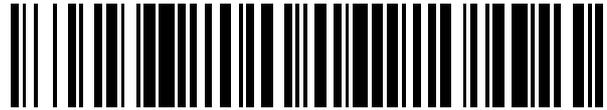


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 559 178**

51 Int. Cl.:

A61F 2/16 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **06.12.2010 E 10838117 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **04.11.2015 EP 2512374**

54 Título: **Dispositivos intraoculares y procedimientos asociados**

30 Prioridad:

18.12.2009 US 287749 P

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

10.02.2016

73 Titular/es:

**NOVARTIS AG (100.0%)
Lichtstrasse 35
4056 Basel, CH**

72 Inventor/es:

**ZHANG, XIAOXIAO y
YANG, YIN**

74 Agente/Representante:

CURELL AGUILÁ, Mireia

ES 2 559 178 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

Dispositivos intraoculares y procedimientos asociados.

5 Antecedentes de la invención

La presente divulgación se refiere a una ayuda de visión para pacientes con degeneración macular asociada a la edad (DMAE) y otros estados de baja visión, incluidos pacientes ambliópicos. Los pacientes con DMAE habitualmente presentan campos visuales centrales dañados y a menudo dependen en gran medida de la visión periférica para las tareas cotidianas. Generalmente, la retina periférica presenta bajas densidades de receptores en relación con la retina central, lo que conduce a una capacidad de resolución inferior. Los pacientes con baja visión, tales como los que padecen DMAE, también presentan malas resoluciones de la retina central. Con respecto a esto, los pacientes con DMAE a menudo presentan la fovea comprometida. Sin embargo, normalmente todavía hay receptores de la retina funcionales que rodean a los receptores centrales comprometidos. Estos receptores de la retina funcionales a menudo están ubicados de manera periférica y presentan una separación mayor entre sí. La separación aumentada da como resultado una resolución de imágenes disminuida. Por ejemplo, en un grado 3 de retina nasal, la agudeza visual se reduce hasta 0,4 en comparación con la agudeza visual de 1,0 en un grado 0, y en un grado 5 de retina nasal, la agudeza visual se reduce hasta 0,34 en comparación con la agudeza visual de 0,1 en un grado 0.

Actualmente, hay tres tipos básicos de ayudas de visión disponibles para pacientes con estados de baja visión. El primer tipo es un telescopio monocular. El telescopio monocular a menudo se monta sobre las gafas, que son pesadas y no son estéticamente atractivas. Los telescopios implantados a menudo requieren incisiones muy grandes durante la cirugía para su implante. Las principales desventajas de utilizar un sistema de telescopio son que el campo visual de vista resultante se estrecha y la calidad global de la imagen es mala. El campo de visión estrecho, o visión en túnel supone que el paciente se preocupe por su seguridad. Con respecto a esto, el campo de visión estrecho impide que el paciente reconozca movimientos que normalmente se verían en la visión periférica. Puesto que el paciente no puede ver los movimientos periféricos, el paciente no reaccionará a estos movimientos, lo que puede conducir potencialmente a lesión del paciente.

El segundo tipo de ayuda de visión es un prisma. El prisma se utiliza para realinear la línea de vista con la retina periférica. Sin embargo, el prisma debe superar un problema de fusión binocular con el fin de evitar la visión doble. Además, el prisma no aumenta las imágenes retinianas. Por tanto, el problema de baja resolución visual producida por la mayor separación de los receptores de la retina periférica no puede resolverse con el prisma.

El tercer tipo de ayuda de visión es una lupa. En algunos casos, la lupa se combina con un prisma. La lupa se utiliza a menudo como dispositivo de sobremesa, lo que limita el alcance útil del dispositivo para los pacientes. Una lupa de mano, aunque es portátil, no es adecuada para muchos pacientes ancianos que presentan temblores de manos debido a los problemas de enfoque y a la inestabilidad de la visión resultante.

Por tanto, sigue habiendo una necesidad de ayudas de visión mejoradas para la población de baja visión, incluyendo pacientes con DMAE.

El documento US20050257575 se refiere a una lente intraocular acomodativa que puede implantarse en un ojo. La lente presenta una fuerza de inducción de aberraciones para permitir el movimiento relativo de inducción de aberraciones de la óptica cuando la lente está en el ojo, añadiendo de ese modo aberración óptica a la lente lo que aumenta la profundidad de enfoque de la lente.

El documento US20080088841 se refiere a un sistema de dos elementos para proporcionar facilidad de acomodación con control de aberración esférica variable. Por ejemplo, se proporciona una lente en la que un desplazamiento lateral de los elementos unos en relación con los otros puede producir una variación no sólo en la potencia esférica proporcionada por la lente sino también en la aberración esférica mostrada por esa lente.

55 Sumario de la invención

La presente memoria descriptiva proporciona un sistema de lente intraocular según la reivindicación 1. Se proporcionan características opcionales según las reivindicaciones dependientes. En la memoria descriptiva también se describen disposiciones relacionadas.

60 La presente divulgación proporciona ayudas de visión y procedimientos asociados para pacientes con baja visión, incluidos pacientes con DMAE.

En una disposición según la memoria descriptiva, se proporciona un sistema de lente intraocular. El sistema de lente intraocular incluye una primera lente dimensionada y conformada para ser implantada en una cámara posterior de un ojo y una segunda lente dimensionada y conformada para ser implantada en la cámara posterior del ojo y configurada para acoplarse con la primera lente. La primera lente presenta una óptica de potencia positiva con un

primer eje óptico. La segunda lente presenta una superficie anterior y una superficie posterior opuesta. Una parte central de la segunda lente define una óptica de potencia de superficie negativa con un segundo eje óptico, mientras que una parte periférica de la superficie anterior define una óptica de potencia de superficie positiva. El primer eje óptico y el segundo eje óptico se desvían uno con respecto al otro cuando se acoplan las lentes primera y segunda.

5 En algunos casos, el primer eje óptico y el segundo eje óptico se extienden sustancialmente paralelos entre sí, pero se desvían una distancia de entre aproximadamente 0,05 mm y aproximadamente 0,75 mm. En algunos casos, el primer eje óptico y el segundo eje óptico se desvían formando un ángulo oblicuo de entre aproximadamente 1 grado y aproximadamente 15 grados.

10 En algunos casos, la parte central de la segunda lente que define la óptica de potencia de superficie negativa incluye una parte de la superficie anterior. En algunos casos, la parte central de la segunda lente que define la óptica de potencia de superficie negativa incluye una parte de la superficie posterior. En algunos casos, las partes centrales de ambas superficies anterior y posterior definen la óptica de potencia de superficie negativa. En algunos casos, una parte periférica de la superficie posterior también presenta una óptica de potencia de superficie positiva de manera que las partes periféricas de las superficies anterior y posterior de la segunda lente forman una única óptica focal. En algunos casos, el intervalo de potencia de la única óptica focal formada por las partes periféricas de la segunda lente es de entre 6 dioptrías y 34 dioptrías. Con respecto a esto, en algunas disposiciones, la óptica de potencia positiva de la primera lente presenta un primer diámetro y la segunda lente presenta un segundo diámetro mayor que el primer diámetro de manera que, cuando se acoplan las lentes primera y segunda, la luz que pasa alrededor de la óptica de potencia positiva de la primera lente pasa a través de la única óptica focal formada por las partes periféricas de las superficies anterior y posterior de la segunda lente. La óptica de potencia positiva de la primera lente y la óptica de potencia de superficie negativa de la superficie anterior de la segunda lente proporcionan un aumento angular de entre aproximadamente 1,5X y aproximadamente 4,0X en algunas configuraciones. Con respecto a esto, la óptica de potencia positiva de la primera lente y la óptica de potencia de superficie negativa de la superficie anterior de la segunda lente pueden producir un haz de luz sustancialmente colimada dentro de la segunda lente que se proyecta sobre una parte central de la superficie posterior de la segunda lente que define una óptica de potencia de superficie positiva.

30 En algunos casos, la primera lente incluye un primer sistema háptico y la segunda lente incluye un segundo sistema háptico, donde los sistemas hápticos primero y segundo están configurados para producir la desviación entre el primer eje óptico y el segundo eje óptico. En algunas configuraciones, las lentes primera y segunda están configuradas para ser implantadas en una bolsa capsular. Con respecto a esto, los sistemas hápticos primero y segundo pueden estar configurados de manera que por lo menos una parte de la primera lente sobresale a través de una rotura capsular una vez que la bolsa capsular se envuelve de manera retráctil alrededor de los sistemas hápticos primero y segundo. Los sistemas hápticos primero y segundo están configurados en algunas disposiciones de manera que la óptica de potencia positiva de la primera lente está separado de la parte central de la superficie anterior de la segunda lente una distancia de entre aproximadamente 2,0 mm y aproximadamente 4,0 mm cuando se acoplan las lentes primera y segunda. Las lentes primera y segunda pueden plegarse para facilitar la implantación de las lentes a través de una incisión de menos de aproximadamente 4,0 mm de longitud. Con respecto a esto, las lentes primera y segunda están configuradas para insertarse utilizando un sistema de cartucho en algunas disposiciones.

45 En otra disposición, se proporciona un aparato implantable que incluye una lente anterior y una lente posterior. La lente anterior está dimensionada y conformada para ser implantada en una cámara posterior de un ojo. La lente anterior define una óptica de potencia positiva que presenta un primer eje óptico de manera que, en combinación con la córnea del ojo, la lente anterior proporciona una longitud focal trasera de entre aproximadamente 3,0 mm y aproximadamente 5,0 mm. La lente posterior está dimensionada y conformada para ser implantada en la cámara posterior del ojo en una posición posterior a la lente anterior. La lente posterior presenta una superficie anterior y una superficie posterior opuesta. Una parte central de la superficie anterior define una superficie óptica de potencia negativa que presenta un segundo eje óptico y una parte periférica de la superficie anterior define una primera superficie óptica de potencia positiva. Una parte central de la superficie posterior define una segunda superficie óptica de potencia positiva y una parte periférica de la superficie posterior define una tercera superficie óptica de potencia positiva. Las superficies ópticas de potencia positiva primera y tercera de las partes periféricas de las superficies anterior y posterior forman una única óptica focal con un intervalo de potencia de entre 6 dioptrías y 34 dioptrías. Las lentes anterior y posterior incluyen un componente háptico configurado para desviar el primer eje óptico en relación con el segundo eje óptico entre aproximadamente 0,05 mm y aproximadamente 0,75 mm cuando las lentes anterior y posterior se implantan en la cámara posterior del ojo.

60 En algunos casos, las lentes anterior y posterior están configuradas para ser implantadas en una bolsa capsular. En algunos casos, el componente háptico de las lentes anterior y posterior está configurado de manera que por lo menos una parte de la lente anterior sobresale a través de una rotura capsular una vez que la bolsa capsular se envuelve de manera retráctil alrededor de las lentes anterior y posterior. Además, el componente háptico de las lentes anterior y posterior puede estar configurado de manera que la lente anterior está separada de la lente posterior una distancia de entre aproximadamente 2,0 mm y aproximadamente 4,0 mm cuando las lentes anterior y posterior se implantan en la cámara posterior del ojo. Las lentes anterior y posterior pueden plegarse para facilitar la implantación a través de una incisión de menos de aproximadamente 4,0 mm de longitud, en algunos casos.

