



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 269 998**

51 Int. Cl.:
A61F 2/16 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Número de solicitud europea: **03716423 .3**

86 Fecha de presentación : **07.03.2003**

87 Número de publicación de la solicitud: **1499264**

87 Fecha de publicación de la solicitud: **26.01.2005**

54 Título: **Lente intraocular acomodativa.**

30 Prioridad: **29.04.2002 US 134877**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
01.04.2007

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
01.04.2007

73 Titular/es: **Alcon, Inc.**
Bösch 69
6331 Hünenberg, CH

72 Inventor/es: **Peng, Qun;**
Yang, Yin y
Zhang, Xiaoxiao

74 Agente: **Curell Suñol, Marcelino**

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Lente intraocular acomodativa.

5 Antecedentes de la invención

La presente invención se refiere generalmente al campo de las lentes intraoculares (LIO) y, más particularmente, a las LIO acomodativas.

10 Una de las funciones básicas del ojo humano consiste en proporcionar visión transmitiendo luz a través de una parte exterior transparente denominada córnea y mediante el cristalino enfocar la imagen en la retina. La calidad de la imagen enfocada depende de varios factores incluyendo el tamaño y la forma del ojo y de la transparencia de la córnea y del cristalino.

15 Cuando la edad o enfermedades ocasionan que el cristalino se vuelva menos transparente, la visión se deteriora porque disminuye la cantidad de luz que puede transmitirse a la retina. Esta deficiencia en el cristalino del ojo se conoce en términos médicos como catarata. Un tratamiento aceptado para esta patología consiste en extraer quirúrgicamente el cristalino y sustituir la función de lente por una lente intraocular artificial (LIO).

20 En los Estados Unidos, la mayoría de cristalinios afectados de catarata se extraen mediante una técnica quirúrgica denominada facoemulsificación. En el transcurso de la misma se inserta dentro del cristalino enfermo un bisturí fino de facoemulsificación y se hace vibrar mediante ultrasonidos. La vibración del instrumento de corte licua o emulsiona el cristalino de modo que el cristalino puede extraerse del ojo por aspiración. Una vez que se ha retirado el cristalino enfermo, éste se sustituye por una lente artificial.

25 En el cristalino natural, la bifocalidad de la visión de cerca y de lejos la proporciona un mecanismo denominado acomodación. El cristalino natural, en las primeras etapas de la vida es blando y está contenido dentro de la bolsa capsular. La bolsa está suspendida desde el músculo ciliar por las zónulas. La relajación del músculo ciliar tensa las zónulas, y alarga la bolsa capsular. Como consecuencia, el cristalino natural tiende a aplanarse. Es estiramiento del
30 músculo ciliar relaja la tensión en las zónulas, permitiendo que la bolsa capsular y el cristalino natural adopte una forma más relajada. De ese modo, el cristalino natural puede enfocarse alternativamente en objetos cercanos o lejanos.

35 Cuando el cristalino envejece se vuelve más duro y menos capaz de cambiar su forma en reacción al estiramiento del músculo ciliar. Esto dificulta que el cristalino enfoque objetos cercanos, una patología médica denominada presbicia. La presbicia afecta a casi todos los adultos de más de 45 o 50 años.

40 Con anterioridad a la presente invención, cuando una catarata u otra patología requería extraer el cristalino natural y reemplazarlo por una LIO artificial, la LIO era una lente monofocal, que requería que el paciente utilizara gafas o lentes de contacto para la visión de cerca. Allergan ha comercializado una LIO bifocal, la lente Array, durante varios años, pero debido a problemas de calidad, esta lente no ha sido aceptada ampliamente.

Se han estudiado varios diseños para LIOs acomodativas. Por ejemplo, varios diseños fabricados por C & C visión están actualmente sometidos a ensayos clínicos. Véase las patentes US nº 6.197.059, nº 5.674.282, 5.496.366 y nº 5.476.514 (Cumming). El cristalino descrito en esos pacientes es un cristalino de óptica simple que presenta hápticas
45 flexibles que permiten que la óptica se desplace hacia delante y hacia atrás en reacción al movimiento del músculo ciliar. Diseños semejantes se describen en la patente US nº 6.302.911B1 (Hanna), nº 6.261.321 B1 y nº 6.241.777 B1 (ambas de Kellan). El grado de movimiento de la óptica en estos sistemas de lente simple, sin embargo, puede ser insuficiente para permitir un intervalo útil de acomodación. Además, como se describe en la patente US nº 6.197.059, nº 5.674.282, nº 5.496.366 y nº 5.476.514, el ojo debe paralizarse durante una o dos semanas para que la fibrosis capsular fije la lente y por lo tanto proporcione una asociación rígida entre la lente y la bolsa capsular. Además, los
50 modelos comerciales de esas lentes están realizados en un material de hidrogel o de silicona. Estos materiales no son resistentes inherentemente a la formación de opacificación de la cápsula posterior ("PCO"). El único tratamiento para PCO es una capsulotomía utilizando un láser de Nd:YAG que vaporiza una parte de la cápsula posterior. Dicha destrucción de la cápsula posterior puede destruir el mecanismo de acomodación de esas lentes.

55 Se han efectuado varios intentos para realizar un sistema de lentes acomodativo de dos lentes. Por ejemplo, la patente US nº 5.275.623 (Sarfarazi), publicación WIPO nº 00/66037 (Glick, *et al.*) y WO 01/34067 A1 (Banhauer *et al.*), todas ellas dan a conocer un sistema óptico de dos lentes con una óptica que presenta potencia positiva y la otra óptica presenta potencia negativa. Las ópticas se conectan mediante un mecanismo de articulación que reacciona al
60 movimiento del músculo ciliar para desplazar las ópticas más cercanas entre sí o más alejadas, proporcionando con ello acomodación. Para proporcionar este efecto de "lente zoom", el movimiento del músculo ciliar debe transmitirse adecuadamente al sistema de lentes a través de la bolsa capsular, y ninguna de estas referencias da a conocer un mecanismo para asegurar que exista una conexión estrecha entre la bolsa capsular y el sistema de lentes. Además, ninguno de los diseños de lentes ha tratado el problema de la PCO mencionado anteriormente.

65 Por lo tanto, continúa existiendo la necesidad de un sistema de lentes intraocular acomodativo estable que proporcione acomodación sobre un intervalo amplio y útil.

Breve resumen de la invención

La presente invención mejora la técnica anterior al proporcionar un sistema de lentes acomodativo de dos ópticas, según las reivindicaciones siguientes. La primera lente presenta una potencia negativa y está situada posteriormente dentro de la bolsa capsular y descansa contra la cápsula posterior. La periferia de la primera óptica contiene un par de presillas. La segunda óptica está situada con anterioridad a la primera óptica y presenta una potencia positiva. El borde periférico de la segunda óptica contiene un par de brazos de agarre que se alojan en las ranuras contenidas en la periferia de la primera óptica para conectar la segunda óptica a la primera óptica, para permitir la rotación de los brazos dentro de las ranuras. Unas estructuras de bisagra en los brazos de fijación permiten que la segunda óptica se desplace en relación a la primera óptica a lo largo del eje óptico del sistema de lentes como reacción al movimiento del músculo ciliar.

