



República Federativa do Brasil  
Ministério do Desenvolvimento, Indústria  
e do Comércio Exterior  
Instituto Nacional da Propriedade Industrial.

(21) **PI0616779-9 A2**

(22) Data de Depósito: 18/09/2006  
(43) Data da Publicação: 05/07/2011  
(RPI 2113)



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

(54) Título: **LENTE INTRA-OCULAR DEFORMÁVEL E SISTEMAS DE LENTE**

(30) Prioridade Unionista: 30/09/2005 US 11/241,586

(73) Titular(es): ADVANCED MEDICAL OPTICS, INC.

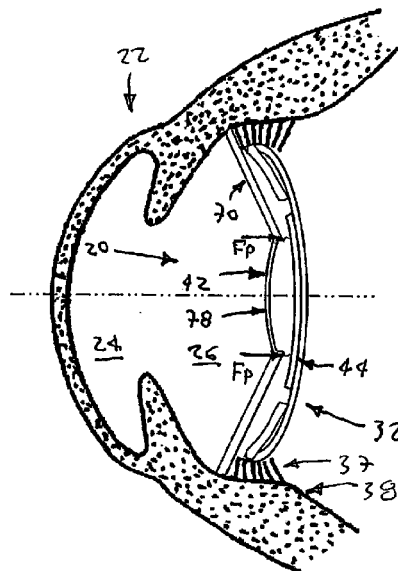
(72) Inventor(es): Daniel G. Brady

(74) Procurador(es): Dannemann, Siemsen, Bigler & Ipanema Moreira

(86) Pedido Internacional: PCT US2006036242 de 18/09/2006

(87) Publicação Internacional: WO 2007/040964 de 12/04/2007

(57) **Resumo:** LENTE INTRA-OCULAR DEFORMÁVEL E SISTEMAS DE LENTE. A presente invenção refere-se a uma lente que inclui um elemento ótico deformável, um elemento ótico rígido, e uma estrutura de suporte. O elemento ótico deformável é disposto sobre um eixo ótico e compreende um material sólido e uma superfície deformável. O elemento ótico rígido é disposto sobre um eixo ótico e compreende um material sólido e uma superfície rígida. A estrutura de suporte é operacionalmente acoplada a pelo menos um dos elementos óticos para pressionar a superfície deformável e a superfície rígida juntas em resposta a ou na ausência de uma força ocular, com o que pelo menos uma porção da superfície deformável muda de formato de modo que a potência ótica da pelo menos uma porção de superfície deformável e/ou lente intra-ocular muda em pelo menos 2 de dioptria.





PI0616779-9

Relatório Descritivo da Patente de Invenção para "**LENTE INTRA-OCULAR DEFORMÁVEL E SISTEMAS DE LENTE**".

Antecedentes da invenção

Campo da invenção

5 A presente invenção refere-se em geral a lentes intra-oculares e a sistemas de lentes intra-oculares, e mais especificamente a lentes intra-oculares deformáveis e a sistemas de lentes para proporcionar acomodação.

Descrição da Técnica Relacionada

10 Lentes intra-oculares monofocais são agora comumente usadas para restaurar a visão perdida, por exemplo, em virtude de formação de cataratas. Esforços mais recentes no campo concentraram na restauração ou na simulação de acomodação, a habilidade do olho em proporcionar tanto a visão para perto como a visão para longe. Uma abordagem de proporcionar a acomodação para um olho no qual a lente natural foi removida é de se usar uma lente bifocal ou multifocal que produza simultaneamente dois ou mais focos. Por exemplo, uma superfície de lente refrativa pode ser produzida na qual as porções diferentes da superfície apresentam diferentes comprimentos focais, por exemplo, como ensinado por Portney na Patente U.S. N°. 5.225.858. Alternativamente, Cohen ensina na Patente U.S. N°. 5.121.979 o uso de uma lente bifocal que compreende uma placa de fase difrativa na qual toda a lente produz dois focos diferentes correspondendo a duas ordens de difração diferentes. As lentes bifocais utilizam a capacidade do cérebro do indivíduo de dar preferência ao foco que corresponde à imagem selecionada.

25 Outra abordagem é de proporcionar uma lente intra-ocular que responde diretamente ao músculo ciliar do olho. Por exemplo, no pedido de Patente U.S. N°. 6,551,354, uma lente intra-ocular é usada para produzir acomodação ao proporcionar um elemento ótico que se move na direção anterior quando a musculatura ciliar se contrai. No pedido de Patente U.S. N°. 6,616,692, o qual se encontra aqui incorporada por referência, um primeiro elemento ótico dotado de uma potencia ótica negativa é combinado com um segundo elemento ótico dotado de uma potência ótica maior do que

30

a do primeiro elemento ótico. A combinação do primeiro e do segundo elementos óticos reduz com vantagem a quantidade de movimento axial no olho necessária para proporcionar a acomodação para a visão intermediária e de perto.

5                   Em uma outra abordagem, a acomodação é proporcionada ao se usar a contração da musculatura ciliar para deformar pelo menos uma porção do elemento ótico intra-ocular. Um problema potencial com relação a referida abordagem é que o formato da superfície ótica produzida durante a acomodação pode resultar em quantidades indesejáveis de aberrações óticas, por exemplo, aberrações esféricas.

10                   A acomodação das lentes intra-oculares é necessária, o que de modo fácil e eficaz deforma e muda o formato para proporcionar tanto a visão de longe como a visão de perto em uma forma que proporcione flexibilidade de desenho e/ou reduz as aberrações óticas.

#### 15                   Sumário da Invenção

                    As modalidades da presente invenção são em geral direcionadas a dispositivos e métodos para proporcionar acomodação ocular e mais especificamente a dispositivos oftálmicos tais como lentes intra-oculares para mudar o formato ou deformar pelo menos uma porção de uma superfície

20                   ótica deformável quando pressionada junto com e/ou em separado a partir da superfície de outro elemento ótico ou uma superfície do saco capsular. Os referidos dispositivos oftálmicos podem ser configurados para fácil e efetivamente deformar e mudar o formato para proporcionar tanto a visão de longe como a visão de perto em uma forma que proporciona flexibilidade de

25                   configuração e/ou reduza as aberrações óticas. As modalidades da presente invenção ainda incluem dispositivos e métodos para proporcionar mais do que um foco, reduzindo pelo menos uma aberração ótica, e/ou produzindo outros efeitos óticos desejados quando a superfície ótica deformável é ou

                    pressionada junto são separadas a partir do outro elemento ótico ou uma

30                   superfície do saco capsular.

                    Em um aspecto da presente invenção, uma lente intra-ocular compreende um elemento ótico deformável, um elemento ótico rígido e uma

estrutura de suporte. O elemento ótico deformável é disposto sobre um eixo ótico e compreende um material sólido e uma superfície deformável. O elemento ótico é disposto sobre o eixo ótico e compreende um material sólido e uma superfície rígida. A estrutura de suporte é operacionalmente acoplada a

5 pelo menos um dos elementos óticos e é configurada para pressionar a superfície deformável e a superfície rígida juntas em resposta a uma força ocular, com o que pelo menos uma porção da superfície deformável muda de formato de modo que a potência ótica de pelo menos uma porção da superfície deformável e/ou lente intra-ocular muda, tipicamente em pelo menos 1

10 de dioptria, preferivelmente entre cerca de 2 de dioptria a cerca de 5 de dioptria. Alternativamente, a estrutura de suporte pode ser operacionalmente acoplada a pelo menos um dos elementos óticos para pressionar a superfície deformável e a superfície rígida juntas na ausência de forças oculares. Em determinadas modalidades, a pelo menos uma porção de superfície deformável é toda a superfície ou substancialmente toda a superfície que forma

15 uma abertura clara da superfície deformável. A lente intra-ocular é preferivelmente configurada de modo a ser dotada de uma orientação acomodativa ou uma orientação não acomodativa; entretanto, pode alternativamente ser configurada de modo a não ter uma orientação acomodativa nem uma orientação não acomodativa.

20

Pelo menos um dos elementos óticos pode ser configurado para não ser dotado de nenhuma potência ótica, para ter uma única potência ótica, ou para proporcionar duas ou mais potências óticas ou pontos focais. Pelo menos um dos elementos óticos pode apresentar uma superfície esférica e/ou apresentar uma superfície multifocal e/ou difrativa. O elemento ótico

25 rígido pode ser usado seja para aumentar ou diminuir o raio de curvatura da superfície deformável quando as superfícies são pressionadas juntas. O elemento ótico rígido pode ser configurado para a colocação contra a cápsula posterior de um olho e para manter um formato substancialmente fixo. A superfície rígida pode ser configurada para reduzir uma aberração ótica de pelo menos um elemento ótico deformável, a lente intra-ocular, e o olho quando

30 as superfícies são pressionadas juntas.

O elemento ótico deformável pode ser configurado para apresentar ou uma orientação acomodativa ou uma orientação não acomodativa. O elemento ótico deformável apresenta uma espessura central ao longo do eixo ótico quando em um estado substancialmente não tensionado que pode mudar na medida em que os elementos óticos rígido e deformável são pressionados juntos. Por exemplo, o elemento ótico deformável pode ser adaptado para mudar a espessura central em um fator de pelo menos 1.1 quando a força ocular está em uma faixa de cerca de 1 grama a 9 gramas. Em um outro exemplo, o elemento ótico deformável adaptado para mudar a espessura central em pelo menos 100 micrometros quando a força ocular está na faixa de 1 grama a 9 gramas. O elemento ótico deformável pode ser produzido a partir de um primeiro material e o elemento ótico rígido pode ser produzido a partir de um segundo material, onde o pelo menos um índice de refração e o número Abbe do primeiro material é diferente daquele do segundo material. Ademais ou alternativamente, o elemento ótico deformável pode adicionalmente compreender uma porção de liberação para proporcionar um volume dentro do qual o material a partir do elemento ótico deformável pode se expandir ou ampliar quando a superfície deformável é deformada. A porção de liberação pode compreender pelo menos uma porção de uma periferia sobre o elemento ótico deformável e/ou um ou mais vazios dentro do elemento ótico deformável.

A estrutura de suporte pode ser configurada para colocação em pelo menos um dos sulcos e no saco capsular. A estrutura de suporte pode adicionalmente compreender um ou mais elementos hápticos. Alternativa ou adicionalmente, a estrutura de suporte pode compreender um elemento de posicionamento ótico dotado de um segmento anterior configurado para engate produzível com uma cápsula anterior de um olho, um segmento posterior para engate produzível com a cápsula posterior do olho, e um segmento equatorial disposto entre o segmento anterior e o segmento posterior. Nas referidas modalidades, a estrutura de suporte pode ser construída para manter substancialmente o segmento equatorial em contato com uma porção equatorial da cápsula em resposta à força ocular. O elemento ótico rígido

nas referidas modalidades é tipicamente operavelmente acoplado em uma abertura no segmento anterior substancialmente centrado sobre o eixo ótico. O elemento ótico rígido e o elemento ótico deformável podem ser configurados de modo a serem dotados de uma ou mais aberturas de sobreposição que permite o fluxo de fluido para dentro e para fora do interior do elemento de posicionamento ótico.

Em um outro aspecto da presente invenção, uma lente intra-ocular compreende um elemento ótico deformável, um elemento ótico rígido, e uma estrutura de suporte, onde a estrutura de suporte é operacionalmente acoplada a pelo menos um dos elementos óticos para a produção de uma força que pressiona a superfície deformável e a superfície rígida juntas em resposta a uma força ocular de modo que pelo menos uma porção da superfície deformável é deformada e substancialmente se conforma ao formato da superfície rígida.

Em ainda um outro aspecto da presente invenção, apenas uma porção da superfície deformável muda de formato. Nas referidas modalidades, a porção do elemento ótico deformável pode ser uma porção central do elemento ótico deformável com um diâmetro que é tipicamente superior a cerca de 2 mm. Alternativamente, o elemento ótico deformável é uma porção periférica do elemento ótico deformável que tipicamente é côncava e tipicamente apresenta um diâmetro interno que é inferior a cerca de 4 mm. Em ainda um outro aspecto da presente invenção, a lente intra-ocular não compreende um elemento ótico rígido e a estrutura de suporte é operacionalmente acoplada ao elemento ótico deformável para pressionar a superfície deformável e pelo menos uma superfície do saco capsular de um olho junto, em resposta a uma força ocular, com o que pelo menos uma porção da superfície deformável muda de formato.

Em um aspecto da presente invenção, um método de proporcionar acomodação compreende proporcionar uma lente intra-ocular de acordo com uma modalidade da presente invenção e implantar a lente intra-ocular no olho de um indivíduo. O método adicionalmente compreende configurar a estrutura de suporte da lente intra-ocular para pressionar a superfície defor-

mável e a superfície rígida juntas em resposta a ou na ausência de uma força ocular, com o que pelo menos uma porção da superfície deformável muda de formato de modo que a potência ótica da pelo menos uma porção da superfície deformável e/ou lente intra-ocular muda. O método adicionalmente

5 compreende configurar a lente intra-ocular de modo que o raio de curvatura da superfície deformável aumenta ou diminui em resposta à força ocular enquanto o raio de curvatura da superfície rígida permanece substancialmente fixo. O método pode ainda compreender configurar a lente intra-ocular de modo que uma aberração ótica de pelo menos um de elemento ótico deformável, a lente intra-ocular, e o olho é reduzida em resposta à força ocular. O

10 método pode adicionalmente compreender a configuração de uma lente intra-ocular de modo que a superfície deformável muda a partir de uma superfície substancialmente esférica para uma superfície asférica na medida em que as superfícies são pressionadas juntas ou quando as superfícies são

15 separadas. O método pode ainda compreender configurar a lente intra-ocular de modo que a superfície deformável muda a partir de um primeiro raio de curvatura a um segundo raio de curvatura diferente do primeiro raio de curvatura quando as superfícies são pressionadas juntas.