En otra disposición, se proporciona un procedimiento para mejorar la visión de un paciente afectado por degeneración macular asociada a la edad (DMAE) y otros problemas de visión. El procedimiento incluye implantar un sistema de lente intraocular en una bolsa capsular de manera que un primer eje óptico de una primera lente se desvía con respecto a un segundo eje óptico de una segunda lente. El sistema se implanta de manera que la primera lente y una parte central de la segunda lente proyectan una imagen aumentada sobre una parte descentrada de la retina y de manera que una parte periférica de la segunda lente actúa como única óptica focal con un intervalo de potencia de entre 6 dioptrías y 34 dioptrías y proyecta imágenes periféricas sobre la retina. En algunos casos, el procedimiento incluye además identificar una parte dañada de la retina y orientar las lentes primera y segunda dentro de la bolsa capsular de manera que la desviación del primer eje óptico y el segundo eje óptico dirige la imagen aumentada lejos de la parte dañada de la retina. En algunas disposiciones, la desviación del primer eje óptico y el segundo eje óptico dirige la imagen aumentada lejos de por lo menos una parte de la fovea de la retina y hacia una parte periférica de la retina. Las lentes primera y segunda se insertan en la cámara posterior del ojo por separado en algunos casos. En algunas formas de realización, las lentes primera y segunda se insertan en la cámara posterior del ojo utilizando un sistema de cartucho. Además, en algunas disposiciones, la bolsa capsular se envuelve de manera retráctil alrededor de las lentes primera y segunda. Con respecto a esto, la primera lente se implanta de manera que por lo menos una parte de la primera lente sobresale fuera de una rotura capsular una vez que las lentes primera y segunda se envuelven de manera retráctil por parte de la bolsa capsular.

Generalmente, los dispositivos de la presente divulgación abordan las necesidades de los pacientes con DMAE y otros con baja visión proporcionando una imagen retiniana aumentada mientras que mantienen un gran campo visual de vista. Además, los dispositivos de la presente divulgación permiten la dirección de la imagen retiniana aumentada lejos de las partes dañadas de la retina y hacia partes sanas, o por lo menos más sanas, de la retina. Los dispositivos de la presente divulgación también están configurados para ser implantados dentro del ojo utilizando procedimientos quirúrgicos mínimamente invasivos. Otros aspectos, características y ventajas de la presente divulgación resultarán evidentes a partir de la siguiente descripción detallada.

Breve descripción de los dibujos

Las formas de realización ilustrativas de la presente divulgación se describirán con referencia a los dibujos adjuntos, de los que:

La figura 1 es una vista lateral en sección transversal esquemática de un ojo con un sistema de lente intraocular implantado según un aspecto de la presente divulgación.

La figura 2 es una vista lateral en sección transversal del sistema de lente intraocular de la figura 1.

La figura 3 es una vista en perspectiva desde arriba de una lente del sistema de lente intraocular de las figuras 1 y 2.

La figura 4 es una vista en perspectiva desde abajo de la lente de la figura 3.

La figura 5 es una vista desde arriba de la lente de las figuras 3 y 4.

La figura 6 es una vista lateral de la lente de las figuras 3, 4, y 5.

La figura 7 es una vista en perspectiva desde arriba de otra lente del sistema de lente intraocular de las figuras 1 y 2.

La figura 8 es una vista en perspectiva desde abajo de la lente de la figura 7.

La figura 9 es una vista lateral de la lente de las figuras 7 y 8.

La figura 10 es una vista desde arriba de la lente de las figuras 7, 8, y 9.

La figura 11 es una vista desde abajo de la lente de las figuras 7, 8, 9, y 10.

La figura 12 es una vista lateral en sección transversal esquemática del ojo con el sistema de lente intraocular implantado de la figura 1 que ilustra la proyección de una imagen retiniana aumentada a una ubicación descentrada de la retina según un aspecto de la presente divulgación.

La figura 13 es una vista lateral en sección transversal esquemática de un ojo con un sistema de lente intraocular implantado según otro aspecto de la presente divulgación.

La figura 14 es una vista en perspectiva desde arriba del sistema de lente intraocular de la figura 13.

La figura 15 es una vista en perspectiva desde arriba de una lente del sistema de lente intraocular de las figuras 13 y 14.

La figura 16 es una vista en perspectiva desde abajo de la lente de la figura 15.

La figura 17 es una vista lateral de la lente de las figuras 15 y 16.

La figura 18 es una vista frontal de la lente de las figuras 15, 16, y 17.

La figura 19 es una vista desde arriba de la lente de las figuras 15, 16, 17, y 18.

La figura 20 es una vista lateral en sección transversal esquemática del ojo con el sistema de lente intraocular implantado de la figura 13 que ilustra la proyección de una imagen retiniana aumentada a una ubicación descentrada de la retina según un aspecto de la presente divulgación.

La figura 21 es una vista en perspectiva en sección transversal de un sistema de lente intraocular según otro aspecto de la presente divulgación.

La figura 22 es una vista en perspectiva desde arriba de una lente para su utilización en un sistema de lente intraocular según otro aspecto de la presente divulgación.

La figura 23 es una vista en perspectiva desde arriba de una lente para su utilización en un sistema de lente intraocular según aún otro aspecto de la presente divulgación.

Descripción detallada

Para los fines de mejorar la comprensión de los principios de la presente divulgación, ahora se hará referencia a las formas de realización ilustradas en los dibujos, y se utilizará un vocabulario específico para describir las mismas. No obstante, se entenderá que no se pretende limitar el alcance de la divulgación. Se contempla que cualquier alteración y modificación adicional a los dispositivos, instrumentos, procedimientos descritos y cualquier aplicación adicional de los principios de la presente divulgación se le ocurrirá normalmente a un experto en la materia a la que se refiere la divulgación. En particular, se contempla completamente que las características, componentes y/o etapas descritas con respecto a una forma de realización pueden combinarse con las características, componentes y/o etapas descritas con respecto a otras formas de realización de la presente divulgación.

En referencia a la figura 1, se muestra en ella una disposición 100 que ilustra aspectos de la presente divulgación. Con respecto a esto, la figura 1 es una vista lateral en sección transversal esquemática de un ojo 102. El ojo 102 incluye una córnea 104, una cámara anterior 106 y una cámara posterior 108. Una bolsa 110 capsular se ilustra en la cámara posterior 108. El ojo 102 incluye además una retina 112, que incluye la mácula 114 y la fovea 116. En general, el ojo 102 representa el ojo de un paciente con DMAE u otro con baja visión al que se refiere la presente divulgación. Un sistema de lente intraocular 120 se implanta en la cámara posterior 108. En particular, la lente intraocular 120 se implanta dentro de la bolsa 110 capsular. Tal como se muestra, el sistema de lente intraocular 120 incluye una lente anterior 122 y una lente posterior 124.

En referencia ahora a las figuras 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 y 11, se comentarán en mayor detalle aspectos del sistema de lente intraocular. Con respecto a esto, la figura 2 es una vista lateral en sección transversal de las lentes anterior y posterior 122, 124 del sistema de lente intraocular 120, las figuras 3, 4, 5 y 6 son, respectivamente, vistas en perspectiva desde arriba, en perspectiva desde abajo, desde arriba y lateral de la lente anterior 122, y las figuras 7, 8, 9, 10 y 11 son, respectivamente, vistas en perspectiva desde arriba, en perspectiva desde abajo, lateral, desde arriba y desde abajo de la lente posterior 124.

En referencia más particularmente a las figuras 2, 3, 4, 5 y 6, la lente anterior 122 incluye una óptica 126. La óptica 126 es una óptica positiva en potencia. En la forma de realización ilustrada, la óptica 126 es biconvexa. Es decir, las superficies anterior y posterior de la óptica 126 son convexas. En algunas formas de realización, la óptica 126 presenta una longitud focal de entre aproximadamente 3,0 mm y aproximadamente 7,0 mm y, en algunos casos, de entre aproximadamente 5,0 mm y aproximadamente 6,0 mm.

La lente anterior 122 también incluye el componente háptico 128. En sentido general, el componente háptico 128 está configurado para desviar la óptica 126 tal como se comentará en mayor detalle más adelante. En algunos casos, el componente háptico 128 es transparente o translúcido y no proporciona sustancialmente potencia óptica. En la forma de realización ilustrada, el componente háptico 128 presenta un reborde 130 que define un límite exterior 131. En la forma de realización ilustrada, el límite exterior 131 presenta un perfil sustancialmente circular centrado alrededor de un punto central 132, tal como se observa mejor en la figura 5. El límite exterior 131 está definido por un radio 133 que se extiende desde el punto central. Generalmente, el radio 133 es de entre aproximadamente 3,0 mm y aproximadamente 5,5 mm y, en algunos casos, es de entre aproximadamente 4,2 mm y aproximadamente 4,8 mm.

Extendiéndose hacia dentro desde el reborde 130 están los brazos 134 y 136. Los brazos 134, 136 conectan el reborde 130 a una zona de montaje 138. La zona de montaje 138 está configurada para montar la óptica 126 en una orientación apropiada. Con respecto a esto, el componente háptico 128 está configurado para colocar la óptica 126 de manera que está desviado en relación con el punto central 132. En particular, la óptica 126 se centra alrededor de un punto central 140 que está desviado con respecto al punto central 132 una distancia 142. En algunas formas de realización, la distancia 142 es de entre aproximadamente 0,05 mm y aproximadamente 0,75 mm. Cuando la óptica 126 se centra alrededor del punto central 140, un eje óptico 144 de la óptica 126 se extiende a través del punto central 140, tal como se muestra en las figuras 2 y 6. En referencia de nuevo a la figura 5, en la forma de realización ilustrada, la zona de montaje 138 presenta un perfil exterior generalmente circular centrado alrededor del punto central 140. Por consiguiente, la zona de montaje 138 está desviada en relación con el punto central 132. Con respecto a esto, los brazos 134, 136 presentan diferentes longitudes para acomodar la posición de desviación de la zona de montaje 138 y la óptica 126. En la forma de realización ilustrada, el brazo 134 es más corto que el brazo 136. Aunque se ilustran los dos brazos 134, 136, se entiende que puede utilizarse cualquier número de conexiones entre el reborde 130 y la zona de montaje 138.

En referencia más particularmente a las figuras 2, 7, 8, 9, 10 y 11, se comentarán aspectos de la lente posterior 124. En sentido general, la lente posterior 124 incluye la óptica 146 y componente háptico 148. En la forma de realización ilustrada, el componente háptico 148 incluye un reborde 150 que define un límite exterior 151 y un límite interior 152. En la forma de realización ilustrada, el límite exterior 151 y el límite interior 152 presentan perfiles sustancialmente circulares centrados alrededor de un punto central 154, tal como se observa mejor en la figura 10. Tal como se muestra en la figura 10, el límite interior 152 está definido generalmente por un radio 156 que se extiende desde el punto central 154. Con respecto a esto, el radio 156 es sustancialmente igual al radio 133 de la lente anterior 122 para permitir el montaje de la lente anterior 122 dentro del reborde 150. El componente háptico 148 de la lente posterior 124 también incluye una superficie 158 que se extiende hacia dentro desde el reborde 150. En algunos casos, la superficie 158 está configurada para acoplarse con una superficie inferior del reborde 130 de la lente anterior 122. Con respecto a esto, la superficie 158 es sustancialmente plana en algunas formas de realización. La superficie 158 se extiende sustancialmente perpendicular al límite interior 152 en la forma de realización ilustrada. Sin embargo, en otros casos, la superficie 158 se extiende formando un ángulo oblicuo en relación con el límite interior 152.