Por consiguiente, un objetivo de la presente invención consiste en proporcionar una lente intraocular segura y biocompatible.

Otro objetivo de la presente invención consiste en proporcionar una lente intraocular segura y biocompatible que se pueda implantar fácilmente en la cámara posterior.

Otro objetivo de la presente invención es proporcionar una lente intraocular segura y biocompatible que sea estable en la cámara posterior.

Todavía otro objetivo de la presente invención es proporcionar un sistema de lentes intraocular acomodativa seguro y biocompatible.

Estas y otras ventajas y objetivos de la invención se pondrán de manifiesto a partir de la descripción detallada y reivindicaciones siguientes.

Breve descripción de los dibujos

La figura 1 es una vista ampliada en planta superior de la primera óptica de una primera forma de realización del sistema de lentes según la presente invención.

La figura 2 es una vista ampliada en sección transversal de la primera óptica de una primera forma de realización del sistema de lentes según la presente invención tomada por la línea 2-2 en la figura 1.

La figura 3 es una vista ampliada en planta superior de la segunda óptica de una primera forma de realización del sistema de lentes según la presente invención.

La figura 4 es una vista ampliada en sección transversal de la segunda óptica de una primera forma de realización del sistema de lentes según la presente invención tomada por la línea 4-4 en la figura 3.

La figura 5 es una vista ampliada en sección transversal parcial tomada en el círculo 5 en la figura 4.

La figura 6 es una vista ampliada en planta superior de la primera óptica de una segunda forma de realización del sistema de lentes según la presente invención.

La figura 7 es una vista ampliada en sección transversal de la primera óptica de una segunda forma de realización del sistema de lentes según la presente invención tomada por la línea 7-7 en la figura 6.

La figura 8 es una vista ampliada en planta superior de la segunda óptica de una forma de realización del sistema de lentes según la presente invención.

La figura 9 es una vista en sección transversal ampliada de la segunda óptica de una segunda forma de realización del sistema de lentes de la presente invención tomada por la línea 9-9 en la figura 8.

La figura 10 es una vista en sección transversal de la primera forma de realización del sistema de lentes de la presente invención ilustrada en las figuras 1-5.

La figura 11 es una vista en sección transversal de la segunda forma de realización del sistema de lentes según la presente invención ilustrada en las figuras 6-9.

La figura 12 es una vista en sección transversal de la primera forma de realización del sistema de lentes según la presente invención ilustrada en las figuras 1-5 e ilustra el sistema de lentes implantado dentro de la bolsa capsular.

La figura 13 es una vista en sección transversal de la segunda forma de realización del sistema de lentes según la presente invención ilustrada en las figuras 6-9 e ilustrando el sistema de lentes implantado dentro de la bolsa capsular.

La figura 14 es una vista ampliada en planta superior de la primera óptica de una tercera forma de realización del sistema de lentes según la presente invención.

La figura 15 es una vista ampliada en sección transversal de la primera óptica de una tercera forma de realización del sistema de lentes de la presente invención tomada por la línea 15-15 en la figura 14.

La figura 16 es una vista ampliada en sección transversal tomada en el círculo 16 en la figura 15.

La figura 17 es una vista ampliada en planta superior de la segunda óptica de una tercera forma de realización del sistema de lentes según la presente invención.

La figura 18 es una vista ampliada en sección transversal de la segunda óptica de una tercera forma de realización del sistema de lentes según la presente invención tomada por la línea 18-18 en la figura 17.

La figura 19 es una vista ampliada parcial en sección transversal tomada en el círculo 19 en la figura 18.

La figura 20 es una vista ampliada en vista superior de la tercera forma de realización del sistema de lentes según la presente invención ilustrada en las figuras 14-19.

La figura 21 es una vista en sección transversal de la tercera forma de realización del sistema de lentes según la presente invención tomada por la línea 21-21 en la figura 20.

La figura 22 es una vista ampliada en planta superior de la primera óptica de una cuarta forma de realización del sistema de lentes según la presente invención.

La figura 23 es una vista ampliada en sección transversal de la primera óptica de una tercera forma de realización del sistema de lentes según la presente invención tomada por la línea 23-23 en la figura 22.

La figura 24 es una vista ampliada en planta superior de la segunda óptica de una cuarta forma de realización del sistema de lentes según la presente invención.

La figura 25 es una vista ampliada en sección transversal de la segunda óptica de una tercera forma de realización del sistema de lentes según la presente invención tomada por la línea 25-25 en la figura 24.

La figura 26 es una vista ampliada parcial en sección transversal tomada en el círculo 26 en la figura 25.

La figura 27 es una vista ampliada parcial en planta superior de la cuarta forma de realización del sistema de lentes según la presente invención ilustrada en las figuras 26-26.

La figura 28 es una vista en sección transversal de la cuarta forma de realización del sistema de lentes según la presente invención tomada por la línea 28-28 en la figura 27.

Descripción detallada de la invención

Como puede apreciarse mejor en las figuras 1-5 y 10, el sistema de lentes 10 según la presente invención consiste generalmente en una óptica posterior 12 y una óptica anterior 14. La óptica 12 está formada preferentemente en cualquier diámetro o longitud general adecuado, por ejemplo, 12 mm. aproximadamente, para la implantación en la cámara posterior. La óptica 12 se realiza preferentemente en un material blando, doblable que sea resistente inherentemente a la formación de PCO, como un acrílico blando. La óptica 14 se realiza preferentemente en un material blando, doblable como un hidrogel, silicona o acrílico blando. La óptica 12 puede presentar cualquier potencia adecuada, pero presenta preferentemente potencia negativa. La óptica 14 puede presentar también cualquier potencia adecuada pero presenta preferentemente potencia positiva. Las potencias relativas de las ópticas 12 y 14 deberían ser tales que el movimiento axial de la óptica 14 hacia o alejándose de la óptica 12 debería ser suficiente para ajustar la potencia total del sistema de lentes 10 por lo menos una dioptría y preferentemente, por lo menos de tres a cuatro dioptrías, el cálculo de dichas potencias de las ópticas 12 y 14 estando dentro de las capacidades de un experto en la materia de diseñar lentes oftálmicas mediante, por ejemplo, la utilización de las siguientes ecuaciones:

$$P = P_1 + P_2 - T/n * P_1 P_2 \quad (1)$$

$$\delta P = \delta T/n * P_1 P_2 \quad (2)$$

Como puede apreciarse mejor en las figuras 1 y 2, la óptica 12 es generalmente simétrica sobre el eje óptico 22 y contiene un par de presillas opuestas 16 que están conformadas para estirar y rellenar la región ecuatorial 210 de la bolsa capsular 200. Las presillas 16 contienen rebajes 18 definidos por el labio 20. Como puede apreciarse mejor en las figuras 3-5, la óptica 14 contiene un par de hápticas 24 que están conectadas a la óptica 14 por regiones bisagra 26 y contienen espigas de bloqueo 28 distalmente desde las regiones bisagra 26. Como puede apreciarse mejor en la