#### Breve Descrição dos Desenhos

20 As modalidades da presente invenção podem ser melhor entendidas a partir da descrição detalhada a seguir quando lida em conjunto com os desenhos anexos. As referidas modalidades, que são apenas oferecidas apenas com o objetivo de ilustração, ilustram os aspectos novos e não óbvios da presente invenção. Os desenhos incluem 15 figuras a seguir, com

25 números similares indicando partes similares.

A figura 1 é uma vista dianteira da lente intra-ocular acomodativa de acordo com uma primeira modalidade da presente invenção.

A figura 2 é uma vista lateral da lente intra-ocular acomodativa ilustrada na figura 1 mostrada dentro de um olho em um estado acomodativo.

30 A figura 3 é uma vista lateral da lente intra-ocular acomodativa ilustrada na figura 1 mostrada dentro de um olho no estado acomodativo.

A figura 4 é uma vista lateral ampliada da lente intra-ocular aco-

modativa ilustrada na figura 2.

A figura 5 é uma vista lateral ampliada da lente intra-ocular acomodativa ilustrada na figura 3.

5 A figura 6 é uma vista dianteira da lente intra-ocular acomodativa de acordo com uma segunda modalidade da presente invenção.

A figura 7 é uma vista lateral ampliada da lente intra-ocular acomodativa ilustrada na figura 6.

10 A figura 8 é uma vista lateral da lente intra-ocular acomodativa de acordo com uma terceira modalidade da presente invenção mostrada dentro de um olho no estado acomodativo.

A figura 9 é uma vista lateral da lente intra-ocular acomodativa ilustrada na figura 8 mostrada dentro de um olho no estado não acomodativo.

15 A figura 10 é uma vista lateral da lente intra-ocular acomodativa de acordo com uma quarta modalidade da presente invenção mostrada dentro de um olho no estado não acomodativo.

A figura 11 é uma vista lateral da lente intra-ocular acomodativa ilustrada na figura 10 mostrada dentro de um olho no estado acomodativo ou estado parcialmente acomodativo.

20 A figura 12 é uma vista lateral da lente intra-ocular acomodativa de acordo com uma quinta modalidade da presente invenção mostrada dentro de um olho no estado não acomodativo ou estado parcialmente não acomodativo.

25 A figura 13 é um gráfico de fluxo do método de proporcionar a acomodação a um indivíduo de acordo com uma modalidade da presente invenção.

A figura 14 é uma vista lateral da lente intra-ocular acomodativa ilustrada na figura 7 mostrada dentro de um olho em estado não acomodativo.

30 A figura 15 é uma vista lateral de uma lente intra-ocular acomodativa ilustrada na figura 7 mostrada dentro de um olho em estado acomodativo.

### Descrição Detalhada dos Desenhos

Com referência agora às figuras 1 e 2, em determinadas modalidades, uma lente intra-ocular (IOL) 20 é configurada para disposição no interior de um olho de um mamífero 22, preferivelmente aquele de um indivíduo humano. Antes de proporcionar uma descrição mais detalhada da estrutura e funcionamento da IOL 20, uma breve visão do olho 22 será oferecida. O olho 22 pode ser dividido em uma câmara anterior 24 e uma câmara posterior 26. A câmara anterior 24 inclui um volume no interior do olho 22 que é substancialmente definido pela córnea 28 e pela íris 30. A câmara posterior 26 contém um saco capsular 32 que compreende a cápsula anterior 34 e a cápsula posterior 36. Antes da implantação da IOL 20 no olho 22, o saco capsular 32 apresenta um formato substancialmente discóide que é definido pela lente natural (não mostrada). Durante a cirurgia, uma abertura é formada na cápsula anterior 34 através da qual a lente natural é removida.

A câmara posterior 26 pode ser definida como o volume dentro do olho 22 que é disposto entre a íris 30 e a superfície posterior 36 do saco capsular 32. O saco capsular 32 é circundado por uma série de fibras zonulares (denominadas zônulas) 37 que são dispostas entre e conectam o saco capsular 32 e o músculo ciliar 38. A câmara posterior 26 contém também um sulco 39, uma região arredondada em torno do perímetro da câmara posterior 26 que é disposta entre a íris 30 e o músculo ciliar 38.

A córnea 28 pode ser usada em combinação seja com a lente natural (antes da cirurgia) ou a IOL 20 (após a cirurgia) para formar imagens na retina (não mostrada) do olho 22. Quando a lente natural está presente, o formato e a posição do saco capsular 32 são usados para ajustar a quantidade de potência ótica produzida pelo olho 22, permitindo assim que o indivíduo focalize tanto em objetos relativamente próximos como em objetos relativamente distantes. De modo a acomodar ou focalizar em objetos relativamente próximos, as forças oculares são produzidas por contração da musculatura ciliar 38 que libera a tensão nas zônulas 37 e permitem que o saco capsular 32 e a lente natural obtenham um formato mais oval.

Como usado aqui, o termo "força ocular" significa qualquer força

produzida pelo olho de um indivíduo que tensiona, move, ou muda o formato da lente natural do olho ou de pelo menos uma porção de uma lente intra-ocular que é disposta dentro do olho de um indivíduo. A força ocular que atua na lente (seja uma lente natural ou uma IOL) pode ser produzida, por exemplo, pelo estado ou configuração do corpo ciliar (por exemplo, contraído ou retraído), mudanças no formato do saco capsular, estiramento ou contração de uma ou mais zônulas, pressão vítrea, e/ou movimento de alguma parte do olho tal como o corpo ciliar, zônulas, ou saco capsular, seja isoladamente ou em combinação.

10 A força ocular que atua na IOL 20 pode ser produzida quando a musculatura ciliar 38 está ou contraída ou retraída, dependendo da configuração da IOL 20 e/ou do estado do olho 22 quando a IOL 20 é implantada e fixada dentro do olho 22 (por exemplo, um estado acomodativo ou um estado não acomodativo). Por exemplo, a IOL 20 pode ser configurada para proporcionar visão de perto a um indivíduo quando a IOL 20 está em seu estado natural ou não tensionado e uma força ocular é produzida na IOL 20 quando a musculatura ciliar 32 é retraída. Nas referidas modalidades, uma força ocular pode ser usada para tensionar a IOL 20 de modo a produzir um estado não acomodativo no qual o olho 22 é capaz de focalizar em objetos distantes ou intermediários. Em um outro exemplo, a IOL 20 pode ser configurada para proporcionar visão de longe quando no estado natural e uma força ocular é produzida quando a musculatura ciliar 32 é contraída. Nas referidas modalidades, uma força ocular pode ser usada para tensionar a IOL 20 de modo a produzir um estado acomodativo no qual o olho 22 é capaz de focalizar em objetos relativamente próximos. Como usado aqui, os termos "estado natural" ou "estado não tensionado" de uma IOL são usados intercambiavelmente e significam uma condição de uma IOL na qual não há ou substancialmente não há uma força ocular ou outras forças externas na IOL 20, com exceção de forças residuais tais como forças gravitacionais.

30 Para o olho humano, a força ocular está preferivelmente na faixa de 0,1 gramas a 100 gramas, mais preferivelmente na faixa de cerca de 1 grama a cerca de 9 gramas, e ainda mais preferivelmente na faixa de cerca

de 6 gramas a 9 gramas. Em determinadas modalidades, a força ocular produzida pelo olho está na faixa de cerca de 1 grama a cerca de 3 gramas. As referidas faixas preferidas são com base no entendimento da fisiologia atual sobre o olho humano e não devem limitar o âmbito das modalidades da presente invenção. A magnitude da força ocular disponível para tensionamento da lente natural e/ou da IOL 20, evidentemente, irá variar entre indivíduos com base, por exemplo, em fatores tais como idade do indivíduo, condições da doença, e da construção fisiológica do olho. Antecipa-se que na medida em que aumenta o entendimento da fisiologia do olho humano e do olho dos mamíferos, a faixa preferida ou faixas de operação para as modalidades da presente invenção serão mais precisamente definidas.

Com referência às figuras 1 - 3, em uma modalidade útil da presente invenção, a IOL 20 pode ser usada para proporcionar visão acomodativa e não acomodativa a um indivíduo. A IOL 20 compreende um elemento óptico deformável 42, um elemento óptico rígido 44, e uma estrutura de suporte 48. O elemento óptico deformável 42 é disposto sobre um eixo óptico 50 e compreende uma superfície deformável 52 e uma periferia 49. O elemento óptico rígido 44 é disposto sobre o eixo óptico 50 e compreende adicionalmente uma superfície rígida 54. O elemento óptico deformável 42 compreende também uma superfície anterior 60 e uma superfície posterior 61, enquanto que o elemento óptico rígido 44 adicionalmente compreende uma superfície anterior 62 e uma superfície posterior 63. Na modalidade ilustrada, a superfície posterior 61 do elemento óptico deformável 42 é a superfície deformável 52 e a superfície anterior 62 do elemento óptico rígido 44 é a superfície rígida 54.

A IOL 40 e o elemento óptico deformável 42 podem ser configurados de modo a serem dotados de uma orientação não acomodativa, como ilustrado na figura 2. Alternativamente, a IOL 40 pode ser dotada de uma orientação acomodativa, dependendo de diversos fatores tais como a fisiologia particular do olho 22 e da produtividade operacional particular desejada pelo médico e/ou projetista. Como usado aqui, o termo "orientação acomodativa" refere-se a uma lente intra-ocular que é configurada para proporcio-

nar visão de perto para intermediária quando em um estado natural ou não tensionado (por exemplo, sem força ocular ou outras forças externas na estrutura de suporte 148). De modo diferente, o termo "orientação não acomodativa" refere-se ao estado de uma lente intra-ocular onde o elemento ótico e/ou a IOL são configurados para proporcionar visão de longe quando em um estado natural ou não tensionado.

A estrutura de suporte 48 é operacionalmente acoplada ao elemento ótico deformável 42, mas em outras modalidades pode ser operacionalmente acoplada ao elemento ótico rígido 44 ou a ambos os elementos óticos deformável 42 e elemento ótico rígido 44. Em determinadas modalidades, a estrutura de suporte 48 é configurada para pressionar a superfície deformável 52 do elemento ótico deformável 42 e a superfície rígida 54 do elemento ótico rígido 44 juntas em resposta a ou na presença de uma força ocular, onde pelo menos uma porção da superfície deformável 52 muda o formato de modo que a potência ótica da pelo menos uma porção da superfície deformável 52 e/ou da IOL 20 muda, tipicamente em pelo menos cerca de 1 de dioptria, preferivelmente pelo menos 2 de dioptria, de forma mais preferida pelo menos 3 de dioptria, e ainda mais preferivelmente pelo menos 4 ou 5 de dioptria. Em determinadas modalidades, a estrutura de suporte 48 produz uma força  $F_p$  que pressiona a superfície deformável 52 e a superfície rígida 54 juntas em resposta a uma força ocular de modo que pelo menos uma porção da superfície deformável 52 é deformada e substancialmente se conforma ao formato da superfície rígida 54.

Em outras modalidades, a estrutura de suporte 48 é configurada para pressionar a superfície deformável 52 e a superfície rígida 54 juntas na ausência de uma força ocular, onde pelo menos uma porção da superfície deformável 52 muda o formato de modo que a potência ótica da pelo menos uma porção da superfície deformável 52 e/ou IOL 20 muda, tipicamente em pelo menos 1 de dioptria ou 2 de dioptria ou mais comparado à potência ótica da IOL 20 quando a superfície deformável 52 está em um estado não deformado. Nas referidas modalidades, a IOL 20 é configurada para produzir uma força interna ou forças que pressionam a superfície deformável 52 e

superfície rígida 54 juntas quando não há força externa, tal como uma força ocular, atuando na IOL 20. A IOL é adicionalmente configurada de modo que a aplicação de uma força externa, tal como uma força ocular, oposta à força interna ou forças produzidas pela IOL 20 de modo que as superfícies 52, 54 não são mais pressionadas juntas ou são apenas parcialmente pressionadas juntas.

Com referência às figuras 4 e 5, o elemento ótico deformável 42 pode adicionalmente compreender uma porção de liberação 82 que é configurada para proporcionar um volume no interior do qual o material a partir do elemento ótico deformável 42 pode fluir, ampliar ou expandir quando a superfície deformável 52 é deformada na medida em que é pressionada contra a superfície rígida 54. Ao se proporcionar um volume no interior do qual o material pode se expandir quando as superfícies 52, 54 são pressionadas juntas, a porção de liberação 82 pode ser usada para reduzir a possibilidade de mudanças na potência ótica produzidas por deformação da superfície deformável 52 sejam opostas ou canceladas por uma deformação similar na superfície oposta 60. A porção de liberação pode compreender pelo menos uma porção da periferia 49 sobre o elemento ótico deformável 42 que não está em contato com a estrutura de suporte 48. Por exemplo, ao se comparar as figuras 4 e 5, a porção de liberação 82 é vista para compreender uma porção da periferia que é posterior ao elemento háptico 70 e anterior à superfície rígida 54 do elemento ótico rígido 44. Em outras modalidades, a porção de liberação 82 pode compreender espaços ou aberturas dentro do corpo do elemento ótico deformável 42 que serão também usadas para permitir o fluxo de fluido entre as porções anterior e posterior da câmara anterior 24 do olho 22.

Em determinadas modalidades, a superfície deformável 52 é configurada para ser menos rígida do que a superfície oposta 60 do elemento ótico deformável 42. Similar às porções de liberação 82, a maior rigidez da superfície oposta 60 pode ser usada para reduzir a possibilidade de mudanças na potência ótica produzida pela deformação da superfície deformável 52 sejam opostas ou canceladas por uma deformação similar na superfície

oposta 60. A rigidez da superfície oposta 60 pode ser proporcionada por operacionalmente acoplar um revestimento de enrijecimento ou camada 78 ao elemento ótico deformável 42 que é produzido de um material que é mais rígido ou robusto do que o material a partir do qual as outras porções do elemento ótico deformável 42 são produzidas. Alternativa ou adicionalmente, a camada de enrijecimento 78 pode ser integralmente formada com um elemento ótico deformável 42 e/ou estrutura de suporte 48 ao se endurecer a superfície oposta 60. O enrijecimento pode ser realizado, por exemplo, por polimerização de adição da camada de enrijecimento 78 sobre e acima da quantidade de polimerização usada na formação de outras porções do elemento ótico deformável 42. Na modalidade ilustrada das figuras 1 – 5, a camada de enrijecimento 78 é disposta na frente da superfície anterior 60 do elemento ótico deformável 42. De modo mais geral, a camada de enrijecimento 78 é preferivelmente disposta de modo que o elemento ótico deformável 42 é localizado entre a camada de enrijecimento 78 e o elemento ótico rígido 44.