Tal como se muestra en la figura 2, la óptica 146 incluye una superficie anterior 160 y una superficie posterior 162. En referencia a las figuras 7 y 10, la superficie anterior 160 incluye una parte central 164 rodeada por una parte periférica 166. En la forma de realización ilustrada, la parte central 164 presenta un perfil generalmente circular definido por un radio 168 que se extiende desde el punto central 154. Con respecto a esto, el radio 168 es generalmente de entre aproximadamente 0,5 mm y aproximadamente 4,0 mm. En relación con la superficie anterior 160 como un todo, la parte central 164 constituye generalmente entre aproximadamente el 10% y aproximadamente el 70% del área superficial total de la superficie anterior 160. La parte central 164 define una óptica de superficie de potencia negativa. Por consiguiente, en la forma de realización ilustrada, la parte central 164 de la superficie anterior 160 es cóncava. La parte periférica 166 define una óptica de superficie de potencia positiva. Por consiguiente, en la forma de realización ilustrada, la parte periférica 166 es convexa. La transición entre la parte central 164 y la parte periférica 166 puede ser una transición alisada o redondeada, una transición abrupta (por ejemplo, de manera que la transición define un borde) y/o combinaciones de las mismas.

En referencia más particular a la figura 11, la superficie posterior 162 incluye de manera similar una parte central 170 rodeada por una parte periférica 172. En la forma de realización ilustrada, la parte central 170 presenta un perfil generalmente circular definido por un radio 174 que se extiende desde el punto central 154. Con respecto a esto, el radio 174 es generalmente de entre aproximadamente 0,5 mm y aproximadamente 4,0 mm. En relación con la superficie posterior 162 como un todo, la parte central 170 constituye generalmente entre aproximadamente el 10% y aproximadamente 70% del área superficial total de la superficie posterior 162. En algunos casos, el radio 174 que define la parte central 170 de la superficie posterior 162 es sustancialmente igual al radio 168 que define la parte central 164 de la superficie anterior 160. En otros casos, el radio 174 es mayor o menor que el radio 168 de manera que la parte central 170 de la superficie posterior 162 es de manera correspondiente mayor o menor que la parte central 164 de la superficie anterior 160.

La parte central 170 de la superficie posterior 162 define una óptica de superficie de potencia positiva. Por consiguiente, en la forma de realización ilustrada, la parte central 170 de la superficie posterior 162 es convexa. De manera similar, la parte periférica 172 de la superficie posterior 162 también define una óptica de superficie de potencia positiva. Por consiguiente, en la forma de realización ilustrada, la parte periférica 172 también es convexa. La transición entre la parte central 170 y la parte periférica 172 puede ser una transición alisada o redondeada, una transición abrupta (por ejemplo, de manera que la transición define un borde) y/o combinaciones de las mismas. La parte central 170 está delimitada en línea discontinua para ilustrar el hecho de que la parte central 170 y la parte periférica 172 son partes de una única superficie óptica continua en algunos casos. Con respecto a esto, no hay transición visible entre la parte central 170 y la parte periférica 172 en algunos casos. Además, en algunos casos, la parte central 170 y la parte periférica 172 presentan la misma potencia óptica positiva.

Generalmente, la parte central 164 de la superficie anterior 160 y la parte central 170 de la superficie posterior 162 proyectan una imagen aumentada hacia la retina 112. Tal como se comenta más adelante, en algunos casos la parte central 164 proyecta un haz de luz sustancialmente colimada hacia la parte central 170, que entonces proyecta una imagen resultante aumentada hacia la retina 112. Además, en algunas formas de realización, las partes periféricas 166, 172 de las superficies anterior y posterior 160, 162 forman juntas una única óptica focal. Con respecto a esto, las partes periféricas 166, 172 proporcionan un intervalo de potencia de entre aproximadamente 6 dioptrías y aproximadamente 34 dioptrías en algunos casos. La resistencia particular de la única óptica focal formada por las partes periféricas 166, 172 puede seleccionarse basándose en la necesidad del paciente. Con respecto a esto, las partes periféricas 166, 172 de la lente posterior 124 se utilizan para proyectar imágenes del campo de visión periférico sobre la retina en algunos casos.

Generalmente, la óptica 146 definida por la superficie anterior 160 y la superficie posterior 162 comparten un eje óptico 176 común, tal como se muestra en la figura 9. El eje óptico 176 generalmente se extiende a través del punto central 154 de la lente posterior 124. Tal como se muestra en las figuras 1 y 2, cuando la lente anterior 122 se acopla con la lente posterior 124, el eje óptico 144 de la lente anterior se desvía con respecto al eje óptico 176 de la lente posterior una distancia 178. Con respecto a esto, el acoplamiento del límite exterior 131 del reborde 130 de la lente anterior 122 con el límite interior 152 del reborde 150 de la lente posterior 124 alinea sustancialmente el punto central 132 de la lente anterior con el punto central 154 de la lente posterior. Por consiguiente, óptica 126 de la lente anterior 122 se desvía con respecto a la óptica 146 de la lente posterior una distancia igual a la distancia de desviación de la óptica 126 en relación con el punto central 132. Puesto que el eje óptico 176 de la lente posterior se extiende desde el punto central 154, la distancia de desviación 178 entre los ejes ópticos 144, 176 es sustancialmente igual a la distancia de desviación 142. Por consiguiente, en algunos casos, la distancia de desviación 178 es de entre aproximadamente 0,05 mm y aproximadamente 0,75 mm. Tal como se muestra en la figura 2, cuando la lente anterior 122 se acopla con la lente posterior 124, la óptica 126 de la lente anterior está separada de la óptica 146 de la lente posterior una distancia 180. Con respecto a esto, la distancia 180 representa la distancia entre la parte más posterior de la óptica 126 y la parte más anterior de la óptica 146. En algunos casos, la distancia 180 es de entre aproximadamente 2,0 mm y aproximadamente 4,0 mm, pero puede estar fuera de este intervalo en algunos casos. En algunos casos, la distancia 180 se determina basándose en la longitud focal de la óptica 126. Con respecto a esto, la distancia 180 puede seleccionarse de manera que el punto focal de la óptica 126 se encuentre dentro de la óptica 146 de la lente posterior 124.

En referencia ahora a la figura 12, la desviación la óptica 126 de la lente anterior 122 y la óptica 148, en particular las partes centrales 164, 170, de la lente posterior 124 da como resultado una desviación correspondiente en la imagen proyectada sobre la retina 112. En particular, la luz 182 que representa un campo de visión central entra en el ojo 102 y pasa a través de la córnea 104 y al interior de la óptica 126 de la lente anterior 122. La óptica 126 enfoca la luz 182 hacia la parte central 164 de la superficie anterior 160 de la lente posterior. En algunos casos, la córnea 104, la óptica 126 y la parte central 164 forman un telescopio galileano afocal que presenta un aumento angular en el intervalo de 1,5X a 4,0X. Con respecto a esto, la córnea, la óptica 126 y la parte central 164 producen un haz de luz sustancialmente colimada dentro de la lente posterior 124 que se dirige hacia la parte central 170 de la superficie posterior 162, en algunas formas de realización. La luz pasa a través de la parte central 170 de la superficie posterior 162 y se proyecta sobre la retina 112. Con respecto a esto, la distancia de desviación 178 entre los ejes ópticos 144 y 176 determina la cantidad de desviación de la imagen aumentada resultante 184 en relación con un punto central de la fovea. En general, cuanto mayor es la distancia de desviación 178, mayor es la cantidad de desviación de la imagen aumentada resultante 184. Con respecto a esto, se contempla que un kit quirúrgico para el sistema de lente intraocular 120 puede incluir una pluralidad de lentes anteriores 122 que presentan diferentes desviaciones de manera que puede seleccionarse una lente anterior con la cantidad apropiada de desviación para un paciente particular.

Adicionalmente, además de la cantidad de desviación de la imagen resultante 184, también puede seleccionarse la dirección de la desviación. Con respecto a esto, en algunos casos, la lente anterior 122 se orienta en relación con la lente posterior 124 de manera que la imagen aumentada 184 producida por el sistema de lente intraocular 120 se dirige lejos de una parte dañada de la mácula 114, tal como a toda o a una parte de la fovea 116, y hacia una parte más sana de la retina 112. Con respecto a esto, puede hacerse rotar la lente anterior 122 en relación con la lente posterior 124 para ajustar la dirección de la desviación. La lente anterior 122 puede hacerse rotar 360 grados en relación con la lente posterior 124 de manera que la imagen aumentada 184 puede dirigirse hacia arriba, hacia abajo, hacia la izquierda, hacia la derecha y/o combinaciones de los mismos. En la forma de realización ilustrada, los perfiles circulares de los rebordes 130 y 150 dan como resultado que la cantidad de desviación sea sustancialmente constante. Sin embargo, proporcionando una pluralidad de lentes anteriores con diferentes cantidades de desviación, tal como se comentó anteriormente, y el hecho de que la dirección de desviación puede seleccionarse a través de la rotación de la lente anterior en relación con la lente posterior, la dirección y la magnitud de la desviación puede adaptarse generalmente para ajustarse a las necesidades de cualquier paciente con DMAE u otro con baja visión.

Para facilitar la orientación apropiada de las lentes 122, 124 y, en particular, de la óptica 126 de la lente anterior 122, una o ambas lentes 122, 124 pueden incluir marcas, un índice y/u otra(s) característica(s) para indicar una posición relativa de las lentes. Con respecto a esto, las marcas, el índice y/u otra(s) característica(s) pueden indicar a un

cirujano la dirección de desviación de la óptica 126 y, de ese modo, la dirección en la que se dirigirá la imagen aumentada resultante 184 del sistema intraocular en relación con un punto central de la fóvea. Por consiguiente, si por ejemplo, el paciente presenta daño en un cuadrante izquierdo inferior de la fóvea, las lentes 122, 124 pueden orientarse para dirigir la imagen aumentada 184 hacia el cuadrante derecho superior de la fóvea y partes circundantes de la mácula y la retina. En algunos casos, las marcas, el índice y/u otra(s) característica(s) forman parte del reborde 130 de la lente anterior 122. En algunos casos, se utiliza la estructura del componente háptico 128 de la lente anterior 122 para indicar al cirujano o profesional sanitario la dirección de desviación de la óptica 126. La identificación de las partes de la fóvea, la mácula y/o la retina que están dañadas y, por tanto, la dirección apropiada para desviar la imagen aumentada 184 puede determinarse utilizando técnicas convencionales (por ejemplo, examen de la visión de la retina) antes de la implantación del sistema de lente intraocular 120. Con respecto a esto, un programa de cálculo puede proponer una posición sugerida para la imagen aumentada 184 y proporcionar la orientación correspondiente de las lentes 122, 124 basándose en datos recibidos de las pruebas previas a la implantación. Alternativamente, el sistema de lente intraocular 120 puede implantarse y luego girarse o ajustarse para proporcionar la mejor visión para el paciente. Con respecto a esto, la orientación de las lentes 122, 124 puede ajustarse tras la implantación para acomodarse a cambios futuros en la visión del paciente. Por ejemplo, si la propia zona seleccionada inicialmente para recibir la imagen aumentada 184 llega a dañarse, entonces puede identificarse la otra zona adecuada y puede ajustarse la orientación de las lentes 122, 124 para dirigir allí la imagen aumentada. De este modo, el sistema de lente intraocular 120 puede adaptarse a las necesidades del paciente incluso mucho después de la implantación inicial.