figura 10, las espigas de bloqueo 28 presentan dimensiones y formas para ajustarse dentro de los rebajes 18 en la óptica 12, sosteniendo por ello la óptica 14 firmemente dentro de la óptica 12 y permitiendo al mismo tiempo la rotación de las espigas de bloqueo 28 dentro de los rebajes 18. Un experto en la materia reconocerá que los rebajes 18 puedan situarse en las regiones 26 de bisagra y que las espigas de bloqueo 28 puedan situarse en la óptica 12. Para insertar las espigas de bloqueo 28 dentro de los rebajes 18, los rebajes 18 pueden separarse ligeramente, precargando con ello las hápticas 24. Una vez implantado en un ojo, como un experto en la materia reconocerá, la contracción de la bolsa capsular 200 ocasionará que las presillas 16 se colapsen ligeramente, causando con ello la compresión de la óptica 14. Al comprimir la óptica 14, las regiones 26 de bisagra permiten que la óptica 14 se anteriormente fuera de la óptica 12, con las espigas de bloqueo 28 pivotando dentro de los rebajes 18. Un experto en la materia reconocerá que no se requiere utilizar características específicas para formar regiones 26 de bisagra al formarse las hápticas 24 a partir de un material y/o en dichas configuraciones que las hápticas flexan naturalmente a modo de bisagra.

Como puede apreciarse mejor en las figuras 6-9 y 11, el sistema de lentes 110 según la presente invención consiste generalmente en una óptica posterior 112 y una óptica anterior 114. La óptica 112 está formada preferentemente en cualquier diámetro o longitud general adecuada, por ejemplo, 12 mm. aproximadamente, para la implantación en la cámara posterior. La óptica 112 está realizada preferentemente a partir de un material blando, doblable, que sea inherentemente resistente a la formación de PCO, tal como un acrílico blando. La óptica 114 está preferentemente realizada a partir de un material blando, doblable, como un hidrogel, silicona, o acrílico blando. La óptica 112 puede presentar cualquier potencia adecuada, pero preferentemente presenta una potencia negativa. La óptica 114 puede también presentar cualquier potencia adecuada pero preferentemente presenta una potencia positiva. Las potencias relativas de óptica 112 y 114 deberían ser tales que el movimiento axial de la óptica 114 hacia o alejándose de la óptica 112 debería ser suficiente para ajustar la potencia total del sistema de lentes 10 por lo menos una dioptría y preferentemente, por lo menos de tres a cuatro dioptrías, el cálculo de dichas potencias de las ópticas 112 y 114 pertenece a las capacidades de un experto en la materia. Un técnico en la materia también reconocerá que el movimiento de la óptica 114 en relación a la óptica 112 será mayor en esta forma de realización en relación a la forma de realización ilustrada en las figuras 1-5 debido a la longitud mayor de la háptica 124 en comparación con la háptica 24.

Como puede apreciarse mejor en las figuras 6, 7 y 13, la óptica 112 es generalmente simétrica sobre el eje óptico 122 y contiene un par de presillas opuestas 116 que están conformadas para estirar y rellenar la región ecuatorial 310 de la bolsa capsular 300. Las presillas 116 contienen ranuras 118 definidas generalmente por los labios 120. Como puede apreciarse mejor en las figuras 8 y 9, la óptica 114 contiene hápticas circunferenciales 124 que están conectadas a la óptica 114 por regiones 126 de bisagra y contienen espigas de bloqueo 128 distalmente en la periferia de las hápticas 124. Un experto en la materia reconocerá que las ranuras 118 pueden situarse en las presillas 116 y que las espigas de bloqueo 128 pueden situarse en las hápticas 124. Como puede apreciarse en la figura 11, las espigas de bloqueo 128 presentan dimensiones y forma para ajustarse dentro de las ranuras 118 en la óptica 112, sosteniendo con ello la óptica 114 firmemente dentro de la óptica 112 y todavía permite la rotación de las espigas de bloqueo 128 dentro de las ranuras 118. Preferentemente, las espigas de bloqueo 128 están situadas aproximadamente a 90° de las regiones 126 de bisagra alrededor de la circunferencia de la óptica 114. Para insertar espigas de bloqueo 128 dentro de las ranuras 118, las ranuras 118 pueden separarse ligeramente, precargando con ello las hápticas 124. Un experto en la materia reconocerá que no se requiere utilizar características específicas para formar regiones 126 de bisagra al formarse las hápticas 124 a partir de un material y/o en tales configuraciones que las hápticas flexan naturalmente a modo de bisagra.

Una vez implantado en un ojo, como un experto en la materia reconocerá, la contracción de la bolsa capsular 300 ocasionará que las presillas 116 se colapsen ligeramente, causando con ello la compresión de la óptica 114. Al comprimir la óptica 114, las regiones 126 de bisagra permiten que la óptica 114 se bombee anteriormente fuera de la óptica 112, con las espigas de bloqueo 128 pivotando dentro de los rebajes 118.

Como puede apreciarse mejor en las figuras 12 y 13, el sistema de lentes 10 y 110 llena la bolsa capsular 200 y 300, respectivamente, posteriormente la extracción del cristalino natural. Para extraer el cristalino natural, se realiza normalmente una abertura o rexis en el lado anterior de la cápsula 200 ó 300. La abertura contiene un reborde o margen 212 ó 312. Durante la implantación del sistema 10 ó 110, el reborde o margen 212 ó 312 se inserta en el rebaje 18 ó 118 previamente a la introducción de la óptica 14 ó 114, respectivamente. Una vez que la óptica 14 ó 114 se instala en la óptica 12 ó 112, las espigas de bloqueo 28 y 128 colaboran en contener el reborde 212 ó 312 dentro de las ranuras 18 ó 118, respectivamente, manteniendo con ello una conexión mecánica positiva entre la bolsa capsular 200 ó 300 y el sistema de lentes 10 y 110, respectivamente. La contracción de la bolsa capsular 200 ó 300 se trasladará por lo tanto más directamente a la contracción de las ópticas 12 y 112, respectivamente. Además, el diseño autoblocante de las ranuras 18 y 118 evita que la bolsa capsular 200 y 300 resbale de las ranuras 18 ó 118, respectivamente.