Em determinadas modalidades, a IOL 20 é configurada para colocação no interior do olho 22, por exemplo, dentro do sulco 39, como ilustrado nas figuras 1 – 3. Alternativamente, a IOL 20 pode ser configurada para colocação no interior de outra porção do olho 22, por exemplo, dentro do saco capsular 32. A IOL 20 pode ser construída a partir de qualquer material comumente empregado na técnica, por exemplo, um material polimérico de silicone, um material polimérico acrílico, um material polimérico de formação de hidrogel, tal como poliidroxietilmetacrilato, polifosfazenos, poliuretanos, e/ou misturas dos mesmos. Combinações do elemento ótico deformável 42, elemento ótico rígido 44 e estrutura de suporte 48 podem ser do mesmo material. Alternativamente, cada um dos referidos elementos da IOL 20 pode ser de diferentes materiais. Em determinadas modalidades, a IOL 20 é produzida substancialmente a partir do mesmo material e é integralmente formado para produzir uma estrutura composta para a colocação dentro do olho 22 como uma unidade simples. Alternativamente, um ou mais dos componentes da IOL 20 são produzidos separadamente e montados dentro do

olho para formar a IOL 20. A referida construção modular pode com vantagem permitir o uso de uma incisão menor no olho 22, deste modo reduzindo o tempo de cura e o trauma geral ao olho 22.

5 Em algumas modalidades, o elemento ótico rígido 44 é disposto contra ou em contato com a cápsula posterior 32, e o elemento ótico deformável 42 é disposto na frente ou na porção anterior do elemento ótico rígido 44. Nas referidas modalidades, a elemento ótico deformável 42 é preferivelmente configurado para arquear na direção posterior (em afastamento da córnea 28) de modo que o mesmo pode ser pressionado com eficiência contra o elemento ótico rígido 44 em resposta a ou na ausência de uma força ocular. A potência ótica total da IOL 20 pode ser determinada a partir das potências individuais do elemento ótico deformável 42 e do elemento ótico rígido 44 e pode mudar dependendo em se o elemento ótico deformável 42 e o elemento ótico rígido 44 são ou não pressionados juntos.

15 Os elementos óticos 42, 44 podem ser construídos a partir de um ou de uma combinação de materiais relativamente rígidos tais como polimetilmetacrilato (PMMA), enquanto o elemento ótico deformável 42 é produzido a partir de um ou mais materiais deformáveis e flexíveis encontrados na técnica, tais como silicone polimérico, um polimérico acrílico, um polimérico fortificado a hidrogel, ou uma mistura dos mesmos. O material ou materiais usados para formar os elementos óticos 42, 44 são preferivelmente elementos óticos óticamente claros que exibem biocompatibilidade no ambiente do olho. A seleção de materiais de lente adequados é bem conhecida daqueles versados na técnica. Por exemplo, ver David J. Apple, et al., Intra-ocular Lenses. Evolution, Design, Complications, and Pathology, (1989) William & Wilkins, que se encontra aqui incorporada por referência.

20 Em algumas modalidades, o elemento ótico deformável 42 e/ou o elemento ótico rígido 44 são produzidos a partir de um material sólido. Como usado aqui, o termo "sólido" significa um material que não compreende principalmente um gás ou um líquido e/ou que é um material homogêneo com a capacidade de manter uma superfície, forma ou formato substancialmente fixo na presença de forças externas pequenas dispostas em um obje-

to produzido a partir do referido material. O termo "sólido" inclui materiais em gel tais como materiais de hidrogel, material hidrófilo, e material hidrófobo que compreende um material polimérico contendo menos do que 50% de líquido em peso. Como usado aqui, o termo "substancialmente fixo" significa

5 que variações na superfície, forma ou formato de um elemento ótico são pequenas em comparação às variações necessárias para induzir aberrações óticas significativas, ou seja, aberrações óticas que são maiores do que cerca de 10 vezes a difração limitada.

Tipicamente, o elemento ótico deformável 42 e/ou o elemento

10 ótico rígido 44 da IOL 20 são produzidos a partir de um material dobrável para permitir a inserção da IOL 20 através de uma incisão no olho 22 que é inferior a cerca de 5 mm de diâmetro, mais preferivelmente menos que 3 mm de diâmetro, e ainda mais preferivelmente menos do que 2 mm de diâmetro. Como usado aqui, o termo "elemento ótico dobrável" significa um elemento

15 ótico que é suficientemente dobrável para ser rolado, dobrado, comprimido, ou de outra forma deformado para a inserção em uma incisão que é menor do que o diâmetro do elemento ótico, e é suficientemente flexível para retornar substancialmente ao seu formato original e/ou proporcionar substancialmente as mesmas características óticas que a lente era dotada antes da inserção no olho. Como usado aqui, o termo "elemento ótico deformável" significa um elemento ótico dotado de pelo menos uma superfície configurada de modo que pelo menos uma porção da superfície muda de formato quando submetida a uma força ocular ou uma força na faixa de cerca de 0,1 grama a cerca de 100 gramas.

20

Como usado aqui, o termo "rígido" refere-se à capacidade de

25 uma estrutura de resistir a mudanças na forma resultantes das forças oculares na mesma, por exemplo, a capacidade da lente ou da superfície de resistir a mudanças no raio de curvatura, na espessura e/ou asfericidade da mesma. Como usado aqui, o termo "deformável" refere-se à capacidade da

30 estrutura de mudar a forma em resposta às forças oculares na mesma. Os termos "rígido" e "deformável" são usados aqui para se referirem à rigidez ou a deformabilidade relativa de um elemento ótico rígido 44 em comparação

àquela do elemento ótico deformável 42. Os referidos termos em geral não refere-se à rigidez ou a deformabilidade dos elementos óticos 42, 44 em um sentido absoluto. Tipicamente, ambos os elementos óticos 42, 44 são pelo menos relativamente deformáveis no sentido de que os mesmos podem ser flexivelmente dobrados ou vergados para inserção no olho 22 de modo a reduzir a quantidade de trauma ao olho 22 durante a cirurgia e o tempo de cura após a cirurgia.

O elemento ótico rígido 44 pode também ser produzido a partir de um dos materiais mais flexivelmente deformáveis acima relacionados para o elemento ótico deformável 42, desde que a composição final ou a construção do elemento ótico rígido 44 seja mais rígida do que aquela do elemento ótico deformável 42. Por exemplo, tanto o elemento ótico rígido 44 e o elemento ótico deformável 42 podem ser produzidos de materiais acrílicos. Nas referidas modalidades, o material acrílico usado para formar o elemento ótico rígido 44 pode ser produzido mais rígido do que aquele usado para formar o elemento ótico deformável 42, por exemplo, ao tornar o elemento ótico rígido 44 mais espesso do que o elemento ótico deformável 42, ao se aumentar o grau de polimerização do material usado para formar o elemento ótico rígido 44 com relação àquele do elemento ótico deformável 42, ou ao se formar o elemento ótico rígido 44 a partir de um tipo de material acrílico que seja mais rígido do que aquele usado para formar o elemento ótico deformável 42.

Os materiais usados para formar os elementos óticos 42, 44 tipicamente apresentam índices que permitem a fabricação de elementos óticos relativamente delgados e flexíveis. Cada um dos elementos óticos 42, 44 pode apresentar uma espessura na faixa de cerca de 150 microns ou menos a cerca de 1500 microns ou mais, preferivelmente na faixa de cerca de 150 microns a cerca de 500 microns. De modo a proporcionar uma maior rigidez, o elemento ótico rígido 44 tipicamente apresenta uma espessura central que é maior do que a espessura central do elemento ótico deformável 42. Cada um dos elementos óticos 42, 44 tipicamente apresenta um diâmetro de cerca de 4,5 mm ou menos a cerca de 6,5 mm ou mais, preferivelmente de cerca

de 5,0 mm a cerca de 6,0 mm. Em algumas modalidades, a espessura central do elemento ótico rígido 44 é mais espessa do que a espessura central do elemento ótico deformável 42, em especial se ambos os elementos óticos 42, 44 forem produzidos a partir do mesmo material ou materiais dotados da mesma espessura quando formado na mesma estrutura ou formato.

Os elementos óticos 42, 44 podem em geral adotar qualquer forma de lente conhecida na técnica, seja antes ou após a superfície deformável 52 e a superfície rígida 54 serem pressionadas juntas. Por exemplo, qualquer um dos elementos óticos 42, 44 pode ser uma lente biconvexa, uma lente bicôncava, uma lente plano-convexa, uma lente plano-côncava, ou uma lente de menisco. A potência ótica de cada um dos elementos óticos 42, 44 pode ser ou positiva ou negativa. Alternativamente, a potência ótica de um dos elementos óticos 42, 44 pode ser positiva, embora a potência ótica do outro possa ser negativa. Em algumas modalidades, a forma geral do elemento ótico deformável 42 pode mudar após as superfícies 52, 54 serem pressionadas juntas. Por exemplo, o elemento ótico deformável 42 pode ser uma lente plano-convexa para pressionar as superfícies 52, 54 juntas e uma lente biconvexa após pressionar as superfícies 52, 54 juntas.

A potência ótica refrativa combinada dos elementos óticos 42, 44 está preferivelmente dentro de uma faixa de cerca de +5 de dioptria a pelo menos cerca de +50 de dioptria, mais preferivelmente dentro de uma faixa de pelo menos cerca de +10 de dioptria a pelo menos cerca de +40 de dioptria, e ainda mais preferivelmente dentro de uma faixa de pelo menos cerca de +15 de dioptria to pelo menos cerca de +30 de dioptria. A faixa mais preferida é aquela típica para IOLs usadas em olhos afáquicos, por exemplo, após a cirurgia de catarata. Em algumas modalidades, a potência ótica refrativa combinada dos elementos óticos 42, 44 pode estar dentro de uma faixa de cerca de +5 de dioptria a cerca de -5 de dioptria, ou menos.

Em algumas modalidades, o elemento ótico rígido 44 é configurado para ou aumentar ou reduzir o raio de curvatura da superfície deformável 52 quando as superfícies 52, 54 são pressionadas juntas. Tipicamente, as superfícies 62, 63 do elemento ótico rígido 44 e/ou a superfície 60 oposta

à superfície deformável 52 são configuradas para manter um formato fixo ou substancialmente fixo quando as superfícies 52, 54 são pressionadas juntas. O formato de qualquer uma das superfícies 60 – 63 dos elementos óticos 42, 44 pode ou ser esférico ou plano, seja antes ou após as superfícies deformável e rígida 52, 54 serem pressionadas juntas. Alternativamente, pelo menos uma das superfícies 60 – 63 dos elementos óticos 42, 44 pode ser uma superfície esférica ou ser dotada de uma superfície assimétrica, seja antes ou após as superfícies deformável e rígida 52, 54 serem pressionadas juntas. Por exemplo, o perfil ou formato de pelo menos uma das superfícies 60 – 63 pode ser parabólico ou de algum outro formato esférico para reduzir uma aberração tal como uma aberração esférica. Por exemplo, uma ou mais das superfícies 60 – 63 pode ser uma superfície esférica que é configurada para reduzir as aberrações esféricas com base ou na córnea individual ou em um grupo de córneas, por exemplo, como descrito por Piers et al., no documento de Patente U.S. N°. 6,609,673 e documento de pedido de Patente U.S. N°. 10/724,852, os quais se encontram aqui incorporados por referência.

Em algumas modalidades, pelo menos um dos elementos óticos 42, 44 compreende uma superfície de difração, seja antes ou após as superfícies deformável e rígida 52, 54 serem pressionadas juntas. Por exemplo, pelo menos uma das superfícies 60 – 63 dos elementos óticos 42, 44 pode compreender uma superfície de difração que seja configurada para corrigir uma aberração do elemento ótico deformável 42, do elemento ótico rígido 44, da IOL 20, e/ou do olho 22. Por exemplo, a superfície de difração pode ser configurada para corrigir uma aberração cromática, como descrito no documento de Patente U.S. N°. 6,830,332 o qual se encontra aqui incorporado por referência. A superfície de difração pode ser configurada para cobrir toda ou substancialmente a superfície de pelo menos uma das superfícies 60 – 63, seja antes ou após a superfície deformável 52 e a superfície rígida 54 serem pressionadas juntas. Alternativamente, a superfície de difração pode cobrir apenas uma porção da pelo menos uma das superfícies 60 – 63, por exemplo, como descrito nos documentos de patentes U.S. Nos.

4,881,804 e 5,699,142, os quais se encontram aqui incorporados por referência. Em algumas modalidades, uma porção de uma das superfícies 60 – 63 dotada de uma superfície de difração pode ser configurada para proporcionar uma potência ótica que seja diferente da potência ótica de uma porção restante da superfície 60 – 63 que não contenha o componente de difração.

Em algumas modalidades, pelo menos um dos elementos óticos 42, 44 é capaz de proporcionar mais do que uma potência ótica, por exemplo, uma lente bifocal ou multifocal, seja antes ou após a superfície deformável 52 e a superfície rígida 54 serem pressionadas juntas. Isto pode ser implementado ao se variar a potência de refração de uma das superfícies 60 – 63 como uma função do raio a partir do eixo ótico 50, por exemplo, como descrito nos documentos de patentes U.S. Nos. 4,898,461 e 5,225,858, os quais se encontram aqui incorporados por referência. Alternativa ou adicionalmente, as uma ou mais superfícies 60 – 63 podem conter uma superfície de difração na qual duas ou mais ordens de difração são usadas para proporcionar duas ou mais potências óticas, por exemplo, como discutido nos documentos de patentes U.S. Nos. 4,642,112 e 5,121,979, os quais se encontram aqui incorporados por referência.