La imagen aumentada 184 comentada anteriormente generalmente la produce la óptica 126 de la lente anterior 122 y las partes centrales 164, 170 de la lente posterior 124. Con respecto a esto, la imagen aumentada 184 es de un campo de visión central y, lo que es más importante, la imagen aumentada resultante 184 no ocupa todo el campo de visión del paciente. En cambio, la imagen aumentada 184 se proyecta sólo sobre una parte de la retina 112 de manera que también se proyectan sobre la retina imágenes procedentes del campo de visión periférico. Con respecto a esto, la luz que pasa al interior del ojo que representa el campo de visión periférico elude la óptica 126 de la lente anterior 122 y pasa a través de las partes periféricas 166, 172 de la lente posterior. Tal como se comentó anteriormente, las partes periféricas 166, 172 forman juntas una única óptica focal que se utiliza para proyectar la luz representativa del campo de visión periférico sobre la retina. Con respecto a esto, las partes periféricas 166, 172 proporcionan un intervalo de potencia de entre aproximadamente 6 dioptrías y aproximadamente 34 dioptrías en algunos casos. La resistencia particular de la única óptica focal formada por las partes periféricas 166, 172 puede seleccionarse basándose en la necesidad del paciente. Por consiguiente, el sistema de lente intraocular 120 proporciona al paciente una imagen aumentada mejorada 184 del campo de visión central sin producir visión en túnel, proporcionando todavía el campo de visión periférico a las partes circundantes de la retina.

En algunos casos, la desviación de la imagen aumentada 184 se utiliza para evitar el escotoma en el campo visual. Por ejemplo, la desviación de la imagen 184 es particularmente útil para los pacientes con DMAE que se han sometido a cirugías de translocación macular. Con respecto a esto, la translocación macular es una técnica quirúrgica diseñada para trasladar la zona de la retina responsable de la visión fina (mácula) lejos de las capas subyacentes enfermas (el epitelio pigmentario de la retina y la coroides). Generalmente, la mácula se traslada a una zona en la que estos tejidos subyacentes están más sanos. Para pacientes que se han sometido a cirugías de translocación macular, su línea de vista normal ya no está alineada con su mácula. Por consiguiente, el ojo tratado mediante translocación macular podría mostrar indeseables apariciones de "tropía", tales como "esotropía" o "exotropía". Además, en los casos en los que se ha tratado ambos ojos del paciente con cirugías de translocación macular, puede haber un impacto negativo de la función de visión deseada. Por ejemplo, si el ojo izquierdo necesita mirar hacia arriba para ver mejor y el ojo derecho necesita mirar hacia abajo para ver mejor, entonces el paciente lo tendrá difícil para ver claramente con ambos ojos porque tales movimientos oculares binoculares son difíciles de realizar. Redirigir la ubicación de imagen retiniana puede reducir o corregir las apariciones de "tropía" reubicando la línea de vista a una nueva ubicación macular. Además, los sistemas de lentes intraoculares de la presente divulgación permiten redirigir la ubicación de imagen retiniana para cada ojo, de manera que en el caso de translocación macular doble, se elimina o se reduce enormemente la necesidad de movimientos oculares binoculares.

Las lentes 122, 124 del sistema de lente intraocular 120 están configuradas para ser implantadas en la bolsa 110 capsular en la cámara posterior 108 del ojo 102 utilizando técnicas mínimamente invasivas. Por consiguiente, el sistema de lente intraocular evita las complicaciones asociadas con un sistema de combinación de cámara anterior y cámara posterior, mientras que todavía proporciona los beneficios de las técnicas quirúrgicas mínimamente invasivas. Con respecto a esto, las lentes 122, 124 están configurados para ser implantados a través de una incisión o rotura capsular que presenta una longitud de menos de aproximadamente 4,0 mm y, normalmente, de menos de 3,5 mm. En algunos casos, las lentes 122, 124 están configuradas para ser implantadas utilizando un sistema de cartucho, incluidos los sistemas de cartucho de Alcon disponibles comercialmente. En algunos casos, las lentes 122, 124 se acoplan entre sí antes de la implantación. En otros casos, las lentes 122, 124 se insertan en la bolsa 110 capsular por separado. Por ejemplo, en algunas formas de realización, la lente posterior 124 se inserta en la bolsa 110 capsular. Entonces, la lente anterior 122 se inserta en la bolsa 110 capsular y se acopla con la lente posterior 124. En algunos casos, la bolsa 110 capsular se envuelve de manera retráctil alrededor de las lentes 122, 124 tras la implantación para acoplar las lentes de manera segura. Además, en algunas formas de realización, por lo menos

una parte de la óptica 126 de la lente anterior 122 está dimensionada y conformada para extenderse a través de la incisión o rotura capsular en la bolsa 110 capsular una vez que la bolsa capsular se ha envuelto de manera retráctil alrededor de las lentes. Además, en algunas formas de realización, el tamaño y la conformación de las lentes 122, 124 ayuda a impedir el crecimiento celular interlenticular. Con respecto a esto, la estructura de por lo menos la lente anterior facilita el contacto más fácil entre las capas capsulares anteriores y la cápsula posterior. En algunos casos, el diámetro de la óptica 126 al ser más pequeño que la abertura de rotura capsular combinada con la separación de rama central del componente háptico da como resultado un contacto más fácil con las capas capsulares anteriores, limitando o impidiendo de ese modo el crecimiento celular interlenticular no deseado. En algunos casos, la envoltura de manera retráctil de la bolsa 110 capsular alrededor de las lentes 122, 124 sella el espacio circunferencial alrededor de la óptica de las lentes para impedir el crecimiento celular interlenticular.

En referencia a la figura 13, se muestra en ella una disposición 200 que ilustra una forma de realización alternativa de la presente divulgación. Específicamente, un sistema de lente intraocular 220 se implanta dentro de la bolsa 110 capsular en la cámara posterior 108 del ojo 102. Tal como se muestra, el sistema de lente intraocular 220 incluye una lente anterior 222 y una lente posterior 224. En sentido general, el sistema de lente intraocular 220 proporciona funcionalidad similar a la del sistema de lente intraocular 120 descrito anteriormente. Por ejemplo, el sistema de lente intraocular 220 proporciona una imagen retiniana aumentada que se dirige lejos de una parte dañada de la mácula 114, tal como a toda o a una parte de la fovea 116, mientras que todavía proporciona imágenes periféricas a la retina. Sin embargo, en lugar de presentar el eje óptico de la lente anterior 222 desviado en relación con el eje óptico de la lente posterior 224 una distancia particular (extendiéndose los ejes ópticos sustancialmente paralelos entre sí), el eje óptico de la lente anterior está formando un ángulo oblicuo en relación con el eje óptico de la lente posterior en el sistema de lente intraocular 220.

En referencia ahora a las figuras 14, 15, 16, 17, 18 y 19, se comentarán en mayor detalle aspectos del sistema de lente intraocular 220. Con respecto a esto, en la forma de realización ilustrada, la lente posterior 224 es sustancialmente similar a la lente posterior 124 comentada anteriormente y, por tanto, no se comentará en detalle en este caso. Por consiguiente, el presente enfoque será en cuanto a las características de la lente anterior 224. Con respecto a esto, la figura 14 es una vista en perspectiva desde arriba de las lentes anterior y posterior 222, 224 del sistema de lente intraocular 220, mientras que las figuras 15, 16, 17, 18 y 19 son, respectivamente, vistas en perspectiva desde arriba, en perspectiva desde abajo, lateral, frontal y desde arriba de la lente anterior 222.

Tal como se muestra, la lente anterior 222 incluye una óptica 226. La óptica 226 es una óptica positiva en potencia. En la realización ilustrada, la óptica 226 es biconvexa. Es decir, las superficies anterior y posterior de la óptica 226 son convexas. En algunas formas de realización, la óptica 226 presenta una longitud focal de entre aproximadamente 3,0 mm y aproximadamente 7,0 mm y, en algunos casos, la longitud focal es de entre aproximadamente 5,0 mm y aproximadamente 6,0 mm.

La lente anterior 222 también incluye el componente háptico 228. En sentido general, el componente háptico 228 está configurado para desviar angularmente la óptica 226, tal como se comentará en mayor detalle más adelante. En algunos casos, el componente háptico 228 es transparente o translúcido y no proporciona sustancialmente potencia óptica. En la forma de realización ilustrada, el componente háptico 228 presenta un reborde 230 que define un límite exterior 232 y un límite interior 234. En la forma de realización ilustrada, el reborde 230 presenta un grosor sustancialmente constante 236 entre el límite exterior 232 y el límite interior 234. Con respecto a esto, el límite exterior 232 y el límite interior 234 presentan perfiles sustancialmente circulares centrados alrededor de un punto central 238, tal como se observa mejor en la figura 19. En algunos casos, el límite exterior presenta un radio de entre aproximadamente 3,0 mm y aproximadamente 5,5 mm y, en algunos casos, es de entre aproximadamente 4,2 mm y aproximadamente 4,8 mm. Sin embargo, en otras formas de realización, el reborde 230 presenta otros perfiles. Por ejemplo, la figura 21 ilustra una forma de realización de una lente anterior 400 según otro aspecto de la presente divulgación. Con respecto a esto, la lente 400 es similar a la lente anterior 222, excepto porque se han eliminado partes de lados opuestos de la lente de manera que el límite exterior de la lente define un perfil generalmente rectangular con bordes redondeados. En algunas formas de realización, las partes de extremo redondeadas presentan un perfil parcialmente circular, similar al del reborde 230, de manera que la lente 400 puede interconectar con una lente posterior (tal como las lentes 124 y 224) de manera similar.

Extendiéndose hacia dentro desde el reborde 230 están los brazos 240, 242 y 244. Los brazos 240, 242, 244 conectan el reborde 230 a una zona de montaje 246. En la forma de realización ilustrada, los brazos 240, 242, 244 presentan longitudes sustancialmente iguales. Aunque se ilustran los tres brazos 240, 242 y 244, se entiende que puede utilizarse cualquier número de conexiones entre el reborde 230 y la zona de montaje 246. Por ejemplo, la figura 22 muestra una forma de realización de una lente anterior 500 según otro aspecto de la presente divulgación. Con respecto a esto, la lente 500 es sustancialmente similar a la lente 222, excepto porque la lente 500 sólo presenta dos brazos que conectan el reborde a la zona de montaje donde está colocada la óptica. En referencia de nuevo a la figura 19, la zona de montaje 246 está configurada para montar la óptica 226 en una orientación apropiada. Con respecto a esto, el componente háptico 228, que incluye la zona de montaje 246, está configurado para colocar la óptica 126 de manera que esté desviada angularmente en relación con la óptica de la lente posterior cuando las lentes anterior y posterior se acoplan entre sí.

Tal como se observa mejor en la figura 17, en la forma de realización ilustrada, el componente háptico 228 de la lente anterior 222 define un extremo 248 del reborde 230 que presenta una altura o grosor 250 y un extremo opuesto 252 que presenta una altura o grosor 254. Con respecto a esto, la altura 250 es mayor que la altura 254 de manera que el reborde 230 presenta sección decreciente entre el extremo 248 y el extremo 252. Tal como se muestra, el reborde 230 presenta una sección decreciente continua y constante entre los extremos 248, 252 en la forma de realización ilustrada. Puesto que los brazos 240, 242, 244 están separados alrededor de la circunferencia del reborde 230 y son de longitud sustancialmente igual, la zona de montaje 246 está formando un ángulo en una cantidad que coincide con la sección decreciente del reborde 230. Por consiguiente, la cantidad de ángulo de la zona de montaje 246 puede ajustarse cambiando las alturas relativas entre los extremos 248 y 252. En la forma de realización ilustrada, la óptica 226 se monta en la zona de montaje 246 de manera que también está formando un ángulo para coincidir con la sección decreciente del reborde 230. Con respecto a esto, la óptica 226 define un eje óptico 256 que se extiende formando un ángulo oblicuo 258 en relación con un eje 260 que se extiende sustancialmente perpendicular a una superficie inferior 262 de la lente anterior 222, tal como se observa mejor en las figuras 13 y 17. Con respecto a esto, la superficie inferior 262 es una superficie generalmente plana configurada para acoplarse con una superficie de la lente posterior 224 similar a la superficie 158 de la lente posterior 124 comentada anteriormente. Generalmente, el ángulo oblicuo 258 es de entre aproximadamente 0,5 grados y aproximadamente 15 grados, pero puede estar fuera de este intervalo en algunos casos.