Como puede apreciarse mejor en las figuras 15-21, el sistema de lentes 410 según la presente invención consiste generalmente en la óptica posterior 412 y la óptica anterior 414. La óptica 412 está formada preferentemente en cualquier diámetro o longitud general adecuada, por ejemplo, 12 mm. aproximadamente, para la implantación en la cámara posterior. La óptica 412 se realiza preferentemente en un material blando, un material plegable que de manera inherente es resistente a la formación de PCO, tal como un acrílico blando. La óptica 414 se realiza preferentemente en un material blando, doblable, como un hidrogel, silicona, o acrílico blando. La óptica 412 puede presentar cualquier potencia adecuada, pero presenta preferentemente potencia negativa. La óptica 414 puede presentar también cualquier potencia adecuada pero presenta preferentemente potencia positiva. Las potencias relativas de las ópticas 412 y 414 deberían ser tales que el movimiento axial de la óptica 414 hacia o lejos de la óptica 412 debería ser suficiente para

ES 2 269 998 T3

ajustar la potencia total del sistema de lentes 410 por lo menos una dioptría y preferentemente, por lo menos de tres a cuatro dioptrías, el cálculo de dichas potencias de las ópticas 412 y 414 pertenece a las capacidades de un experto en la materia como se ha descrito anteriormente.

5 Como puede apreciarse mejor en las figuras 15 y 16, la óptica 412 es generalmente simétrica sobre el eje óptico 422 y contiene una ranura circunferencial 418. Como puede apreciarse mejor en las figuras 17-19, la óptica 414 contiene un par de hápticas hemisféricas 424 que están conectadas a la óptica 414 por regiones 426 de bisagra y contiene una nervadura circunferencial de bloqueo 428. Como puede apreciarse en la figura 21, la nervadura de bloqueo 428 presenta unas dimensiones y forma para adaptarse dentro de la ranura 418 en la óptica 412, sosteniendo con ello la
10 óptica 414 firmemente dentro de la óptica 412 y al mismo tiempo permite la rotación de la ranura de bloqueo 428 dentro de la ranura 418.

Una vez implantada en el ojo, un experto en la materia reconocerá que la contracción de la bolsa capsular causará la compresión de la óptica 414. Al comprimir la óptica 414, las regiones 426 de bisagra permite que la óptica 414 se
15 aboveda anteriormente fuera de la óptica 412, con la nervadura de bloqueo 428 pivotando dentro de la ranura 418.

Como puede apreciarse mejor en las figuras 22-28, el sistema de lentes 510 según la presente invención es similar al sistema 510 y consiste generalmente en una óptica posterior 512 y una óptica anterior 514. La óptica 512 está formada preferentemente en cualquier diámetro o longitud general adecuado, por ejemplo, 12 mm. aproximadamente
20 para implantación en la cámara posterior.

La óptica 512 está realizada preferentemente en un material blando, doblable, que es resistente inherentemente a la formación de PCO, como un acrílico blando. La óptica 514 está realizada preferentemente en un material blando, doblable como un hidrogel, silicona o acrílico blando. La óptica 512 puede presentar cualquier potencia adecuada, pero
25 preferentemente presenta una potencia negativa. La óptica 514 puede presentar también cualquier potencia adecuada pero preferentemente presenta una potencia positiva. Las potencias relativas de las ópticas 512 y 514 deberían ser tales que el movimiento axial de la óptica 514 de acercamiento o alejamiento de la óptica 512 debería ser suficiente para ajustar la potencia total del sistema de lentes 510 por lo menos una dioptría y preferentemente, por lo menos de tres a cuatro dioptrías, el cálculo de dichas potencias de las ópticas 512 y 514 pertenece a las capacidades de un técnico en
30 la materia como se ha descrito anteriormente.

Como puede apreciarse mejor en las figuras 22 y 23, la óptica 512 es generalmente simétrica sobre el eje óptico 522 y contiene una nervadura circunferencial 528, que es similar a la nervadura 428 en el sistema 410.

35 Como puede apreciarse mejor en las figuras 24-26, la óptica 514 contiene un par de hápticas hemisféricas 524 que están conectadas a la óptica 514 por las regiones 526 de bisagra y contienen ranuras circunferenciales 518.

Como puede apreciarse mejor en la figura 28, la nervadura de bloqueo 528 presenta dimensiones y forma para ajustarse dentro de la ranura 518 en la óptica 514, sosteniendo con ello la óptica 514 firmemente dentro de la óptica 512 y al mismo tiempo permitir la rotación de la nervadura de bloqueo 528 dentro de la ranura 518. Una vez implantada en
40 un ojo, como cualquier experto en la materia reconocerá, la contracción de la bolsa capsular ocasionará la compresión de la óptica 514. Al comprimirse la óptica 514, las regiones 526 de bisagra permiten que la óptica 514 se aboveda anteriormente fuera de la óptica 512, con la nervadura de bloqueo 528 pivotando dentro de la ranura 518.

45 Esta descripción se proporciona a título de ilustración y explicación. Se pondrá claramente de manifiesto a un experto en la materia relevante que pueden realizarse cambios y modificaciones a la invención descrita anteriormente sin desviarse del alcance de las reivindicaciones adjuntas.

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

1. Lente intraocular acomodativa (10, 110, 410, 510), que comprende:

- a) una primera óptica que presenta una potencia negativa (12, 112, 412, 512);
- b) una segunda óptica (14, 114, 414, 514) que presenta un potencia positiva;
- c) por lo menos una háptica (24, 124, 424, 524) conectada de manera articulada a la segunda óptica, o conectada por una zona de articulación (26, 126, 426, 526);
- d) un mecanismo de articulación que conecta la primera óptica a dicha háptica, para con ello fijar de modo que pueda desplazarse la segunda óptica a la primera óptica, reaccionando el mecanismo de articulación al movimiento del músculo ciliar para desplazar las ópticas más próximas entre sí o todavía más separadas a lo largo del eje óptico (22, 122, 422, 522) de la lente, proporcionando con ello acomodación, cuando la lente se implante en el ojo;

caracterizada porque;

el mecanismo de articulación comprende una de la primera y de dicha háptica comprendiendo una ranura (18, 118), la otra de la primera óptica y dicha háptica comprende una espiga de bloqueo (28, 128), o comprende una ranura circunferencial (418, 518), comprendiendo la otra de la primera óptica y dicha háptica una nervadura circunferencial de bloqueo (428, 528), presentando dicha espiga/nervadura unas dimensiones y forma para recibirse en dicha ranura respectiva y al mismo tiempo permitir todavía la rotación de dicha espiga/nervadura dentro de dicha ranura,

por lo menos una presilla (16, 116) que se extiende fuera del plano de la primera óptica (12, 112, 412, 512) y que contiene dicho mecanismo de articulación, y

en la que la zona de articulación (26, 126, 426, 526) y el mecanismo de articulación están adaptados conjuntamente para permitir que la segunda óptica (14, 114, 414, 514) se aboveda alejándose de la primera óptica en reacción a la compresión de la primera óptica.

2. Lente según la reivindicación 1, en la que la ranura es una ranura (18, 118) formada por dicha por lo menos una presilla (16, 116).

3. Lente según la reivindicación 2, en la que la espiga de bloqueo (28, 128) está situada en la háptica (24, 124).

4. Lente según la reivindicación 1, en la que la segunda óptica (114) comprende una circunferencia y la espiga de bloqueo (128) está situada aproximadamente 90° alrededor de la circunferencia desde la zona de articulación (126).