Em algumas modalidades, pelo menos uma das superfícies 52, 54 compreende uma superfície multifocal e/ou de difração que é configurada para corrigir uma aberração ótica, proporcionar mais de um foco, e/ou proporcionar algum outro efeito ótico desejado quando as superfícies 52, 54 são separadas (por exemplo, não pressionadas juntas). Nas referidas modalidades, a correção ou efeito produzido pela superfície multifocal e/ou de difração pode ser reduzido ou eliminado quando as superfícies 52, 54 são pressionadas juntas, seja em resposta a ou na ausência de uma força ótica. Em outras modalidades, a superfície rígida 54 compreende uma superfície multifocal e/ou de difração que é configurada para corrigir uma aberração ótica, proporcionar mais de um foco e/ou proporcionar algum outro efeito ótico desejado quando as superfícies 52, 54 são pressionadas juntas. Nas referidas modalidades, a correção ou o efeito produzido pela superfície multifocal e/ou

de difração pode ser reduzido ou eliminado quando as superfícies 52, 54 são separadas uma da outra.

Os materiais e/ou os perfis de superfície do elemento ótico deformável 42, do elemento ótico rígido 44 e/ou da camada de enrijecimento 78 podem ser vantajosamente selecionados para corrigir uma aberração ótica da IOL 20 do olho 22. Por exemplo, a IOL 20 pode ser usada para corrigir uma aberração crônica, onde o elemento ótico deformável 42 é produzido a partir de um primeiro material e o elemento ótico rígido 44 é produzido a partir de um segundo material. Nas referidas modalidades, o índice de refração e/ou o número Abbe do primeiro material é selecionado para ser diferente a partir daquele do segundo material, enquanto o raio de curvatura das superfícies anterior e posterior 62, 63 do elemento ótico rígido 44 são preferivelmente selecionados de modo que o elemento ótico rígido 44 seja dotado ou de uma potência ótica positiva ou negativa. Aqueles versados na técnica são capazes de selecionar as potências óticas dos elementos óticos 42, 44 e os materiais dos mesmos de modo que a dispersão cromática de um dos elementos óticos é combinada com a dispersão cromática do outro elemento ótico para proporcionar as aberrações cromáticas reduzidas e uma potência ótica combinada que é substancialmente igual sobre uma faixa de comprimentos de onda. Os dois elementos óticos 42, 44 podem ser configurados para corrigir uma aberração cromática ou alguma outra aberração ótica seja antes ou após a deformação do elemento ótico deformável 42 ocasionada quando as superfícies 52, 54 são pressionadas juntas.

Alternativa e adicionalmente, a camada de enrijecimento 78 pode ser produzida a partir de um material dotado de um índice de refração ou número Abbe que é diferente daquele do elemento ótico deformável 42 e/ou do elemento ótico rígido 44 de modo a corrigir uma aberração crônica ou alguma outra aberração da IOL 20 do olho 22. Nas referidas modalidades, a camada de enrijecimento 78 compreende superfícies anterior e posterior 79, 80 que são preferivelmente selecionadas de modo que a camada de enrijecimento 78 apresente uma ou uma potência ótica positiva ou negativa. Será observado que a espessura central da camada de enrijecimento 78 pode ser

consideravelmente maior do que ou consideravelmente menor do que a espessura ilustrada nas figuras 4 e 5, seja em um sentido absoluto ou relativo à espessura central da lente deformável 42 ao longo da linha central 50. Em outras modalidades, a potência ótica, o índice de refração, e/ou o número Abbe da camada de enrijecimento 78, o elemento ótico deformável 42, e o elemento ótico rígido 44 podem ser selecionados de modo que a IOL 20 seja capaz de corrigir uma aberração cromática ou outra aberração ótica quando o elemento ótico deformável 42 estiver em um estado deformado ou não deformado.

10 Em algumas modalidades, o elemento ótico rígido 44 pode também ser usado para proteger e/ou fortificar a superfície posterior do saco capsular 32. Na referida e em outras modalidades, o elemento ótico rígido 44 pode ser uma lente em forma de menisco dotada seja de uma potência ótica positiva ou negativa, dependendo das curvaturas relativas das superfícies anterior e posterior 62, 63 do elemento ótico rígido 44. Alternativamente, o elemento ótico rígido 44 pode apresentar nenhuma potência ótica ou substancialmente nenhuma potência ótica. Por exemplo, na modalidade ilustrada, a elemento ótico rígido 44 forma uma lente em forma de menisco na qual o raio de curvatura da superfície 62 é selecionado para ser substancialmente igual àquela da superfície 63, de modo que os raios da luz que entra no elemento ótico rígido 44 não experimentam substancialmente nenhum encurvamento na medida em que os raios que passam através do elemento ótico rígido 44. Nas referidas modalidades, uma ligeira quantidade de encurvamento pode ocorrer, por exemplo, em virtude de imperfeições ou tensões no elemento ótico rígido 42, por exemplo, em virtude de uma força ocular.

25 Em algumas modalidades, a estrutura de suporte 28 compreende um ou mais elementos hápticos 70 dotados de uma extremidade proximal 72 que é fixada ao elemento ótico deformável 42 e uma extremidade distal 74. Os elementos hápticos 70 podem ser integralmente formados com o elemento ótico deformável 42 e/ou com o elemento ótico rígido 44. Alternativamente, os elementos hápticos 70 podem ser separadamente fixados ao elemento ótico deformável 42 e/ou elemento ótico rígido 44 usando qualquer

um dos métodos ou técnicas conhecidas na técnica. Tipicamente, a estrutura de suporte 48 é produzida a partir de um material que é mais rígido ou mais robusto do que qualquer um ou ambos os elementos óticos 42, 44, embora qualquer combinação de rigidez relativa entre a estrutura de suporte 48 e os elementos óticos deformável e/ou rígido 42, 44 é possível.

Os elementos hápticos 70 são tipicamente fabricados a partir de um material que é biologicamente inerte no ambiente in vivo pretendido ou dentro do olho. Os materiais adequados para este fim incluem, por exemplo, os materiais poliméricos tais como polipropileno, PMMA, policarbonatos, poliamidas, poliimidadas, poliácridatos, 2-hidroximetilmetacrilato, poli (fluoreto de vinilideno), politetrafluoroetileno e semelhante; e metais tais como aço inoxidável, platina, titânio, tântalo, ligas de memória de formato, por exemplo, nitinol, e semelhante. Em geral os elementos hápticos 70 podem compreender qualquer material que exiba resistência de suporte suficiente e flexibilidade para manter pelo menos um dos elementos óticos 42, 44 no centro do olho 22 e para mover os elementos óticos 42, 44 um com relação ao outro na presença de uma força ocular.

Com referência agora às figuras 6 e 7, em determinadas modalidades, uma IOL 120 compreende um elemento ótico deformável 142, um elemento ótico rígido 144, e uma estrutura de suporte 148 que são dispostas sobre um eixo ótico 150. o elemento ótico deformável 142 compreende uma superfície deformável 152 enquanto o elemento ótico rígido 144 compreende uma superfície rígida 154. Tipicamente, a estrutura de suporte 148 é operacionalmente acoplada ao elemento ótico deformável 142 e é configurada para pressionar a superfície deformável 152 e a superfície rígida 154 juntas seja em resposta a uma força ocular ou na ausência de uma força ocular.

A estrutura de suporte 148 compreende um elemento de posicionamento ótico 160 dotado de um segmento anterior 161 configurado para engate produzível com a cápsula anterior 34, um segmento posterior 162 para engate produzível com a cápsula posterior 36, e um segmento equatorial 163 disposto entre o segmento anterior 161 e o segmento posterior 162. O elemento de posicionamento 160 é tipicamente construído de modo que o

segmento equatorial 163 esteja em contato com uma porção equatorial do saco capsular 32 na medida em que o mesmo muda o formato em resposta à aplicação ou à remoção de uma força ocular. Ademais, o elemento de posicionamento ótico 160 é preferivelmente configurado para preencher ou substancialmente preencher todo o saco capsular 32, de modo que quando uma força ocular é aplicada ou removida, uma mudança no formato do saco capsular 32 produz uma mudança no formato do elemento de posicionamento ótico 160 que faz com que a superfície deformável 152 e a superfície rígida 154 sejam pressionadas juntas. O elemento ótico deformável 142 e o elemento ótico rígido 144 são configurados de modo que a superfície deformável 152 é deformada quando os elementos óticos 142, 144 são pressionados juntos, tipicamente por pelo menos cerca de 1 De dioptria, preferivelmente em pelo menos 2 de dioptria, mais preferivelmente em 3 de dioptria, e ainda mais preferivelmente em pelo menos 4 ou 5 de dioptria.

A estrutura de suporte 148 adicionalmente compreende uma pluralidade de braços 170 pra transferir uma força ocular no elemento de posicionamento ótico 160 para o elemento ótico deformável 142. Na modalidade ilustrada na figura 7, cada um dos braços 170 compreende uma extremidade proximal 172 conectada ao elemento ótico deformável 142 que pode ser ou integralmente formado com o mesmo ou formado separadamente e fixado ao elemento ótico 142. Cada um dos braços 170 adicionalmente compreende extremidades distais 174 que podem ser conectadas ao elemento de posicionamento ótico 160 em ou próximo ao segmento equatorial 163 e que pode ser ou o elemento de posicionamento ótico 160 integralmente formado ou separadamente formato e fixado ao mesmo. Em outras modalidades, os braços 170 podem ser conectados a alguma outra porção do elemento de posicionamento ótico 160, por exemplo, ao segmento posterior 162. As referidas e outras configurações para a fixação dos braços 170 ao elemento de posicionamento ótico 160 são adicionalmente ilustradas nos documentos de pedidos de patentes U.S. Nos. 10/280,937 e 10/634,498, ambos os quais se encontram aqui incorporados por referência.

O elemento ótico rígido 144 é tipicamente fixado ou operacio-

nalmente acoplado ao elemento de posicionamento ótico 160 em uma abertura 175 no segmento anterior 161 de modo a evitar a descentralização do elemento ótico rígido 144 com relação ao eixo ótico 150. O elemento ótico rígido 144 é tipicamente disposto dentro do elemento de posicionamento ótico 160 e adjacente ao segmento anterior 160.

O elemento de posicionamento ótico 160 pode ser configurado para compreender uma câmara interior dianteira 156 formada pelos limites do elemento ótico rígido 144, do elemento ótico deformável 142 e das paredes internas do elemento de posicionamento ótico 160. O elemento de posicionamento ótico 160 pode adicionalmente compreender uma câmara interior traseira 157 formada por volume dentro dos limites do elemento ótico deformável 142 e das paredes internas do elemento de posicionamento ótico 160.

Para facilitar o fluxo de fluido ou a comunicação fluida entre a câmara interior dianteira 156 e a câmara posterior 26 do olho 22, o elemento ótico rígido 144 pode compreender uma pluralidade de orifícios perfurados ou aberturas 176 que são tipicamente dispostas em ou próximas da periferia do elemento ótico rígido 144. Em algumas modalidades, o fluxo de fluido para dentro e para fora da câmara interior 156 é adicional ou alternativamente proporcionado por deslocamento do elemento ótico rígido 144 posteriormente ao longo do eixo ótico 155 a partir da parede interior do segmento anterior 161. Uma referida configuração é ilustrada, por exemplo, pelas figuras 7, 8 e 10 do pedido de Patente U.S. N°. 10/208,937. De modo a facilitar o fluxo de fluido ou a comunicação fluida entre as câmaras interiores dianteira e traseira 156, 157, o elemento ótico deformável 142 tipicamente compreende uma ou mais aberturas ou orifícios perfurados 180. De forma preferida, pelo menos alguns dos orifícios perfurados 176 do elemento ótico rígido 144 são alinhados com ou sobrepõem pelo menos alguns dos orifícios perfurados 180 do elemento ótico deformável 142.

O elemento ótico deformável 142 pode adicionalmente compreender uma camada de enrijecimento 178 disposta adjacente ao elemento ótico deformável 142 oposta à superfície deformável 152. Quando o elemento ótico deformável 142 e o elemento ótico rígido 144 são pressionados jun-

tos, a camada de enrijecimento 178 pode ser usada para evitar ou inibir a deformação da superfície do elemento ótico deformável 142 que é oposta à superfície deformável 152. Em algumas modalidades, a deformação da superfície oposta da superfície deformável 152 pode ser adicionalmente reduzida ou eliminada quando a superfície 152, 154 são pressionadas juntas por uma porção de liberação 182 para proporcionar um volume dentro do qual o material do elemento ótico deformável 142 pode fluir, se ampliar ou expandir-se. A porção de liberação 182 pode ser disposta sobre a periferia do elemento ótico deformável 142, por exemplo, como ilustrado nas figuras 4 e 5 para o elemento ótico deformável 42. Adicional ou alternativamente, a porção de liberação 182 pode compreender um ou mais espaços ou aberturas 184 no interior do corpo do elemento ótico deformável 142. As aberturas 184 podem ser as mesmas que as aberturas 176 para proporcionar comunicação fluida entre a câmara interior traseira 157 e o resto do olho 22. Alternativamente, pelo menos algumas das aberturas 184 usadas para proporcionar a liberação durante a deformação do elemento ótico deformável 142 podem ser diferentes a partir de pelo menos algumas aberturas 180 para proporcionar comunicação fluida entre as câmaras interiores 156, 157.