En algunos casos, el eje 260 se alinea sustancialmente con un eje óptico de la óptica de la lente posterior 224 cuando se acoplan la lente anterior 222 y la lente posterior. En otros casos, el eje 260 y el eje óptico de la óptica de la lente posterior 224 se extienden sustancialmente paralelos entre sí, pero están separados una distancia de entre aproximadamente 0,05 mm y aproximadamente 1,5 mm. En tales formas de realización, el eje óptico 256 de la óptica 226 se desvía con respecto al eje óptico de la óptica de la lente posterior en orientaciones tanto angular como en distancia. Generalmente, se selecciona la desviación angular y/o en distancia particular entre los ejes ópticos de las lentes anterior y posterior 222, 224 con el fin de proyectar una imagen aumentada a una parte deseada de la retina 112.

En referencia ahora a la figura 20, la desviación angular de la óptica 226 de la lente anterior 222 en relación con un eje óptico de la óptica de la lente posterior 124 da como resultado una desviación correspondiente en la imagen proyectada sobre la retina 112. En particular, la luz 264 que representa un campo de visión central entra en el ojo 102 y pasa a través de la córnea 104 y al interior de la óptica 226 de la lente anterior 222. La óptica 226 enfoca la luz 264 hacia la lente posterior 224, que proyecta una imagen aumentada 266 sobre la retina 112. Con respecto a esto, el ángulo 258 de la desviación entre el eje óptico 256 de la óptica 226 y el eje óptico de la lente posterior 224 determina la cantidad de desviación de la imagen aumentada resultante 266 en relación con un punto central de la fóvea. En general, cuanto mayor es el ángulo 258, mayor es la cantidad de desviación de la imagen aumentada resultante 266, suponiendo que la lente anterior 222 se centra alrededor de la lente posterior 224 de manera que el eje óptico de la lente posterior 224 coincide sustancialmente con el eje 260. Se contempla que un kit quirúrgico para el sistema de lente intraocular 220 puede incluir una pluralidad de lentes anteriores 222 que presentan diferentes desviaciones angulares de manera que puede seleccionarse una lente anterior con la cantidad apropiada de desviación para un paciente particular. Generalmente, las lentes 222, 224 pueden manipularse de manera similar a las lentes 122 y 124, comentadas anteriormente, con el fin de ajustar la posición de la imagen aumentada 266 en la retina.

En referencia ahora a la figura 21, se muestra en ella una vista en perspectiva en sección transversal de un sistema de lente intraocular 320 según otra forma de realización de la presente divulgación. Con respecto a esto, el sistema de lente intraocular 320 incluye una lente anterior 322 y una lente posterior 324. La lente anterior 322 incluye una óptica positiva en potencia 326 similar a las ópticas 126 y 226 anteriores. La lente anterior 322 incluye además el componente háptico 328. El componente háptico 328 incluye un brazo 330, tal como se muestra. Se entiende que la lente anterior 322 incluye otro brazo (no mostrado) similar al brazo 330 en la otra mitad de la lente anterior 322 no ilustrado en la figura 21. La lente posterior 324 incluye la óptica 332 que es similar a la óptica de lente posterior 124 comentado anteriormente. La lente posterior 324 también incluye el componente háptico 334. El componente háptico 334 incluye un brazo 336, tal como se muestra. Se entiende que la lente posterior 324 incluye otro brazo (no mostrado) similar al brazo 336 en la otra mitad de la lente posterior 324 no ilustrado en la figura 21. Los componentes hápticos 328, 334 y, en particular, los brazos 330, 336 de las lentes anterior y posterior 322, 324 presentan propiedades que dan como resultado una desviación deseada (o bien en distancia o bien en ángulo) de los ejes ópticos de las ópticas 326, 332 de las lentes anterior y posterior. Con respecto a esto, las propiedades materiales de los componentes hápticos 328, 334, las estructuras geométricas de los componentes hápticos 328, 334, y/o combinaciones de los mismos se ajustan para lograr la desviación deseada. En algunos casos, se proporcionan una pluralidad de lentes anteriores 322 y una pluralidad de lentes posteriores 324 en un kit para permitir que el personal médico que trata seleccione la combinación apropiada de las lentes para lograr la desviación deseada.

Generalmente, las lentes de los sistemas de lentes intraoculares de la presente divulgación pueden formarse de cualquier material adecuado. Por ejemplo, en algunos casos las lentes se forman de un polímero acrílico blando (por ejemplo, un material utilizado para formar lentes disponibles comercialmente vendido por Alcon con la marca comercial Acrysof®). En otras formas de realización, las lentes se forman de otros materiales biocompatibles.

5 adecuados, tales como una silicona o hidrogel. En algunos casos, el componente háptico de las lentes se forma de un material diferente al de la óptica. En tales casos, el componente háptico puede formarse de materiales poliméricos adecuados, tales como polimetilmetacrilato, polipropileno y similares. Las lentes de los sistemas de lentes intraoculares de la presente divulgación también pueden formarse de materiales dados a conocer en la patente US n.º 6.416.550, que se incorpora a la presente memoria como referencia en su totalidad. En algunos casos, las lentes pueden plegarse para facilitar la inserción utilizando técnicas quirúrgicas mínimamente invasivas. En particular, las lentes pueden estar configuradas para insertarse a través de una incisión que presenta una longitud de menos de 4,0 mm y, en algunos casos, de menos de 3,5 mm. En algunas formas de realización, las lentes están configuradas para insertarse utilizando un sistema de cartucho de lente intraocular. Además, las lentes pueden insertarse por separado o juntas. Por ejemplo, en una forma de realización, se inserta primero la lente posterior en la bolsa capsular y luego se inserta la lente anterior en la bolsa capsular y se acopla con la lente posterior.

15 Los sistemas de lentes intraoculares de la presente divulgación se utilizan en combinación con otros tratamientos en algunos casos. Por ejemplo, cuando se tratan pacientes con DMAE, puede utilizarse cualquiera de los sistemas de lente intraoculares dados a conocer conjuntamente con la administración de un fármaco para la DMAE para detener y frenar el desarrollo adicional de la DMAE. En algunos casos, el fármaco para la DMAE es una preparación farmacéutica oftálmica para el tratamiento de la degeneración macular avanzada. El fármaco para la DMAE puede estacionar y estabilizar la visión para ayudar a los sistemas de lentes intraoculares a mejorar adicionalmente la visión del paciente. Además, los sistemas de lentes intraoculares se utilizan con lentes de contacto, ablaciones refractivas y/u otros tratamientos en algunos casos.

25 Además, aunque se ha ilustrado generalmente que las superficies anteriores de las lentes posteriores forman las ópticas negativas de la lente posterior, esto es para fines ilustrativos de los principios de funcionamiento de los dispositivos y con ello no se pretende limitación alguna. En cambio, se entiende que la superficie anterior, la superficie posterior y/o combinaciones de las superficies anterior y posterior de la lente posterior se utilizan para formar las ópticas negativas en algunas formas de realización. Por ejemplo, en algunos casos, la parte central de la superficie anterior de la lente posterior es una óptica positiva y la parte central de la superficie posterior es una óptica negativa. En otros casos, partes centrales tanto de la superficie anterior como de la superficie posterior son ópticas negativas. Con respecto a esto, en algunas formas de realización en las que las partes centrales tanto de la superficie anterior como de la superficie posterior son ópticas negativas, el grado de las ópticas disminuye de manera que el total del efecto de las ópticas negativas de las superficies anterior y posterior es sustancialmente igual al de las ópticas negativas cuando sólo se utiliza una de las superficies.

35 Aunque las formas de realización descritas anteriormente se han centrado en desviar la óptica de la lente anterior utilizando diversos procedimientos (por ejemplo, distancia y ángulo), se entiende que con ello no se pretende limitación alguna. Generalmente, puede utilizarse cualquier medio para producir una imagen aumentada desviada. Además, se entiende que pueden aplicarse de manera similar los mismos principios comentados anteriormente con respecto a las lentes anteriores para desviar la óptica de la lente posterior. Por consiguiente, en algunas formas de realización, la óptica de la lente posterior se desvía utilizando las características y procedimientos descritos anteriormente. Todavía adicionalmente, en algunas formas de realización, las ópticas de ambas lentes anterior y posterior se desvían utilizando las características y procedimientos descritos anteriormente. Generalmente, los sistemas de lentes intraoculares de la presente divulgación pueden utilizar cualquier combinación de desviaciones (por ejemplo, distancia y/o ángulo) en las ópticas de una o ambas de las lentes anterior y posterior.

45 Aunque se han mostrado y descrito formas de realización ilustrativas, se contempla una amplia variedad de modificación, cambio y sustitución en la divulgación anterior. Se entiende que tales variaciones pueden realizarse en lo anterior sin apartarse del alcance de la presente divulgación. Por consiguiente, resulta apropiado que las reivindicaciones adjuntas se interpreten ampliamente y de acuerdo con la presente divulgación.