5. Lente según la reivindicación 1, en la que la ranura circunferencial (418, 518) está definida por la primera óptica (412, 512).

6. Lente según la reivindicación 5, en la que la nervadura circunferencial de bloqueo (428, 528) está situado en la háptica (424, 524).

7. Lente según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en la que la espiga de bloqueo o nervadura en la ranura respectiva presenta unas dimensiones y una forma para retener un reborde rexis capsular anterior (212, 312) del ojo cuando la espiga de bloqueo o nervadura se recibe dentro de la ranura respectiva, cuando la lente se implanta en el ojo.

8. Lente según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, en la que la primera óptica (12, 112, 412, 512) y la segunda óptica (14, 114, 414, 514) comprenden un acrílico blando.

9. Lente según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, en la que la segunda óptica (14, 114, 414, 514) comprende un hidrogel.

10. Lente según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, en la que la segunda óptica (14, 114, 414, 514) comprende silicona.

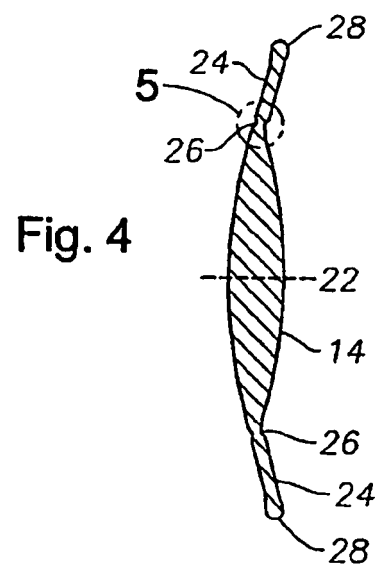
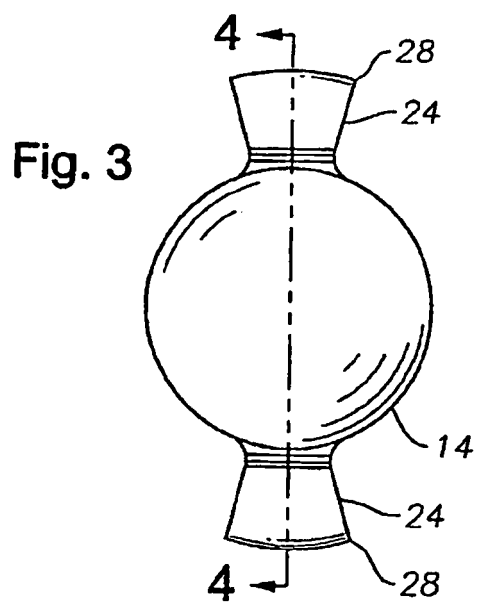
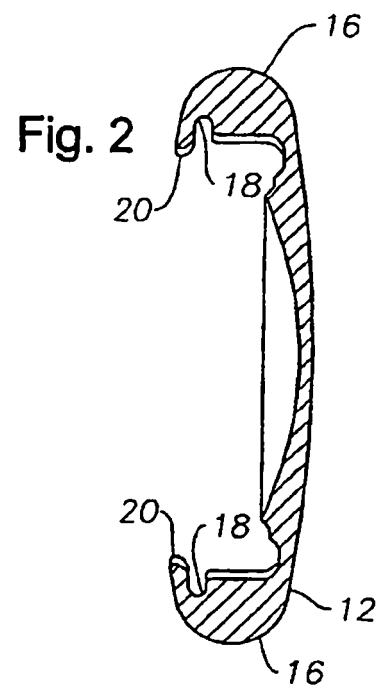
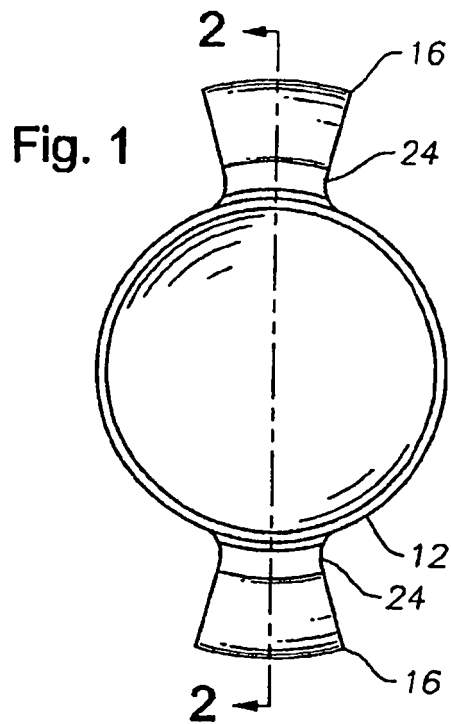
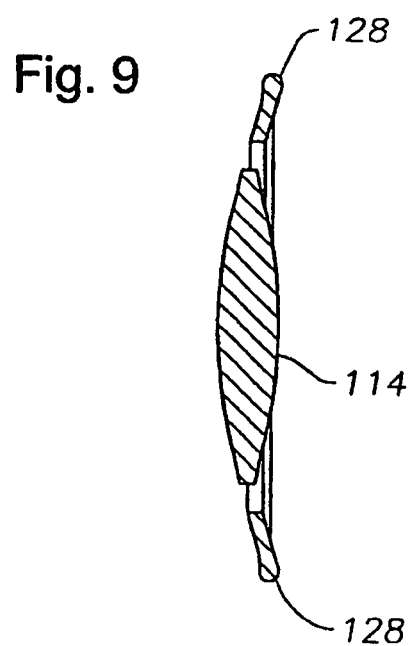
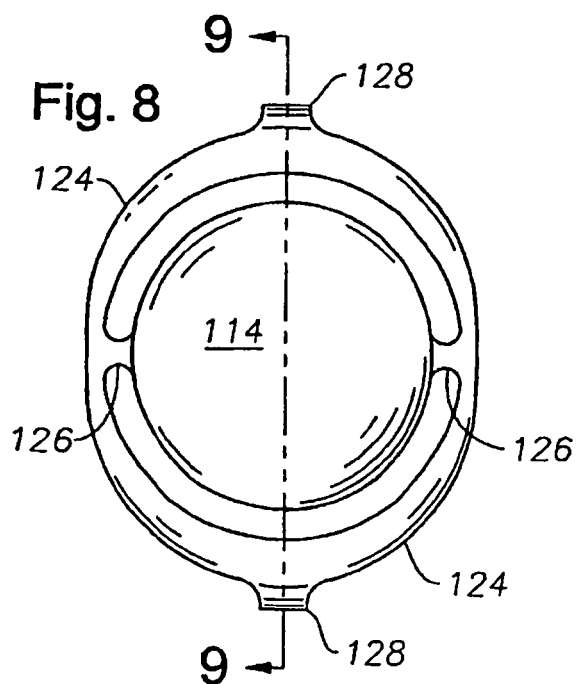
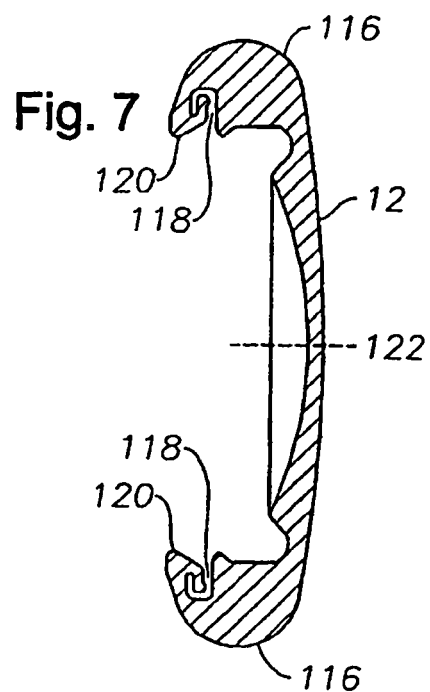
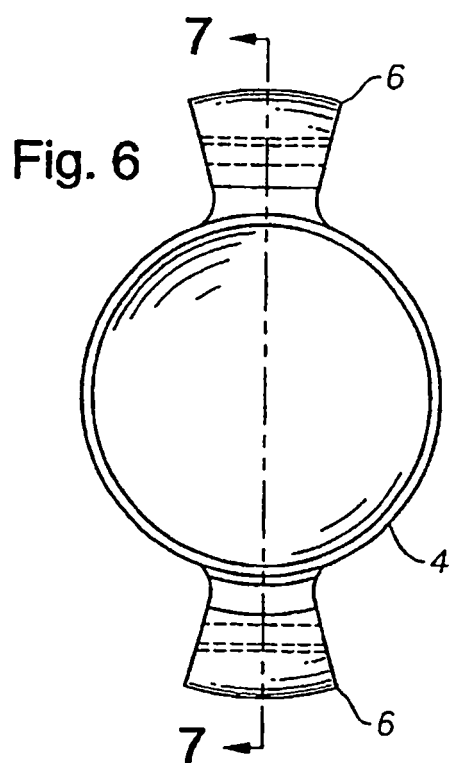