Em algumas modalidades, o elemento ótico deformável 142 é disposto atrás do elemento ótico rígido 144 e se encontra em proximidade com o mesmo quando as superfícies 152, 154 não são pressionadas juntas. Em algumas modalidades, há um espaço 177 ao longo do eixo ótico 150 entre o elemento ótico deformável 142 e o elemento ótico rígido 144 quando as superfícies 152, 154 não são pressionadas juntas. Nas referidas modalidades, o tamanho do espaço 177 pode ser selecionado para permitir uma quantidade predeterminada de percurso axial do elemento ótico deformável 142 antes que o mesmo engate o elemento ótico rígido 144. Em algumas modalidades, o espaço 177 é substancialmente zero ou não há espaço 177, em cujo caso o elemento ótico deformável 142 pode tocar o elemento ótico rígido 144 quando as superfícies 152, 154 não são pressionadas juntas. Nas referidas modalidades, o elemento ótico deformável 142 pode ser disposto de modo a apenas tocar o elemento ótico rígido 144 em um ponto substan-

cialmente ao longo do eixo ótico 150.

Com referência às figuras 8 e 9, em determinadas modalidades, uma IOL 20' compreende um elemento ótico deformável 42' e uma estrutura de suporte 48', mas não inclui um elemento ótico rígido tal como o elemento ótico rígido 44 da IOL 20. Nas referidas modalidades, a estrutura de suporte 48' é operacionalmente acoplada ao elemento ótico deformável 42' para pressionar a superfície deformável 52' e pelo menos uma superfície do saco capsular 32 (por exemplo, a cápsula anterior 34 e/ou a cápsula posterior 36) do olho 22 junto em resposta a ou na ausência de uma força ocular, com o que pelo menos uma porção da superfície deformável 52' muda o formato de modo que a potência ótica de pelo menos uma porção da superfície deformável 52' e/ou da IOL 20' muda, tipicamente em pelo menos cerca de 1 de dioptria, preferivelmente pelo menos 2 de dioptria, de forma mais preferida pelo menos 3 de dioptria, e ainda mais preferivelmente pelo menos 4 ou 5 de dioptria. Nas referidas modalidades, a IOL 20' preferivelmente compreende ainda uma porção de liberação 82' para proporcionar um volume no interior do qual o material a partir do elemento ótico deformável 42' pode fluir, ampliar-se ou expandir-se quando a superfície deformável 52' é deformada.

Com referência às figuras 10 e 11, em algumas modalidades, uma IOL 220 compreende um elemento ótico deformável 242 dotado de uma superfície deformável 252 e de um elemento ótico rígido 244 dotado de uma superfície rígida 254, os elementos óticos 242, 244 sendo dispostos sobre o eixo ótico 50 do olho 22. Em algumas modalidades, apenas uma porção 255 da superfície deformável 252 e a superfície rígida 254 são pressionadas juntas em resposta a ou na ausência de uma força ocular, com o que apenas uma porção da luz que penetra na IOL 220 e/ou elemento ótico deformável 242 experimenta uma mudança de potência ótica. O elemento ótico 240 adicionalmente pode compreender uma estrutura de suporte 248 que é operacionalmente acoplada ao elemento ótico deformável 242. Alternativamente, em outras modalidades, a estrutura de suporte 248 pode ser operacionalmente acoplada ao elemento ótico rígido 244 ou a ambos elemento ótico deformável 242 e elemento ótico rígido 244. A IOL 240 e o elemento ótico

deformável 242 podem ser configurados de modo a apresentarem uma orientação não acomodativa, como ilustrado na figura 10. Alternativamente, a IOL 240 apresenta uma orientação acomodativa, dependendo de diversos fatores tais como a fisiologia particular do olho 22 e do produto operacional particular desejado pelo médico e/ou projetista.

Em algumas modalidades, a superfície deformável 252 é côncava, como ilustrado nas figuras 10 e 11, em cujo caso a porção deformável 255 é uma porção periférica 256 da superfície deformável 252. Nas referidas modalidades, a porção deformável 255 apresenta um diâmetro interno  $D_{\text{interno}}$  que é inferior a cerca de 5 mm ou 6 mm, preferivelmente inferior a cerca de 4 mm. Em algumas modalidades, a porção deformável 255 apresenta um diâmetro interno  $D_{\text{interno}}$  que é inferior a cerca de 3 mm. O diâmetro interno  $D_{\text{interno}}$  da porção deformável 255 pode ser selecionado com base em diversos fatores incluindo a área ou o percentual da IOL 220 e/ou da superfície deformável 252 que deve ser direcionada para visão de perto ou intermediária quando a IOL 220 está no estado acomodativo. A porção deformável 255 da IOL 220 pode vantajosamente proporcionar a capacidade de formar uma lente multifocal quando o olho 22 está no estado acomodativo. Em algumas modalidades, a configuração da IOL 220 ilustrada na figura 11 representa uma condição na qual o olho 22 está apenas parcialmente acomodado. Nas referidas modalidades, toda ou substancialmente toda a superfície deformável 252 é deformada quando o olho alcança um estado completamente acomodativo.

Com referência à figura 12, Em algumas modalidades, o elemento óptico deformável 242 compreende uma superfície deformável 252'. Nas referidas modalidades, a porção deformável 255 é uma porção central 257 da superfície deformável 252'. Nas referidas modalidades, a porção deformável 255 apresenta um diâmetro  $D_{\text{externo}}$  que é superior a cerca de 1 mm, preferivelmente superior a 2 mm. Em algumas modalidades, a porção deformável 255 apresenta um diâmetro  $D_{\text{externo}}$  que é superior a 3 mm ou 4 mm. O diâmetro externo  $D_{\text{externo}}$  da porção deformável 255 pode ser selecionado com base em diversos fatores incluindo a área ou o percentual da IOL

220 e/ou da superfície deformável 252 que deve ser direcionada para a visão de longe ou intermediária quando a IOL 220 está em um estado não acomodativo. A IOL 242 ilustrada na figura 12 compreende uma superfície deformável 252' que apresenta um raio de curvatura menor do que aquele da superfície rígida 254 do elemento ótico rígido 244. Alternativamente, a superfície deformável 252' pode apresentar um raio de curvatura maior do que aquele da superfície rígida 254. a porção deformável 255 da IOL 220 ilustrada na figura 12 pode com vantagem proporcionar a capacidade de formação de uma lente multifocal quando o olho 22 se encontra em um estado não acomodativo. Em algumas modalidades, a configuração da IOL 220 ilustrada na figura 12 representa uma condição na qual o olho 22 é apenas parcialmente acomodado. Nas referidas modalidades, toda ou substancialmente toda a superfície deformável 252 é deformada quando o olho alcança um estado completamente não acomodativo.

Com referência à figura 13, um método 300 de proporcionar acomodação a um indivíduo será agora discutido usando a IOL 120. Será observado que pelo menos porções do método 300 podem ser praticadas usando as IOLs 20, 20', 120, 220 ou outras IOLs consistentes com as modalidades da presente invenção. O método 300 compreende um bloco operacional 310, que compreende proporcionar a IOL 120. O método 300 adicionalmente compreende um bloco operacional 320, que compreende dispor, injetar, ou implantar uma IOL 120 dentro do olho 22 de um indivíduo. O método 300 adicionalmente compreende um bloco operacional 330, o qual compreende permitir que a superfície deformável 152 e a superfície rígida 154 sejam pressionadas juntas em resposta a ou na ausência de uma força ocular. O método adicionalmente compreende um bloco operacional 340, o qual compreende permitir que o formato da superfície deformável 152 mude na medida em que as superfícies 152, 154 são pressionadas juntas de modo que a potência ótica de pelo menos uma porção da superfície deformável 152 e/ou da IOL 120 muda, tipicamente em pelo menos cerca de 1 de dioptria, preferivelmente pelo menos 2 de dioptria, de forma mais preferida pelo menos 3 de dioptria, e ainda mais preferivelmente pelo menos 4 ou 5 de dioptria.

Em algumas modalidades, por exemplo, no caso da IOL 20' ilustrada nas figuras 8 e 9, o bloco operacional 320 compreende permitir que a superfície deformável 52' do elemento ótico deformável 20' e a superfície do saco capsular 32 (por exemplo, a cápsula anterior 34 e/ou a cápsula posterior 36) sejam pressionadas juntas em resposta a ou na ausência de uma força ocular. Nas referidas modalidades, o bloco operacional 330 compreende permitir que o formato da superfície deformável mude na medida em que as superfícies do elemento ótico deformável 42' e do saco capsular 32 são pressionadas juntas de modo que a potência ótica da IOL muda, tipicamente em pelo menos cerca de 1 de dioptria, preferivelmente pelo menos 2 de dioptria, de forma mais preferida pelo menos 3 de dioptria, e ainda mais preferivelmente pelo menos 4 ou 5 de dioptria. Em algumas modalidades, os blocos operacionais 330 e 340 juntos compreendem, alternativamente, configurar a estrutura de suporte 148 para pressionar a superfície deformável 152 e a superfície rígida 154 juntas em resposta a uma força ocular, com o que pelo menos uma porção da superfície deformável 152 muda o formato de modo que a potência ótica da lente intra-ocular muda, tipicamente em pelo menos cerca de 1 de dioptria, preferivelmente pelo menos 2 de dioptria, de forma mais preferida pelo menos 3 de dioptria, e ainda mais preferivelmente pelo menos 4 ou 5 de dioptria. Em geral outros meios consistentes com as modalidades da presente invenção podem ser usados para pressionar uma superfície deformável e uma superfície rígida juntas em resposta a uma força ocular, por exemplo, as estruturas de suporte 48, 48', 148 ou 248, os elementos hápticos 70, os braços 170.

Com referência adicional às figuras 7, 14 e 15, no bloco operacional 320, a IOL 120 pode ser implantada dentro do saco capsular 32 do olho 22 usando fórceps, um dispositivo de inserção ou um dispositivo injetor, ou algum outro dispositivo ou meio adequado para a referida tarefa. Uma vez que a IOL 120 está implantada no olho 22, a mesma pode ser manipulada até que esteja adequada disposta e centralizada dentro do olho 22. Toda a IOL 120 pode ser implantada dentro do olho 22 em um único momento ou, alternativamente, diferentes porções da IOL 120 podem ser implantadas em

separado e então montadas e configuradas dentro do olho 22 como desejado. Por exemplo, a estrutura de suporte 148 e o elemento ótico deformável 142 podem ser implantados e adequadamente dispostos dentro do olho 22, seguido da implantação do elemento ótico rígido 144. Os elementos óticos 5 142, 144 podem então ser manipulados de modo que os centros dos mesmos sejam alinhados entre si e com o eixo ótico 50. De forma preferida, a estrutura de suporte 148 é configurada para preencher ou substancialmente preencher o saco capsular 32 quando implantado dentro do olho 22 de modo que o saco capsular 32 mantém o formato que é pelo menos substancial- 10 mente o mesmo que o formato anterior à remoção da lente natural.

As porções da estrutura de suporte 148 podem ser fixadas ao saco capsular 32, por exemplo, através de fibrose com a superfície interna do saco capsular 32 (por exemplo, como descrito no documento de Patente U.S. Nº. 6,197,059, o qual se encontra aqui incorporado por referência), a- 15 través do uso de uma substância tal como um copolímero de bloco anfifílico ou polímero intermediário de tecido (TIP), ou pelo uso de alguma outra substância, dispositivo ou método conhecido na técnica. A fixação da estrutura de suporte 148 ao saco capsular 32 permite que o formato da estrutura de su- 20 porte 148 se conforme ao saco capsular 32 na medida em que o saco capsular 32 muda de formato em resposta às forças produzidas pela musculatura ciliar 38 durante a acomodação. Tipicamente, o formato da estrutura de suporte 148 em uma condição não tensionada é substancialmente a mesma que aquela do saco capsular 32 quando o olho 22 está ou no estado acomoda- 25 tivo ou no estado não acomodativo, dependendo de se a IOL 120 é configurada com uma orientação acomodativa ou uma orientação não acomodativa, respectivamente.

Em algumas modalidades, o estado de acomodação deve ser controlado e mantido durante um período de tempo no qual a estrutura de suporte 148 é fixada ou está sendo fixada ao saco capsular 32. O referido 30 período de tempo pode ser durante o procedimento cirúrgico no qual a IOL 120 é implantada no olho 22 e/ou durante um período pós-operatório que pode durar por diversos minutos ou horas a tanto quanto diversas semanas

ou meses. Durante o referido período de tempo, o estado de acomodação do olho 22 pode ser controlado usando qualquer um dos diversos métodos conhecidos na técnica (por exemplo, os documentos de patentes U.S. Nos. 6,197,059, 6,164,282, 6,598,606 e o pedido de Patente U.S. N°. 11/180,753, todos os quais se encontram aqui incorporados por referência).

Os blocos operacionais 330 e 340 do método 300 podem compreender permitir que as superfícies 152, 154 sejam pressionadas juntas em resposta a ou na ausência de uma força ocular e permitir que o formato da superfície deformável 152 mude em consequência. Como ilustrado na figura 14, quando a musculatura ciliar 38 é relaxada ou retraída, o saco capsular 32 apresenta um formato mais discóide que é substancialmente o mesmo que a forma externa ou formato da estrutura de suporte 148 e da IOL 120 ilustrada na figura 7. Assim, na presente modalidade, a IOL 120 apresenta uma orientação não acomodativa, uma vez que a IOL 120 se encontra no estado natural ou não tensionado quando o olho 22 está no estado não acomodativo. Uma vez que o raio de curvatura da superfície deformável 152 na figura 14 é relativamente grande, o comprimento focal do elemento ótico deformável 142 e da IOL 120 é relativamente longo, o que corresponde a um olho no estado não acomodativo e é apropriado para proporcionar visão de longe.

