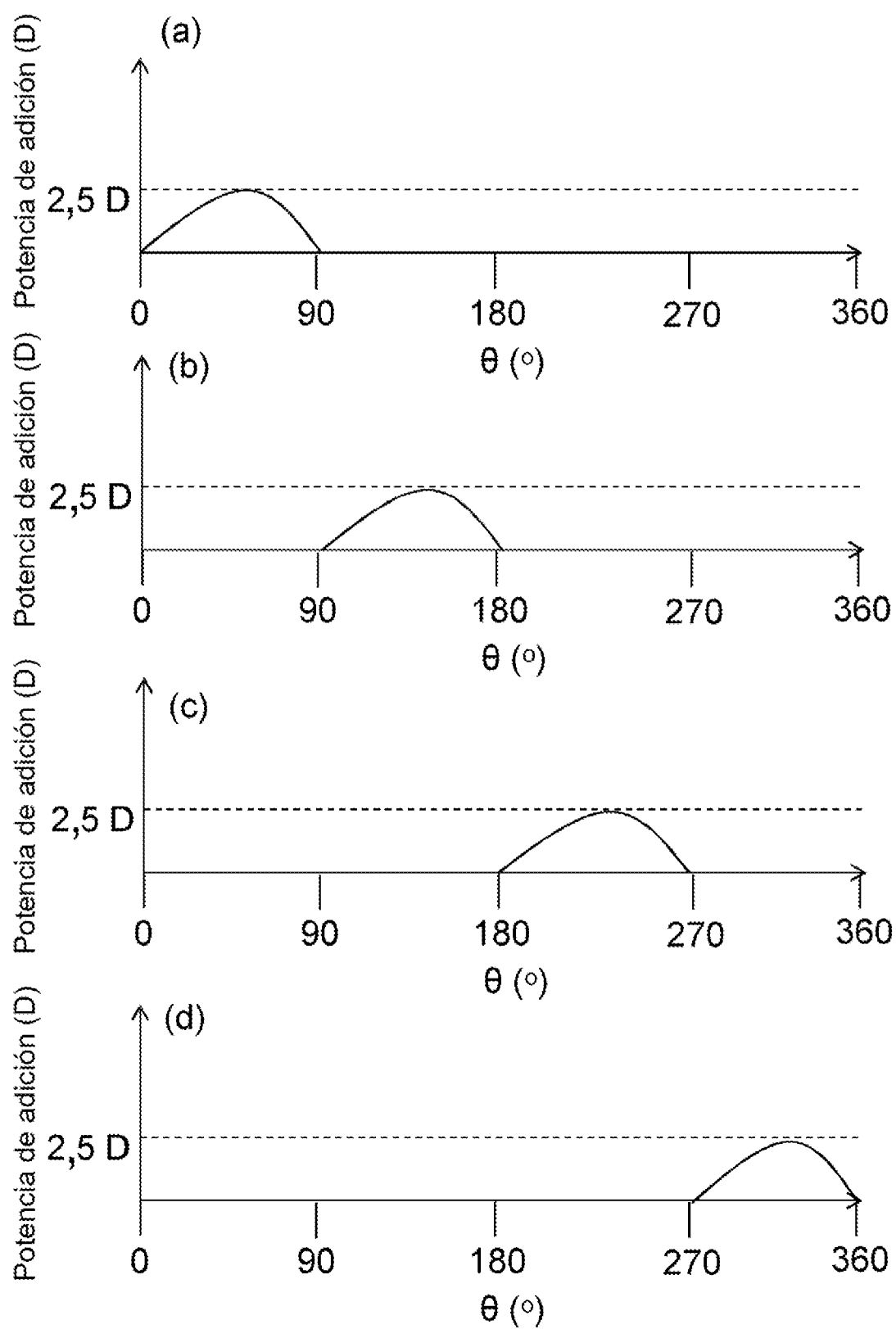


Fig. 11