50

REIVINDICACIONES

1. Sistema de lente intraocular (120, 220), que comprende:
 - 5 una primera lente (122, 222) dimensionada y conformada para ser implantada en una cámara posterior de un ojo, presentando la primera lente una óptica de potencia positiva (126, 226) con un primer eje óptico; y
 - una segunda lente (124, 224) dimensionada y conformada para ser implantada en la cámara posterior del ojo y configurada para acoplarse con la primera lente (122, 222), presentando la segunda lente una superficie anterior (160) y una superficie posterior opuesta (162),
 - 10 en el que una parte central (164) de la segunda lente define una óptica de potencia de superficie negativa con un segundo eje óptico y en el que una parte periférica (166) de la superficie anterior de la segunda lente define una primera óptica de potencia de superficie positiva;
 - 15 en el que la primera lente (122) incluye un primer sistema háptico (128) y la segunda lente (124) incluye un segundo sistema háptico (148), estando el primer y segundo sistemas hápticos (128, 148) configurados para producir la desviación entre el primer eje óptico y el segundo eje óptico,
 - 20 en el que el primer eje óptico y el segundo eje óptico están desviados uno con respecto al otro cuando la primera y segunda lentes están acopladas, y
 - presentando el primer sistema háptico (128) un primer reborde (130, 230) y presentando el segundo sistema háptico un segundo reborde (150) configurado para acoplarse con el reborde de la primera lente.
 - 25
2. Sistema según la reivindicación 1, en el que la parte central (164) de la segunda lente que define la óptica de potencia de superficie negativa incluye una parte de la superficie anterior.
3. Sistema según la reivindicación 2, en el que la parte central (164) de la segunda lente que define la óptica de potencia de superficie negativa incluye una parte de la superficie posterior.
- 30 4. Sistema según la reivindicación 2, en el que una parte central (170) de la superficie posterior presenta una segunda óptica de potencia de superficie positiva y una parte periférica de la superficie posterior de la segunda lente presenta una tercera óptica de potencia de superficie positiva.
- 35 5. Sistema según la reivindicación 4, en el que la primera y tercera ópticas de potencia de superficie positiva de las partes periféricas de las superficies anterior y posterior de la segunda lente forman una única óptica focal con un intervalo de potencia comprendido entre 6 dioptrías y 34 dioptrías.
- 40 6. Sistema según la reivindicación 5, en el que la óptica de potencia positiva de la primera lente (122) presenta un primer diámetro, y en el que la segunda lente (124) presenta un segundo diámetro mayor que el primer diámetro de manera que, cuando la primera y segunda lentes (122, 124) están acopladas, la luz que pasa alrededor de la óptica de potencia positiva de la primera lente (122) pasa a través de la única óptica focal formada por las partes periféricas de las superficies anterior y posterior de la segunda lente (124).
- 45 7. Sistema según la reivindicación 2, en el que la óptica de potencia positiva de la primera lente (122) y la óptica de potencia de superficie negativa de la superficie anterior de la segunda lente (124) proporcionan un aumento angular comprendido entre aproximadamente 1,5X y aproximadamente 4,0X.
- 50 8. Sistema según la reivindicación 7, en el que la óptica de potencia positiva de la primera lente (122) y la óptica de potencia de superficie negativa de la superficie anterior de la segunda lente (124) producen un haz de luz sustancialmente colimado dentro de la segunda lente que se proyecta sobre una parte central de la superficie posterior de la segunda lente que presenta una segunda óptica de potencia de superficie positiva.
- 55 9. Sistema según la reivindicación 1, en el que las lentes primera y segunda (122, 124) están configuradas para ser implantadas en una bolsa (110) capsular, y en el que por lo menos el primer y segundo sistemas hápticos (128, 148) están configurados de manera que por lo menos una parte de la primera lente sobresalga a través de una rotura capsular una vez que la bolsa (110) capsular sea envuelta de manera retráctil alrededor del primer y segundo sistemas hápticos.
- 60 10. Sistema según la reivindicación 1, en el que el primer y segundo sistemas hápticos (128, 148) están configurados de manera que la óptica de potencia positiva de la primera lente esté separada de una parte central de la superficie anterior de la segunda lente una distancia comprendida entre aproximadamente 2,0 mm y aproximadamente 4,0 mm cuando la primera y segunda lentes están acopladas.
- 65 11. Sistema según la reivindicación 1, en el que la primera (122) y segunda (124) lentes son plegables para facilitar

su implantación a través de una incisión de menos de aproximadamente 4,0 mm de longitud.

12. Sistema según la reivindicación 11, en el que la primera y segunda lentes (122, 124) están configuradas para su inserción utilizando un sistema de cartucho.

5 13. Sistema según la reivindicación 1, en el que la parte central de la segunda lente (124) que define la óptica de potencia de superficie negativa incluye una parte de la superficie posterior.

10 14. Sistema según la reivindicación 1, en el que el primer eje óptico y el segundo eje óptico se extienden sustancialmente paralelos entre sí, pero están desviados una distancia comprendida entre aproximadamente 0,05 mm y aproximadamente 0,75 mm.

15 15. Sistema según la reivindicación 1, en el que el primer eje óptico y el segundo eje óptico están desviados en un ángulo oblicuo comprendido entre aproximadamente 1 grado y aproximadamente 15 grados.