Com referência à figura 15, a musculatura ciliar 38 é contraída, o que faz com que o saco capsular 32 e a IOL 120 apresentem um formato mais esferóide. A referida mudança no formato da IOL 120 faz com que a superfície deformável 152 do elemento ótico deformável 142 pressione contra a superfície rígida 154 do elemento ótico rígido 144. Com vantagem a referida pressão junta dos elementos óticos deformável e rígido 142, 144 faz com que o raio de curvatura da superfície deformável diminua, o que faz com que o comprimento focal do elemento ótico deformável 142 e da IOL 120 seja diminuído. A referida redução no comprimento focal proporciona a um indivíduo no qual a IOL 120 foi implantada com a capacidade de enxergar objetos que estão relativamente próximos (por exemplo, com a visão de perto ou a visão intermediária). Além da redução do comprimento focal do

elemento ótico deformável 142, a mudança no formato da estrutura de suporte 148 durante a contração da musculatura ciliar 38 pode ainda favoravelmente ocasionar com que os elementos óticos deformável e/ou rígido 142, 144 atravessem ou verguem anteriormente ao longo do eixo ótico 50. O referido movimento dos elementos óticos deformável e/ou rígido 142, 144 é também benéfico no sentido de permitir que o indivíduo veja objetos que estejam relativamente mais próximos. Em algumas modalidades, o referido percurso axial de pelo menos um dos elementos óticos 142, 144 da IOL 120 pode ser favoravelmente utilizado em combinação com a deformação do elemento ótico deformável 142 para aumentar a potência ótica geral da IOL, deste modo aumentando a faixa acomodativa e/ou a qualidade da imagem da IOL 120 em comparação às IOLs acomodativas da técnica anterior.

Em algumas modalidades, a IOL 120 apresenta uma orientação acomodativa em vez da orientação acomodativa mostrada na figura 7. Por exemplo, a IOL 120 pode ser configurada de modo a ser dotada de um formato ou estado mostrado na figura 15 quando não há nenhuma ou substancialmente nenhuma força externa que atua na estrutura de suporte 148. Nas referidas modalidades, o olho 22 pode ser mantido em um estado acomodativo enquanto a estrutura de suporte 148 fixa ou é fixada às paredes do saco capsular 32. Assim, durante a acomodação, quando a musculatura ciliar 38 é contraída, a IOL 120 se encontra em seu estado natural ou estado não tensionado no qual a superfície deformável 152 é pressionada contra a superfície rígida 154 do elemento ótico rígido 144. De forma diferente, quando a musculatura ciliar é retraída ou relaxada, a tensão nas zônulas 37 é reduzida, o que permite que o saco capsular 32 apresente um formato mais discóide mostrado na figura 14. O formato discóide do saco capsular 32 produz uma força ocular na IOL 120 que muda o formato da estrutura de suporte 148, o que faz com que a superfície deformável 152 (e o elemento ótico deformável 142) se retraiam ou sejam afastados da superfície rígida 154 (e da superfície rígida 144). Uma vez que a superfície deformável 152 não é mais pressionada contra o elemento ótico rígido 144 sob as referidas condições, a superfície deformável 152 retorna ao seu formato original e o raio de curva-

tura aumenta, como ilustrado na figura 14. O aumento do raio de curvatura faz com que o comprimento focal do elemento ótico deformável 142 e da IOL 120 diminua. A referida condição da IOL 120 e do olho 22 pode também mover os elementos óticos deformável e/ou rígido 142, 144 posteriormente ao longo do eixo ótico 50. Ambos os referidos efeitos, o comprimento focal reduzido do elemento ótico deformável 142 e o movimento axial posterior dos elementos óticos deformável e/ou rígido 142, 144, podem ser usados para produzir uma condição não acomodativa ou proporciona a visão de longe na qual o indivíduo é melhor capaz de focalizar em objetos mais distantes.

10 Ainda em outras modalidades, a IOL 120 não é dotada nem de uma orientação acomodativa nem de uma orientação sem acomodação. Por exemplo, a IOL 120 pode ser configurada para proporcionar visão intermediária para permitir que o indivíduo focalize em objetos localizados em alguma distância intermediária. Nas referidas modalidades, o olho 22 pode ser mantido em um estado intermediário entre a visão de perto e a visão de longe na medida em que a estrutura de suporte é fixada ou se fixa ao saco capsular 32.

15 A IOL 120 pode ser configurada para produzir uma ou mais de uma variedade de mudanças no elemento ótico deformável 142 e/ou superfície rígida 154 quando as superfícies 152, 154 são pressionadas juntas. Por exemplo, como discutido acima, o raio de curvatura da superfície deformável 152 pode ser mudado na medida em que as superfícies 152, 154 são pressionadas juntas. A mudança no raio de curvatura pode ser usado para produzir uma mudança na potência ótica da IOL 120 que é positiva (uma potência de adição positiva), por exemplo, quando a IOL 120 é configurada para ser dotada de uma orientação não acomodativa. Alternativamente, a mudança no raio de curvatura pode ser usada para produzir uma mudança na potência ótica da IOL 120 que é negativa, por exemplo, quando a IOL 120 é configurada para ser dotada de uma orientação acomodativa. Tipicamente, a mudança na potência ótica da IOL 120 é de pelo menos 1 de dioptria ou 2 de dioptria ou mais.

30 Em algumas modalidades, a mudança na potência ótica não é simplesmente uma mudança positiva ou negativa. Por exemplo, a estrutura

de suporte 148 pode ser usada para converter o elemento ótico deformável 142 a partir de um foco ótico simples a uma lente multifocal compreendendo características de refração e/ou de difração para produzir uma pluralidade de comprimentos ou imagens focais. Por exemplo, a superfície deformável 152 do elemento ótico deformável 142 pode ser fabricada com um perfil de superfície esférica, embora a elemento ótico rígido 144 possa ser configurada de modo a formar uma lente em forma de menisco na qual tanto a superfície anterior como a posterior apresenta um perfil do tipo multifocal que é substancialmente o mesmo. Uma vez que ambas as superfícies do elemento ótico rígido 144 são substancialmente a mesma, haveria pouca ou nenhuma potência ótica em e de si mesma. Entretanto, na medida em que as superfícies 152, 154 são pressionadas juntas, o formato da superfície deformável 152 se conformaria ao perfil multifocal da superfície rígida 154 e assim muda a partir de um elemento ótico que produz um foco ou imagem simples para um que produz uma pluralidade de focos ou imagens.

Em outras modalidades, o elemento ótico deformável 142 apresenta uma espessura central  $t$ , ao longo do eixo ótico quando em um estado substancialmente não tensionado e uma espessura central  $t_f$  em resposta a ou na ausência de uma força ocular, onde as superfícies 152, 154 do elemento ótico deformável 142 e do elemento ótico rígido 144 são pressionados juntos. Nas referidas modalidades, o elemento ótico deformável 142 pode ser adaptado para mudar a espessura central em um fator de pelo menos 1,1 (por exemplo, o cociente  $t_f/t_i$  é de pelo menos 1,1), tipicamente quando a força ocular está na faixa de cerca de 1 grama a cerca de 9 gramas, preferivelmente na faixa de cerca de 6 gramas a cerca de 9 gramas. Em algumas modalidades, o elemento ótico deformável 142 é adaptado para mudar a espessura central em um fator de pelo menos 1,05 ou pelo menos 1,2 ou mais. Ainda em outras modalidades, o elemento ótico deformável 142 é adaptado para mudar a espessura central em um fator de pelo menos 1,05, 1,1 ou 1,2 quando a força ocular está na faixa de cerca de 1 grama a cerca de 3 gramas. Ainda em outras modalidades, o elemento ótico deformável 142 apresenta uma espessura central ao longo do eixo ótico quando o ele-

mento ótico deformável 142 está em um estado substancialmente não tensionado, o elemento ótico deformável adaptado para mudar a espessura central em pelo menos cerca de 50 micrômetros, preferivelmente 100 micrômetros, quando a força ocular está na faixa de cerca de 1 grama a cerca de 9 gramas, na faixa de cerca de 6 gramas a cerca de 9 gramas, ou na faixa de cerca de 1 grama a cerca de 3 gramas. Na técnica, um entendimento sobre a fisiologia do olho está ainda em desenvolvimento. Assim, outras faixas de forças oculares capazes de proporcionar as faixas acima de mudança de espessura relativa e/ou absoluta são antecipadas na medida em que a fisiologia do olho seja mais bem entendida. As referidas mudanças de forças oculares são também consistentes com as modalidades da presente invenção como aqui descrito.

Em algumas modalidades, o método 300 adicionalmente compreende permitir a correção de uma aberração ótica do elemento ótico deformável 142 e/ou do olho 22 seja em resposta a ou na ausência de uma força ocular. Por exemplo, a superfície deformável 152 pode ser permitida mudar a partir de uma superfície esférica na medida em que as superfícies 152, 154 são pressionadas juntas. Isto pode ser realizado ao se fabricar uma superfície rígida 154 com um perfil esférico que muda a superfície deformável 152 na medida em que as superfícies 152, 154 são pressionadas juntas. A mudança na superfície deformável 152 pode ser usada para reduzir ou eliminar uma ou mais aberrações óticas da superfície deformável 152, do elemento ótico deformável 142, da IOL 20, e ou de todo o olho 22. Em algumas modalidades, a superfície deformável 152 é fabricada com um perfil esférico que reduz as aberrações quando a IOL 120 está em um primeiro estado (por exemplo, um estado acomodativo ou não acomodativo) e é deformada quando as superfícies 152, 154 são pressionadas juntas para apresentar um perfil esférico diferente que reduz a aberração quando a IOL 120 está em um segundo estado que é diferente do referido primeiro estado.

A IOL 120 mostrada nas figuras 7, 14 e 15 é configurada para ser dotada de um espaço anterior quando as superfícies 152, 154 dos elementos óticos deformável e rígido 142, 144 são pressionados juntos. Em

algumas modalidades, o método 300 pode ser usado quando uma IOL de acordo com as modalidades da presente invenção produz um espaço posterior quando as superfícies deformável e rígida são pressionadas juntas.

Por exemplo, com referência mais uma vez às figuras 2 e 3, a IOL 20 é configurada de modo a ser dotada de um espaço posterior, uma vez que a contração da musculatura ciliar 38 faz com que o elemento ótico deformável 142 se mova em direção posterior ao longo do eixo ótico 50. Com referência ao bloco operacional 320, a IOL 20 pode ser implantada no olho 22 de modo que pelo menos uma porção da estrutura de suporte 28 é configurada para colocação no sulco 39, permitindo que a IOL 20 responda diretamente à contrações da musculatura ciliar 38. Como ilustrado na figura 1, as extremidades distais 74 dos elementos hápticos 70 podem ser operacionalmente acopladas ao sulco 39 de modo que as mesmas são substancialmente fixas dentro do sulco 39 na medida em que a musculatura ciliar se contrai e retrai. As extremidades distais 74 podem ser fixadas ao olho 22 através de fibrose, embora o uso de uma substância tal como um copolímero de bloco anfifílico ou através de algum outro meio conhecido na técnica. Tipicamente, as porções restantes dos elementos hápticos 70 são relativamente livres para se moverem em resposta à forças oculares e são usadas para mudar o formato, o raio de curvatura, e/ou a espessura do elemento ótico deformável 42 na medida em que os elementos óticos 42, 44 são pressionados juntos.

Com referência aos blocos operacionais 330 e 340, o uso da IOL 20 em proporciona acomodação pode ser demonstrado usando as figuras 2 e 3. A figura 2 ilustra a IOL 20 em seu estado natural ou não tensionado no qual a superfície posterior 61 do elemento ótico deformável 42 apresenta um raio de curvatura relativamente curto e conseqüentemente um comprimento focal relativamente curto e uma potência ótica relativamente elevada. A referida configuração da IOL 20 corresponde a um estado acomodativo do olho 20 no qual a musculatura ciliar 38 é contraída. O elemento ótico deformável 42 no referido estado acomodativo é preferível seja proximal ao elemento ótico rígido 44 ou relativamente entra em contato com o elemento óti-

co rígido 44 em ou próximo do eixo ótico 50.

De modo diferente, a figura 3 ilustra a forma da IOL 20 quando o olho 22 está no estado não acomodativo que é produzido quando a musculatura ciliar 38 é retraída. No referido estado não acomodativo, a força ocular na IOL 20 impulsiona o elemento ótico rígido 44 em direção do elemento ótico deformável 42. Isto faz com que o raio de curvatura do elemento ótico deformável 42 aumente e se torne o mesmo, ou pelo menos mais próximo ao raio de curvatura da superfície rígida 54 do elemento ótico rígido 44. O referido aumento no raio de curvatura faz com que a IOL 20 apresente um raio de curvatura relativamente maior, de modo que a IOL 20 apresenta uma potência ótica relativamente menor desejável para produzir um estado não acomodativo. Ademais, o elemento ótico deformável 42 e/ou o elemento ótico rígido 44 podem se mover anteriormente ao longo do eixo ótico 50 na medida em que o olho 22 muda a partir do estado acomodativo ilustrado na figura 2 para o estado não acomodativo ilustrado na figura 3. O referido movimento axial dos elementos óticos deformável e rígido 42, 44 pode com vantagem permitir que a IOL 20 proporcione uma maior faixa de acomodação do que é disponível usando as outras lentes acomodativas da técnica anterior que não utilizam tanto a mudança de formato ótico como o percurso axial.

O que foi dito acima apresenta uma descrição do melhor modo contemplado de realizar a presente invenção, e da maneira e do processo de implementar a mesma em termos claros, concisos e exatos de modo a permitir que qualquer pessoa versada na técnica à qual pertence produza e use a presente invenção. A presente invenção, entretanto, é susceptível de modificações e de construções alternativas a partir daquelas acima discutidas que sejam completamente equivalentes. Conseqüentemente, não é intenção da presente invenção limitar a presente invenção às modalidades particulares descritas. Ao contrário, a intenção é de cobrir as modificações e construções alternativas que venham a se inserir no espírito e âmbito da presente invenção como geralmente expressa pelas reivindicações a seguir, as quais apontam particularmente e distintamente reivindicam o assunto da presente invenção.

## REIVINDICAÇÕES

1. Lente intra-ocular, compreendendo:

um elemento ótico deformável disposto sobre um eixo ótico que compreende um material sólido e uma superfície deformável;

5 um elemento ótico rígido disposto sobre o eixo ótico que compreende um material sólido e uma superfície rígida; e

uma estrutura de suporte operacionalmente acoplada a pelo menos um dos elementos óticos para pressionar a superfície deformável e a superfície rígida juntas em resposta a uma força ocular, com o que pelo menos uma porção da superfície deformável muda o formato de modo que a potência ótica da pelo menos uma porção muda em pelo menos 2 de dioptria.