Fig. 5





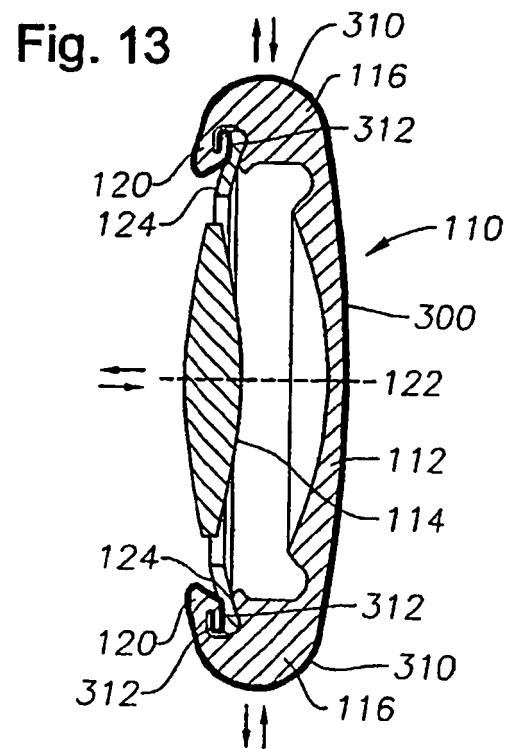
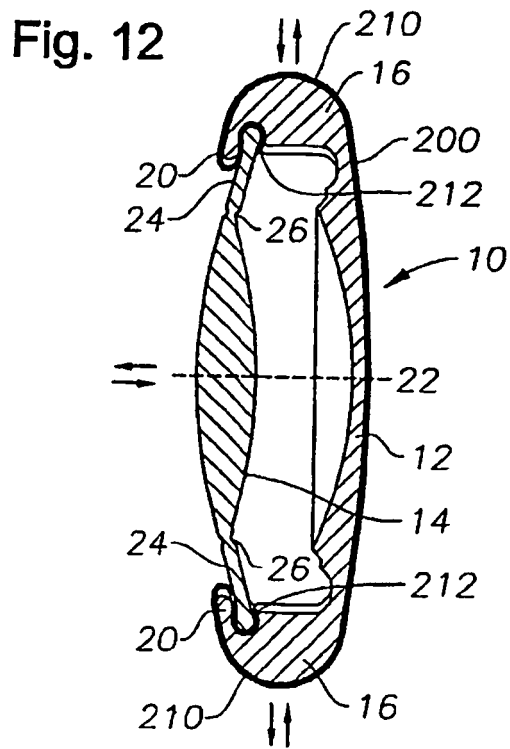
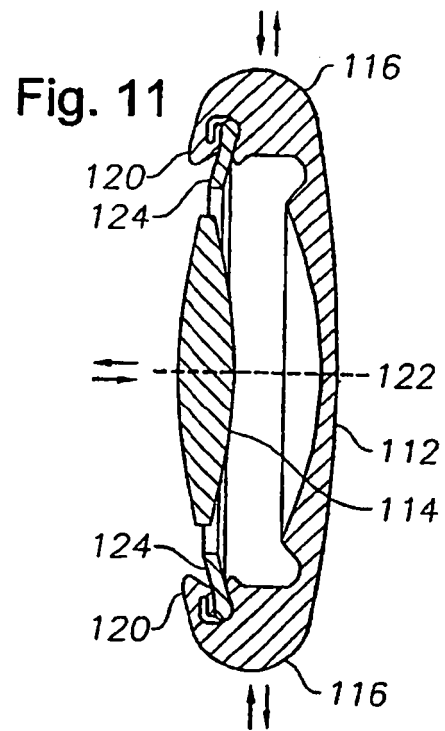
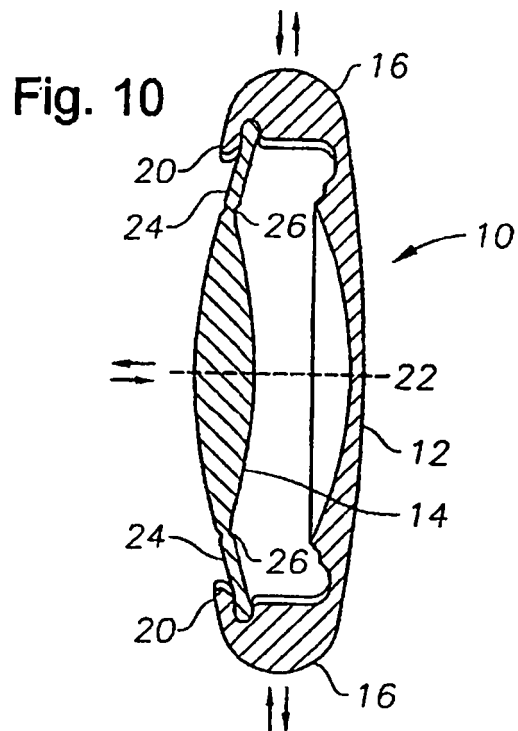