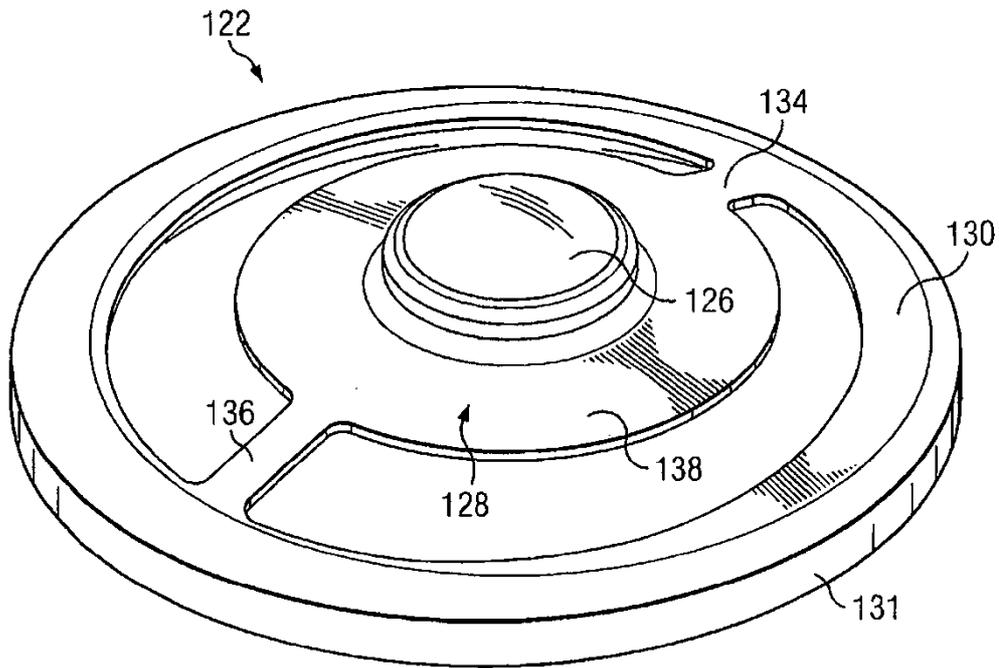


Fig. 3

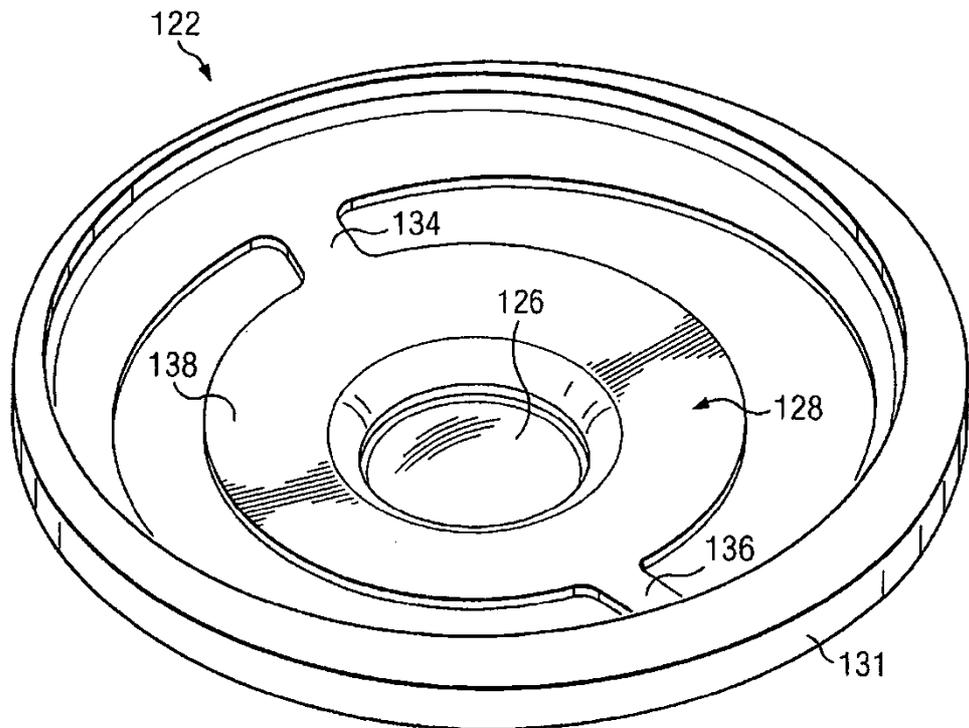


Fig. 4

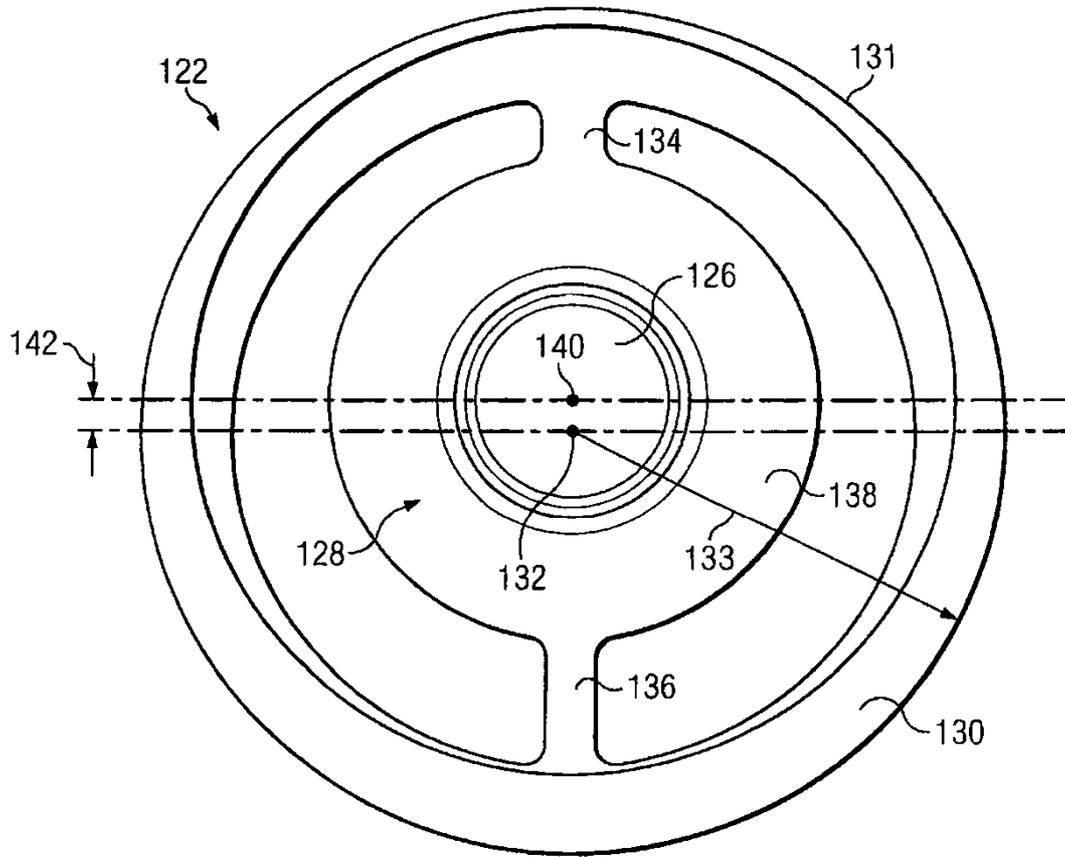


Fig. 5

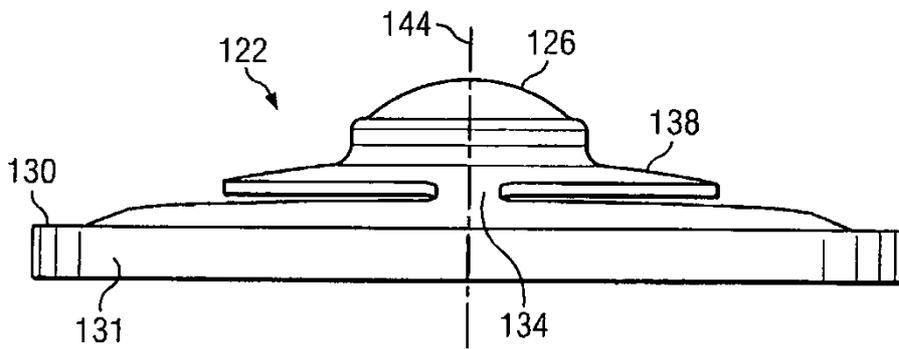


Fig. 6

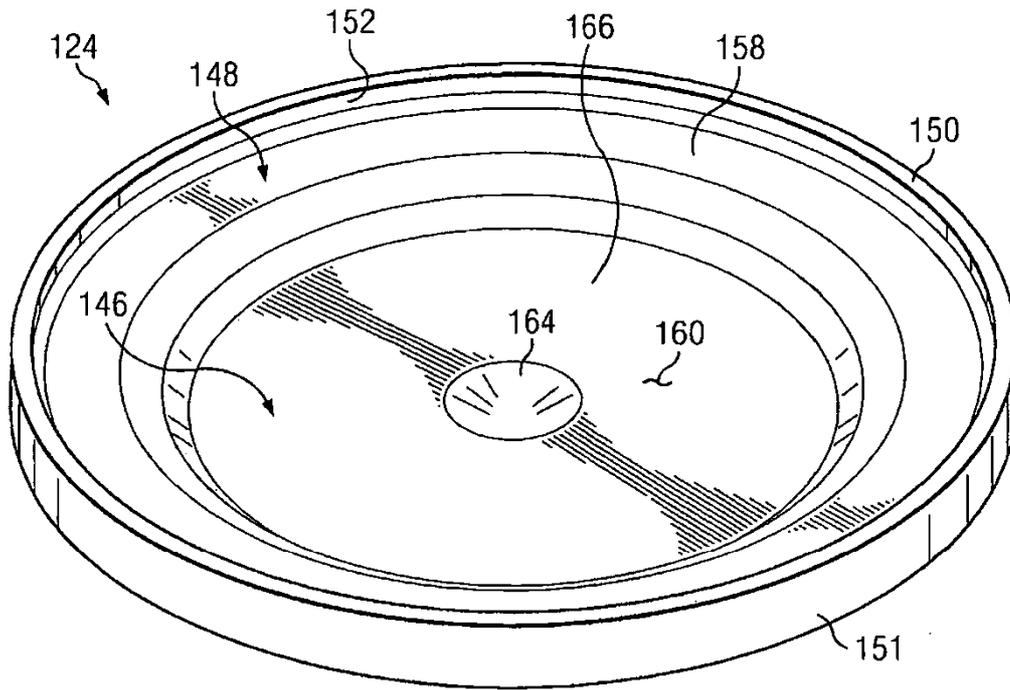


Fig. 7

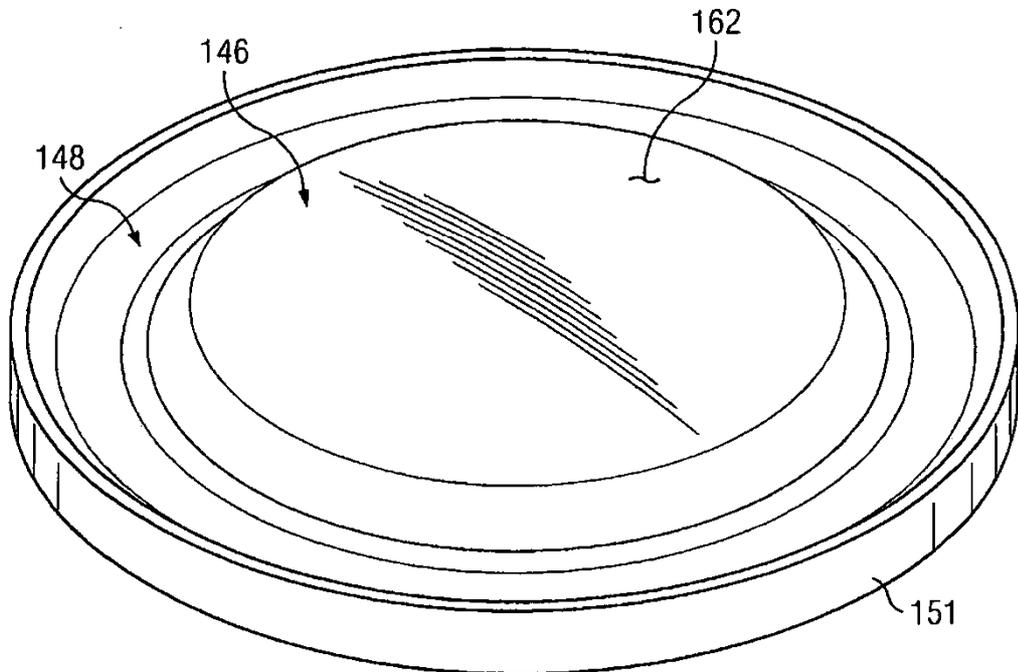


Fig. 8

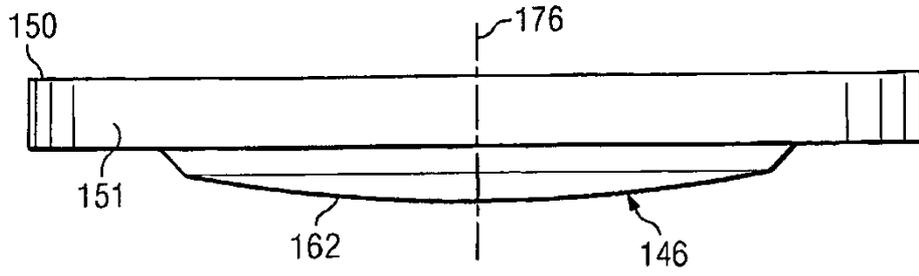