2. Lente intra-ocular, de acordo com a reivindicação 1, em que a estrutura de suporte é configurada para colocação em pelo menos um de sulco e saco capsular.

15 3. Lente intra-ocular, de acordo com a reivindicação 1, em que o elemento ótico rígido é configurado para colocação contra a cápsula posterior de um olho.

4. Lente intra-ocular, de acordo com a reivindicação 1, em que o pelo menos um de elementos óticos não apresenta potência ótica.

20 5. Lente intra-ocular, de acordo com a reivindicação 1, em que o pelo menos um dos elementos óticos é configurado para proporcionar mais de uma potência ótica.

6. Lente intra-ocular, de acordo com a reivindicação 1, em que o pelo menos um dos elementos óticos apresenta uma superfície esférica.

25 7. Lente intra-ocular, de acordo com a reivindicação 1, em que o pelo menos um dos elementos óticos apresenta uma superfície de difração.

8. Lente intra-ocular, de acordo com a reivindicação 1, em que o elemento ótico deformável apresenta uma orientação acomodativa ou uma orientação não acomodativa.

30 9. Lente intra-ocular, de acordo com a reivindicação 1, em que o elemento ótico rígido é configurado para manter um formato substancialmente fixo e para ou aumentar ou diminuir o raio de curvatura da superfície de-

formável quando as superfícies são pressionadas juntas.

5 10. Lente intra-ocular, de acordo com a reivindicação 1, em que a superfície rígida é configurada para reduzir uma aberração ótica de pelo menos um elemento ótico deformável, de lente intra-ocular, e de olho quando as superfícies são pressionadas juntas.

10 11. Lente intra-ocular, de acordo com a reivindicação 1, em que o elemento ótico deformável apresenta uma espessura central ao longo do eixo ótico quando o elemento ótico deformável está em um estado substancialmente não tensionado, o elemento ótico deformável adaptado para mudar a espessura central em um fator de pelo menos 1,1 quando a força ocular está na faixa de cerca de 1 grama a cerca de 9 gramas.

15 12. Lente intra-ocular, de acordo com a reivindicação 1, em que o elemento ótico deformável apresenta uma espessura central ao longo do eixo ótico quando o elemento ótico deformável está em um estado substancialmente não tensionado, o elemento ótico deformável adaptado para mudar a espessura central em pelo menos 100 micrômetros quando a força ocular está na faixa de cerca de 1 grama a cerca de 9 gramas.

20 13. Lente intra-ocular, de acordo com a reivindicação 1, em que a estrutura de suporte compreende um ou mais elementos hápticos.

25 14. Lente intra-ocular, de acordo com a reivindicação 1, em que a estrutura de suporte compreende um elemento de posicionamento ótico dotado de um segmento anterior configurado para engate reproduzível com uma cápsula anterior de um olho, um segmento posterior para engate reproduzível com a cápsula posterior do olho, e um segmento equatorial disposto entre o segmento anterior e o segmento posterior.

30 15. Lente intra-ocular, de acordo com a reivindicação 14, em que a estrutura de suporte é construída de modo a substancialmente manter o segmento equatorial em contato com uma porção equatorial da cápsula em resposta à força ocular.

30 16. Lente intra-ocular, de acordo com a reivindicação 14, em que o elemento ótico rígido é operacionalmente acoplado a uma abertura no segmento anterior substancialmente centralizada sobre o eixo ótico.

17. Lente intra-ocular, de acordo com a reivindicação 16, em que o elemento ótico rígido e o elemento ótico deformável apresentam uma ou mais aberturas sobrejacentes.

5 18. Lente intra-ocular, de acordo com a reivindicação 1, em que o elemento ótico deformável é produzido a partir de um primeiro material e o elemento ótico rígido é produzido a partir de um segundo material, pelo menos um de índice de refração e o número Abbe do primeiro material sendo diferente daquele do segundo material.

10 19. Lente intra-ocular, de acordo com a reivindicação 1, em que adicionalmente compreende uma camada de enrijecimento que é mais rígida do que o elemento ótico deformável, o elemento ótico deformável sendo disposto entre a camada de enrijecimento e o elemento ótico rígido.

15 20. Lente intra-ocular, de acordo com a reivindicação 19, em que o elemento ótico deformável é produzido a partir de um primeiro material e a camada de enrijecimento é produzida a partir de um segundo material, pelo menos um de índice de refração e o número Abbe do primeiro material sendo diferente daquele do segundo material.

20 21. Lente intra-ocular, de acordo com a reivindicação 1, em que o elemento ótico deformável adicionalmente compreende uma porção de liberação para proporcionar um volume dentro do qual o material do elemento ótico deformável pode se expandir quando a superfície deformável é deformada.

25 22. Lente intra-ocular, de acordo com a reivindicação 21, em que a porção de liberação compreende pelo menos uma porção de uma periferia sobre o elemento ótico deformável.

23. Lente intra-ocular, de acordo com a reivindicação 21, em que a porção de liberação compreende um espaço no elemento ótico deformável.

30 24. Método de proporcionar acomodação, compreendendo:  
proporcionar uma lente intra-ocular compreendendo:  
um elemento ótico deformável disposto sobre um eixo ótico compreendendo um material sólido e uma superfície deformável;  
um elemento ótico rígido disposto sobre o eixo ótico compreen-

dendo um material sólido e uma superfície rígida; e

uma estrutura de suporte operacionalmente acoplada a pelo menos um dos elementos óticos;

implantar a lente intra-ocular no olho de um indivíduo; e

5 configurar a estrutura de suporte para proporcionar uma superfície deformável e a superfície rígida juntas em resposta a uma força ocular, com o que pelo menos uma porção da superfície deformável muda o formato de modo que a potência ótica da pelo menos uma porção muda em pelo menos 2 de dioptria.

10 25. Método, de acordo com a reivindicação 24, adicionalmente compreende configurar a lente intra-ocular de modo que o raio de curvatura da superfície deformável aumenta ou diminui em resposta à força ocular enquanto o raio de curvatura da superfície rígida permanece substancialmente fixo.

15 26. Método, de acordo com a reivindicação 24, adicionalmente compreende configurar a lente intra-ocular de modo que uma aberração ótica de pelo menos um elemento ótico deformável, de lente intra-ocular, e olho é reduzido em resposta à força ocular.

20 27. Método, de acordo com a reivindicação 24, adicionalmente compreende configurar a lente intra-ocular de modo que a superfície deformável muda a partir de uma superfície substancialmente esférica para uma superfície esférica na medida em que as superfícies são pressionadas juntas.

25 28. Método, de acordo com a reivindicação 24, adicionalmente compreende configurar a lente intra-ocular de modo que a superfície deformável muda a partir de um primeiro raio de curvatura a um segundo raio de curvatura diferente a partir do primeiro raio de curvatura quando as superfícies são pressionadas juntas.

29. Lente intra-ocular, compreendendo:

um eixo ótico;

um elemento ótico deformável disposto sobre um eixo ótico

30 compreendendo um material sólido e uma superfície deformável;

um elemento ótico rígido disposto sobre o eixo ótico compreendendo um material sólido e uma superfície rígida; e

meios para pressionar a superfície deformável e a superfície rígida juntas em resposta a uma força ocular, com o que pelo menos uma porção da superfície deformável muda de formato de modo que a potência ótica da pelo menos uma porção muda em pelo menos 2 de dioptria.

5                   30. Lente intra-ocular, compreendendo:

um elemento ótico deformável disposto sobre um eixo ótico compreendendo um material sólido e uma superfície deformável;

um elemento ótico rígido disposto sobre o eixo ótico compreendendo um material sólido e uma superfície rígida; e

10                   uma estrutura de suporte operacionalmente acoplada a um dos elementos óticos para pressionar a superfície deformável e a superfície rígida juntas na ausência de forças oculares, com o que pelo menos uma porção da superfície deformável muda de formato de modo que a potência ótica da pelo menos uma porção muda em pelo menos 2 de dioptria.

15                   31. Lente intra-ocular, de acordo com a reivindicação 30, em que a estrutura de suporte é configurada para mudar o formato de pelo menos uma porção em resposta a uma força ocular na medida em que a superfície deformável se move em afastamento a partir da superfície rígida.

32. Lente intra-ocular, compreendendo:

20                   um elemento ótico deformável disposto sobre um eixo ótico compreendendo um material sólido e uma superfície deformável;

uma porção de liberação para proporcionar um volume no interior do qual o material da elemento ótico deformável pode se expandir quando a superfície deformável for deformada; e

25                   uma estrutura de suporte operacionalmente acoplada ao elemento ótico deformável e a pelo menos uma superfície do saco capsular de um olho junto em resposta a uma força ocular, com o que pelo menos uma porção da superfície deformável muda de formato de modo que a potência ótica da pelo menos uma porção muda em pelo menos 2 de dioptria.

30                   33. Lente intra-ocular, compreendendo:

um elemento ótico deformável disposto sobre um eixo ótico compreendendo um material sólido e uma superfície deformável;

um elemento ótico rígido disposto sobre o eixo ótico compreendendo um material sólido e uma superfície rígida; e

5 uma estrutura de suporte operacionalmente acoplada a pelo menos um dos elementos óticos para produzir uma força que pressiona a superfície deformável e a superfície rígida juntas em resposta a uma força ocular, de modo que pelo menos uma porção da superfície deformável é deformada e substancialmente se conforma ao formato da superfície rígida.

34. Lente intra-ocular, compreendendo:

10 um elemento ótico deformável disposto sobre um eixo ótico compreendendo um material sólido e uma superfície deformável;

um elemento ótico rígido disposto sobre o eixo ótico compreendendo um material sólido e uma superfície rígida; e

15 uma estrutura de suporte operacionalmente acoplada a pelo menos um dos elementos óticos para pressionar a superfície deformável e a superfície rígida juntas em resposta a uma força ocular, de modo que apenas uma porção da superfície deformável muda de formato.

35. Lente intra-ocular, de acordo com a reivindicação 34, em que a porção do elemento ótico deformável é a porção central do elemento ótico deformável.

20 36. Lente intra-ocular, de acordo com a reivindicação 35, em que a porção central apresenta um diâmetro que é superior a cerca de 2 mm.

37. Lente intra-ocular, de acordo com a reivindicação 34, em que a porção do elemento ótico deformável é uma porção periférica do elemento ótico deformável.

25 38. Lente intra-ocular, de acordo com a reivindicação 37, em que a superfície deformável é côncava.

39. Lente intra-ocular, de acordo com a reivindicação 37, em que a porção periférica apresenta um diâmetro interno que é inferior a cerca de 4 mm.

30 40. Lente intra-ocular, de acordo com a reivindicação 34, em que a potência ótica de pelo menos uma porção muda em pelo menos 2 de dioptria.