Fig. 14

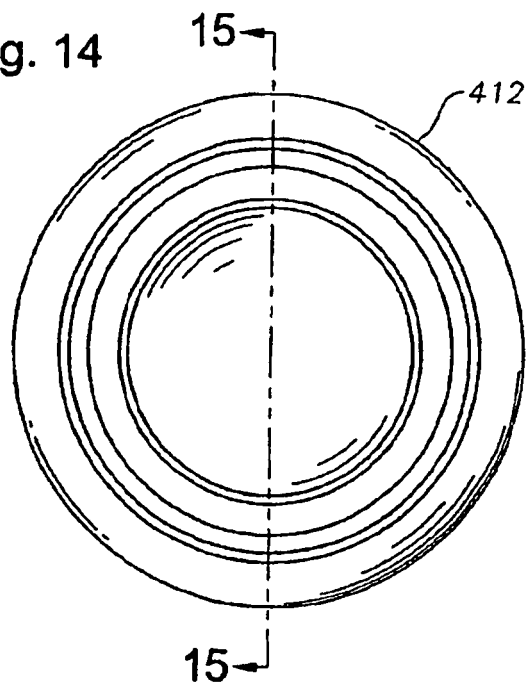


Fig. 15

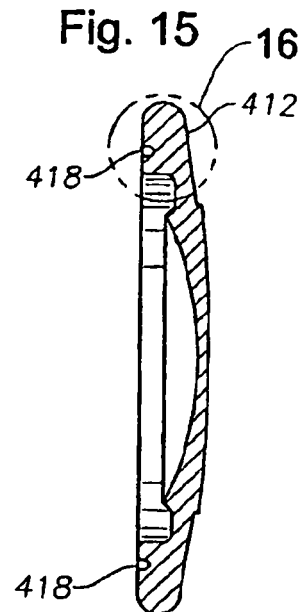


Fig. 16

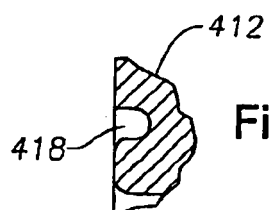


Fig. 17

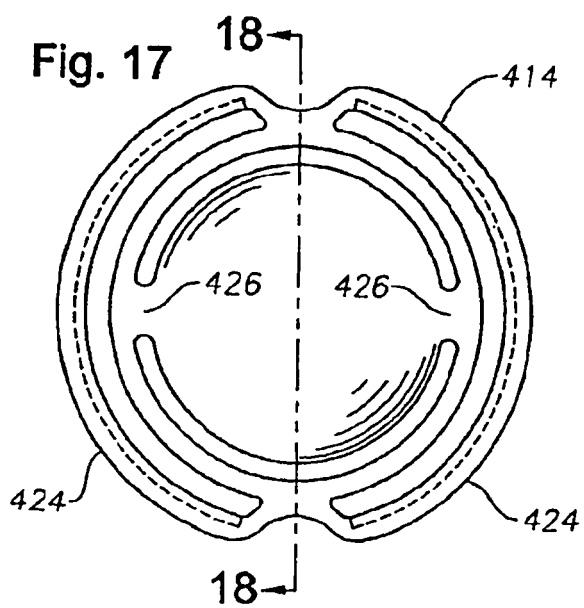
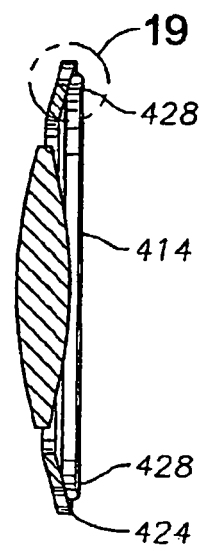


Fig. 18



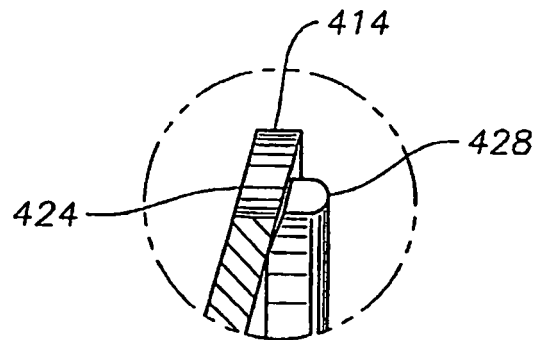


Fig. 19

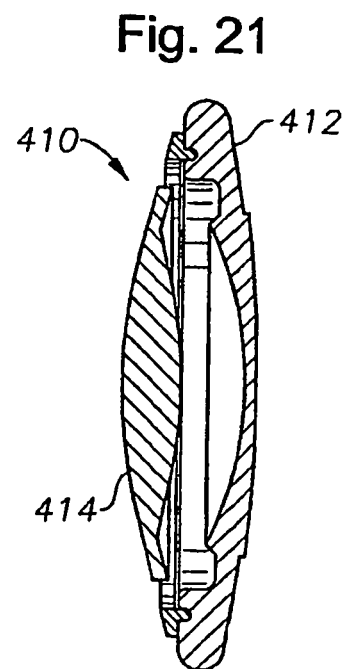
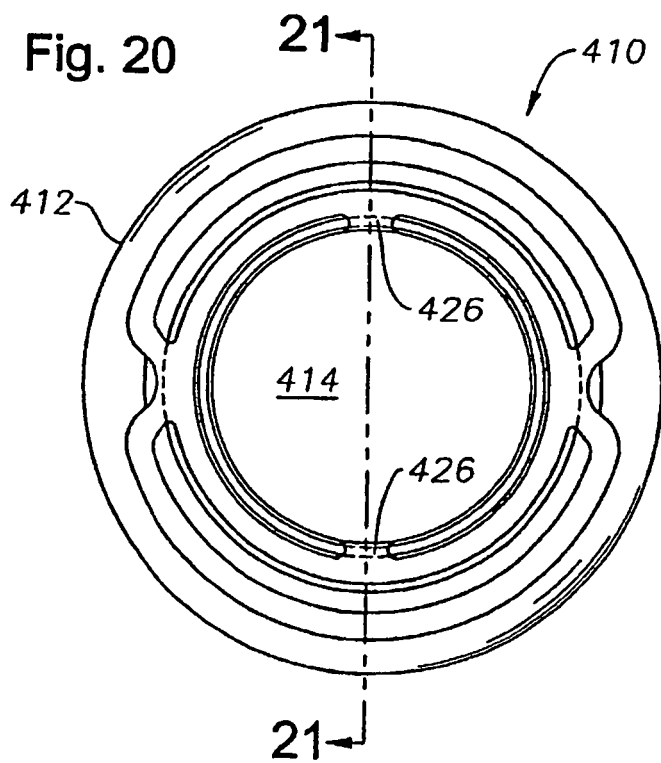