Fig. 9

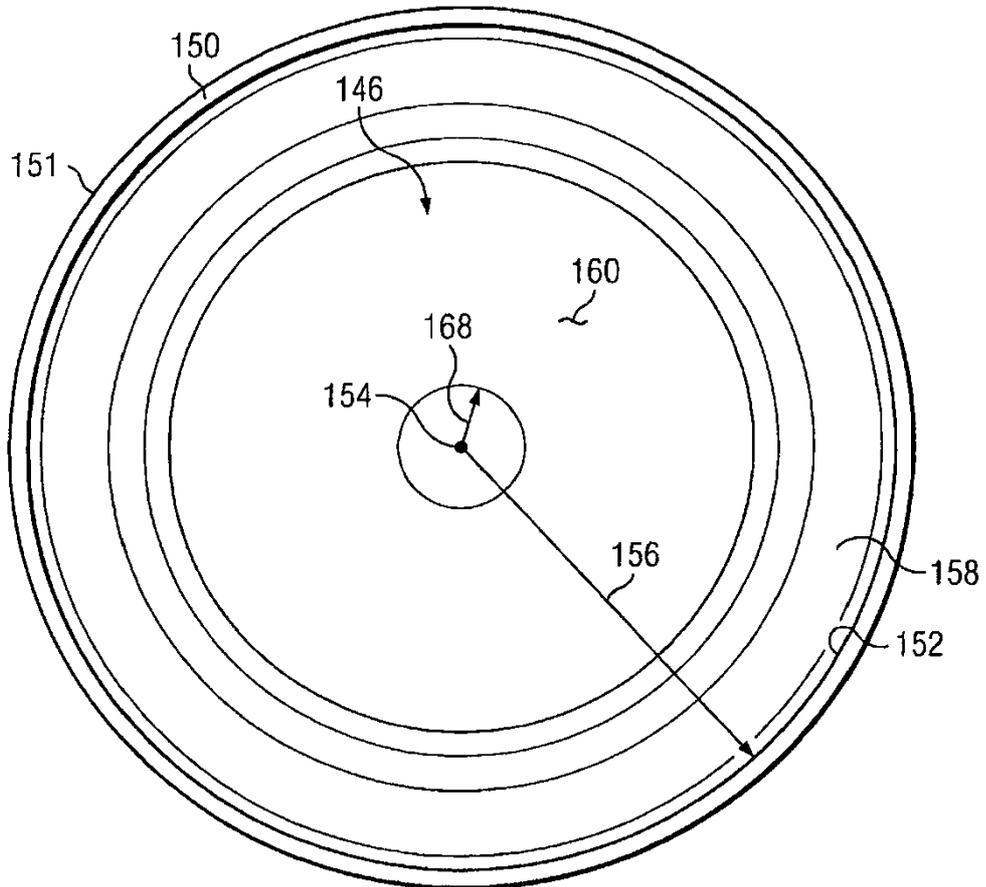
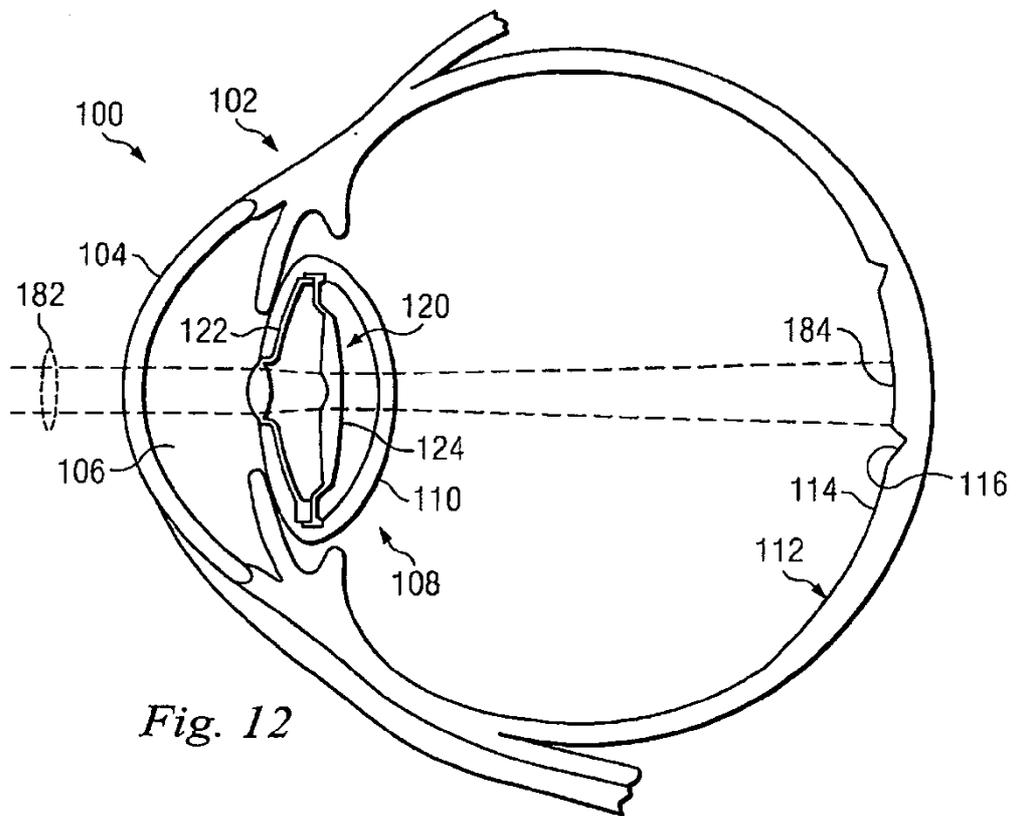
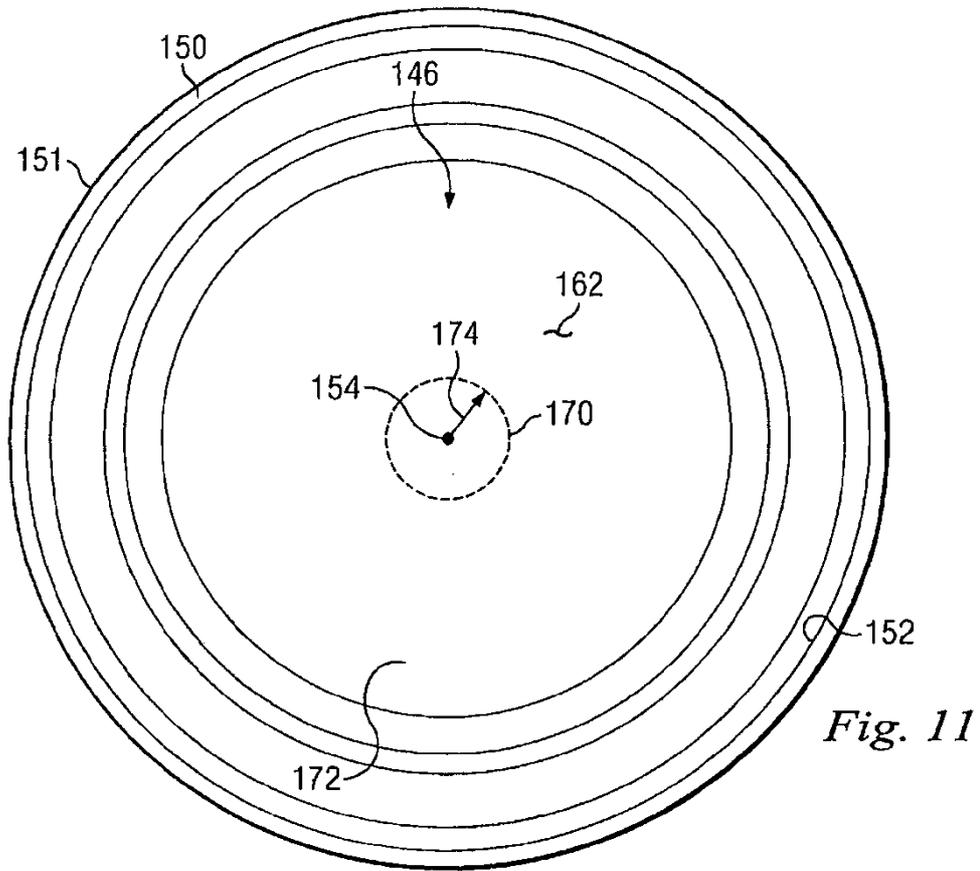
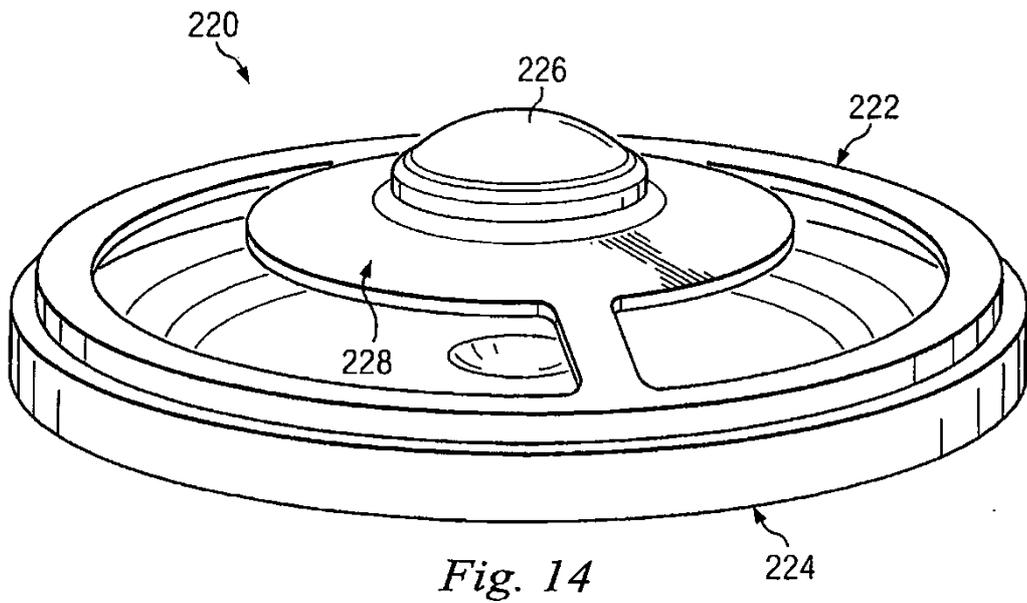
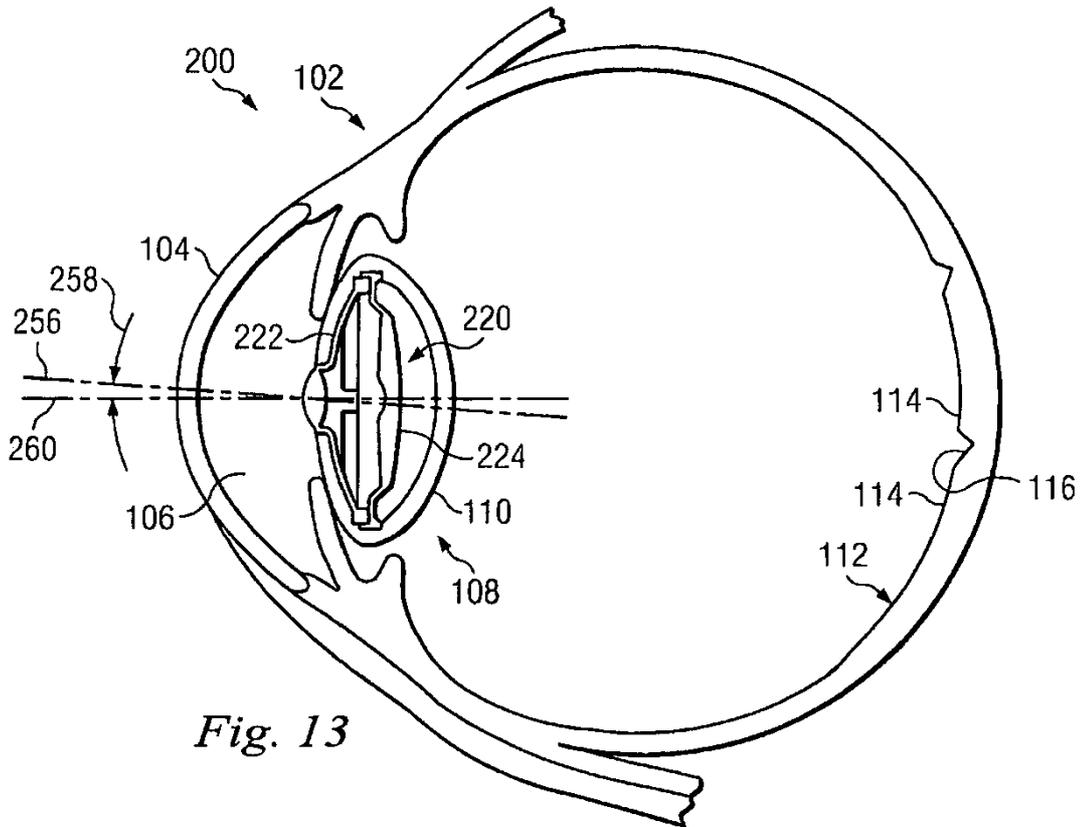


Fig. 10





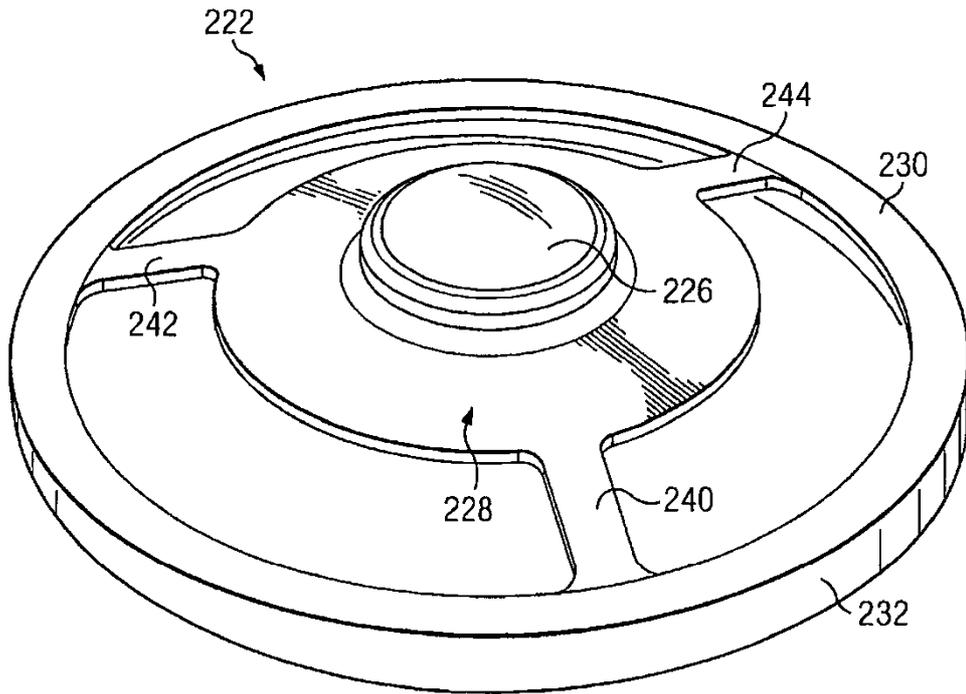


Fig. 15

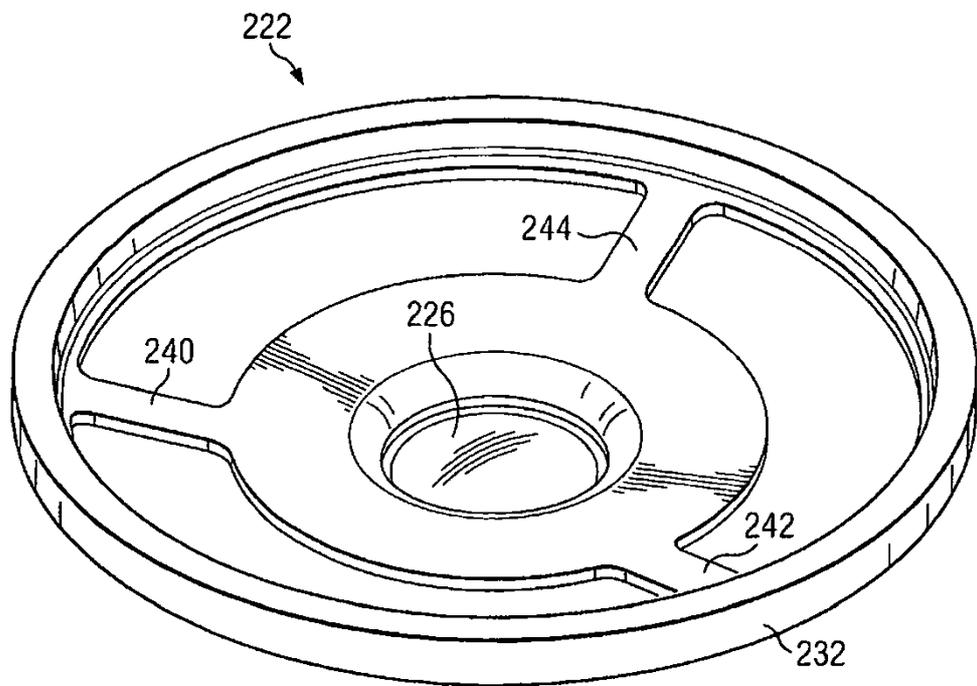


Fig. 16