Fig. 22

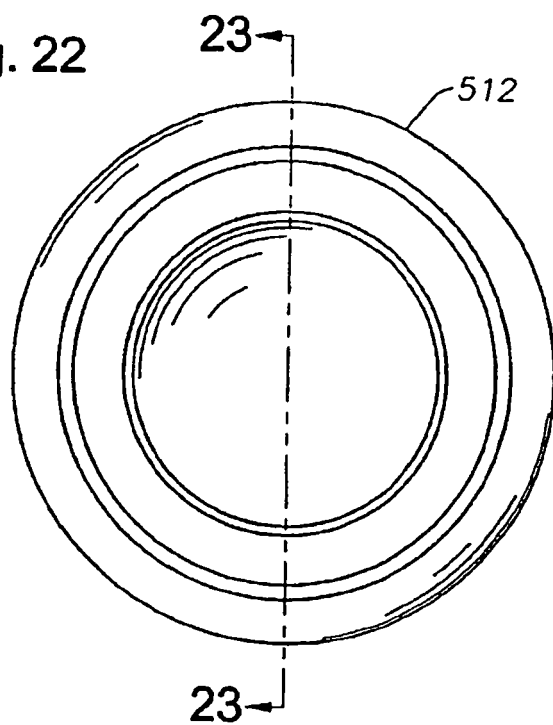


Fig. 23

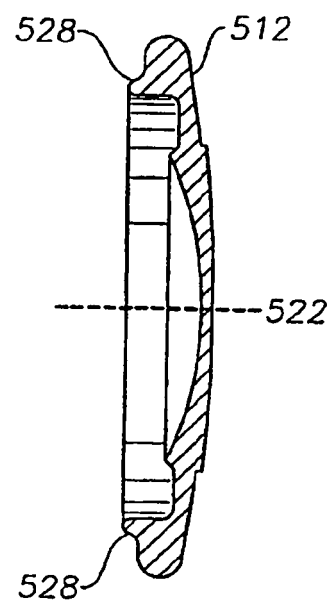


Fig. 24

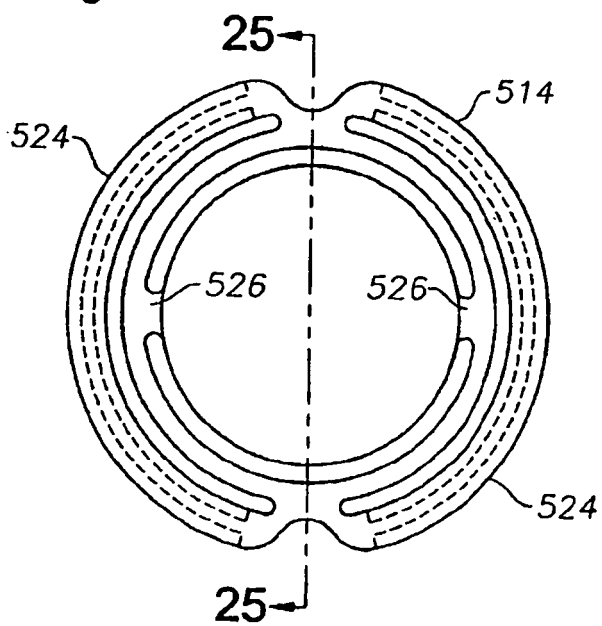
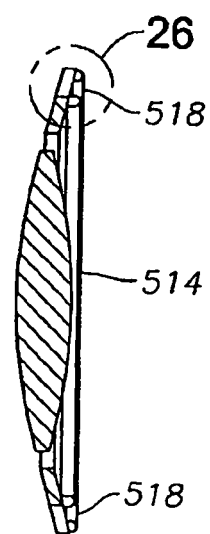


Fig. 25



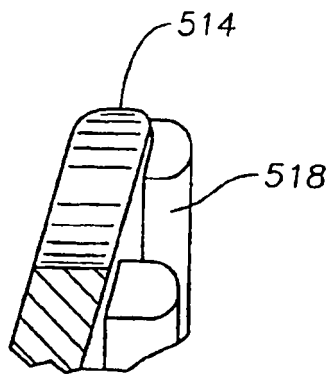


Fig. 26

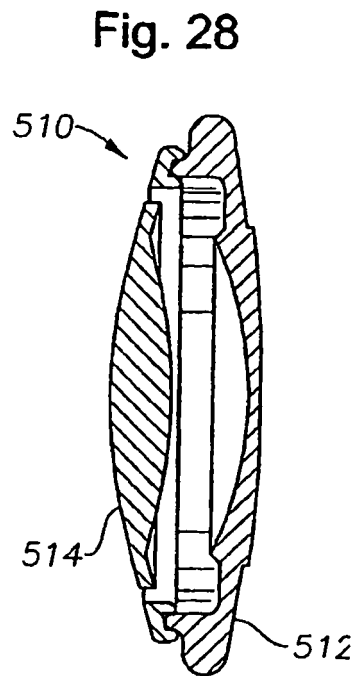


Fig. 28

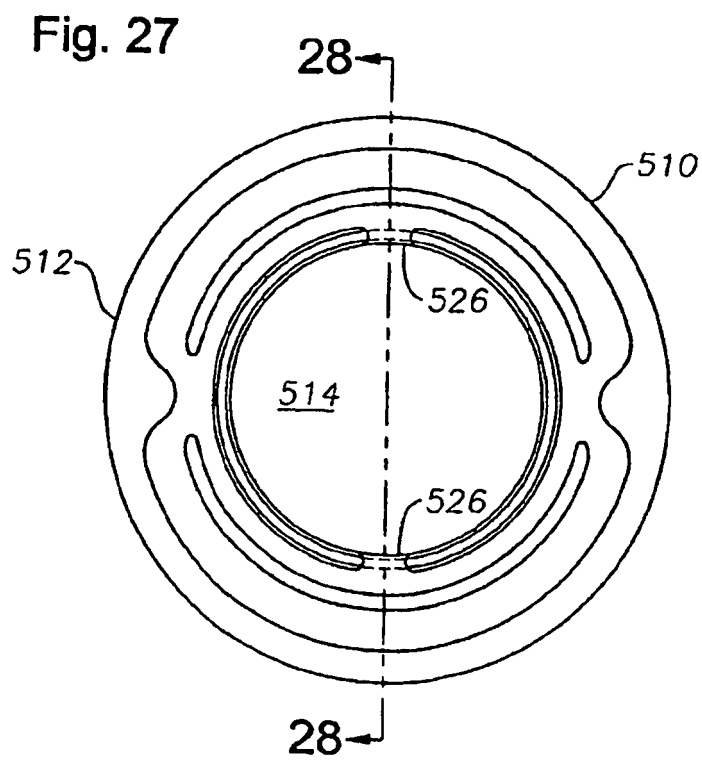


Fig. 27