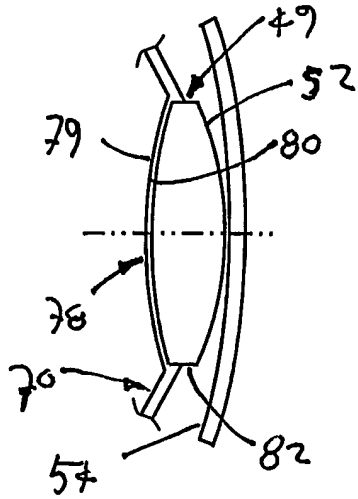


FIG. 4

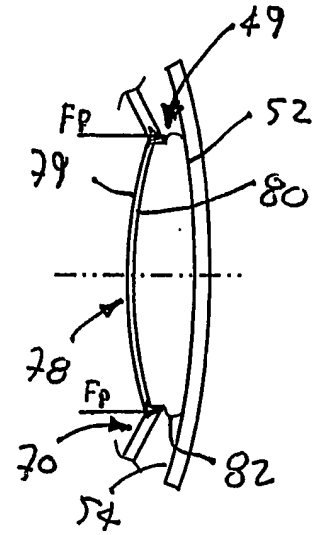


FIG. 5

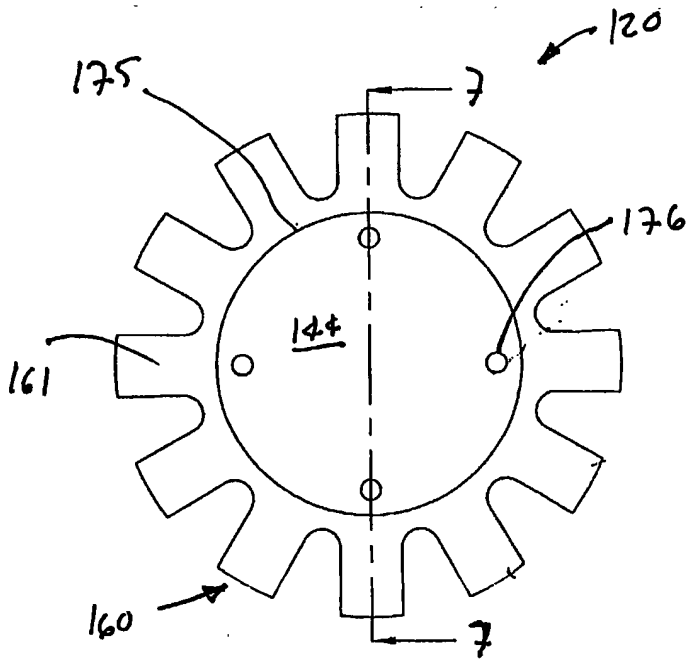


FIG. 6

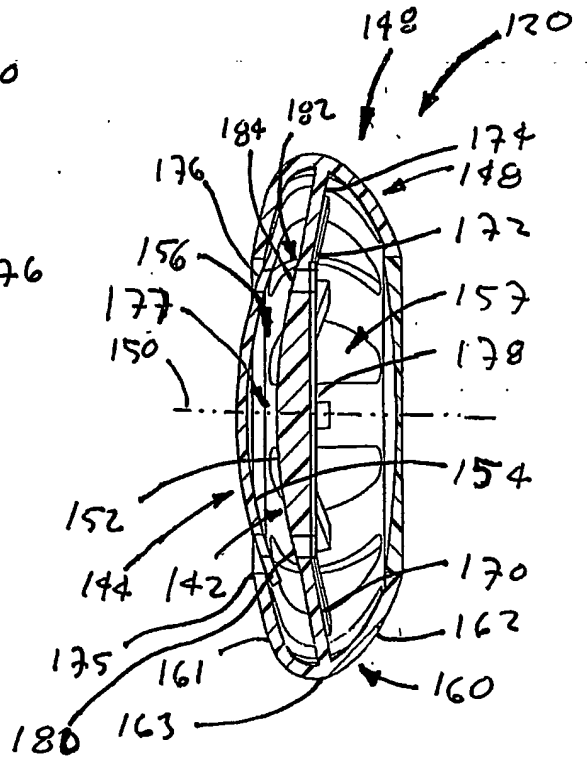


FIG. 7

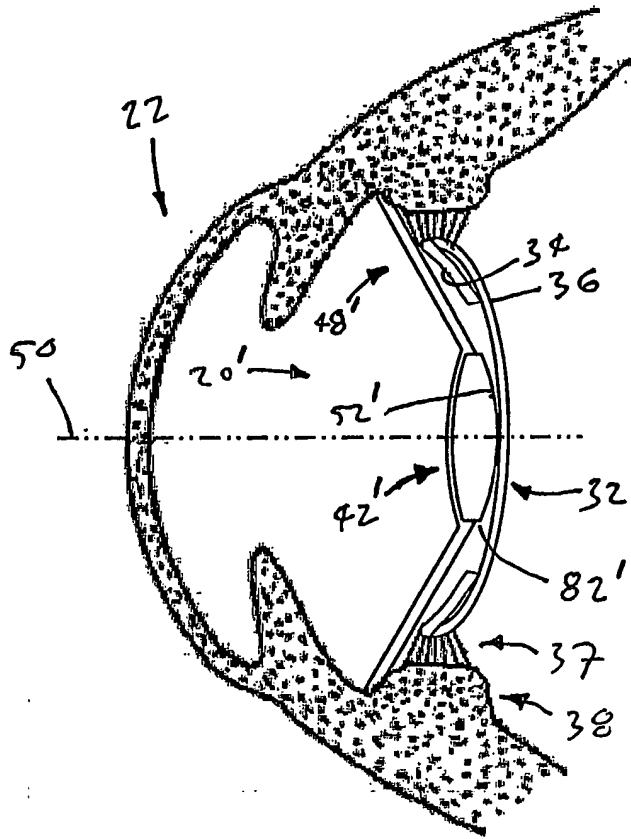


FIG. 8

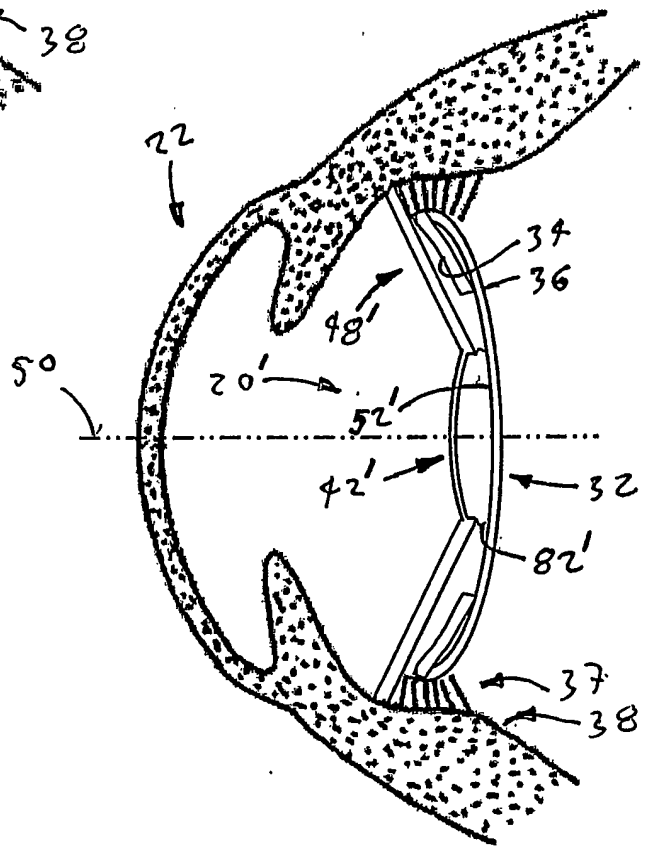


FIG. 9

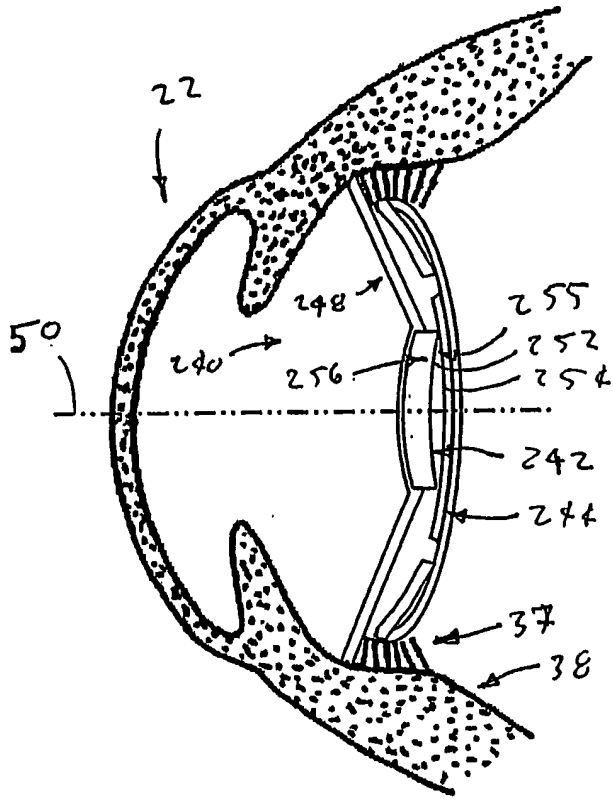


FIG. 10

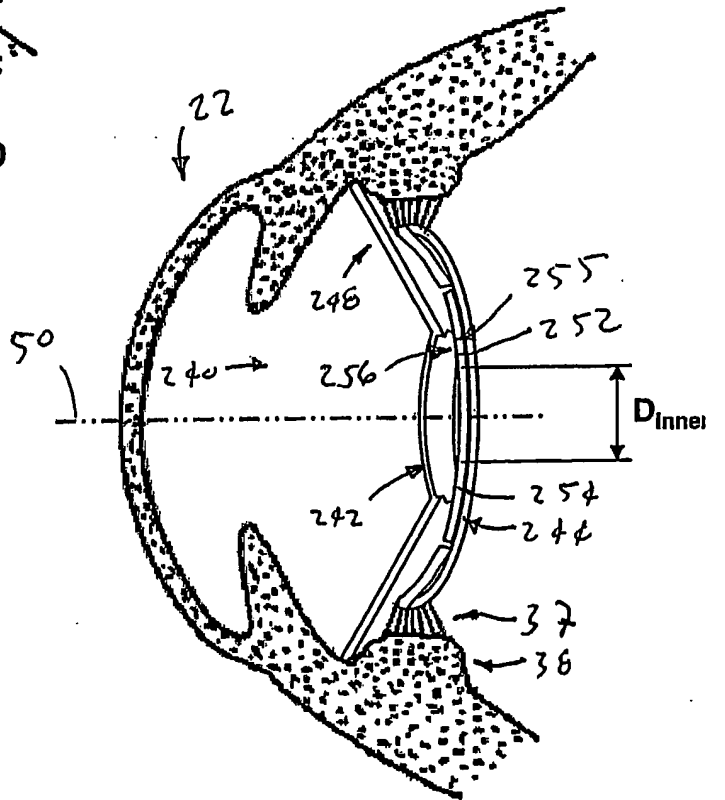


FIG. 11

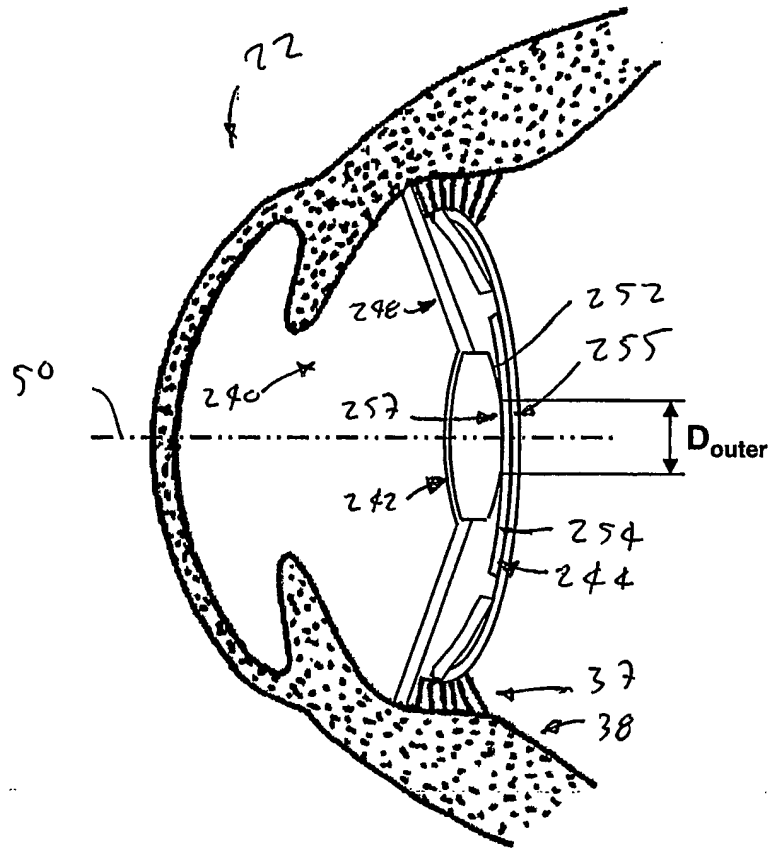


FIG. 12

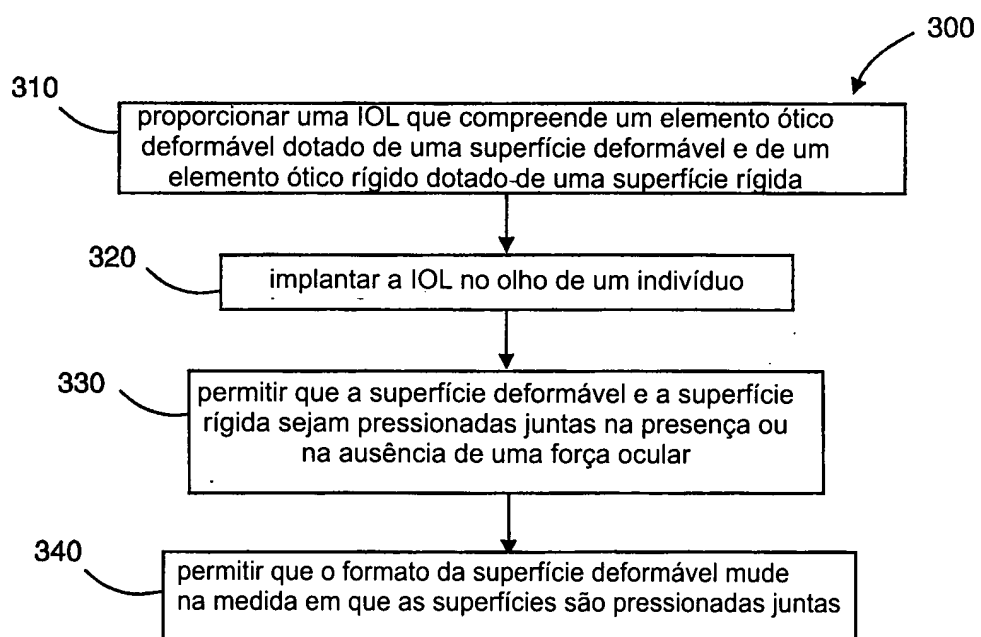


FIG. 13

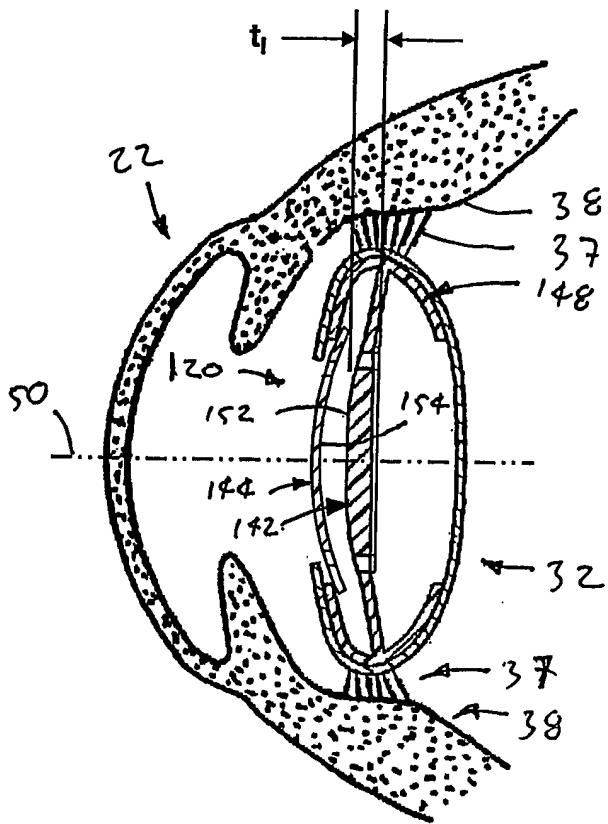


FIG. 14

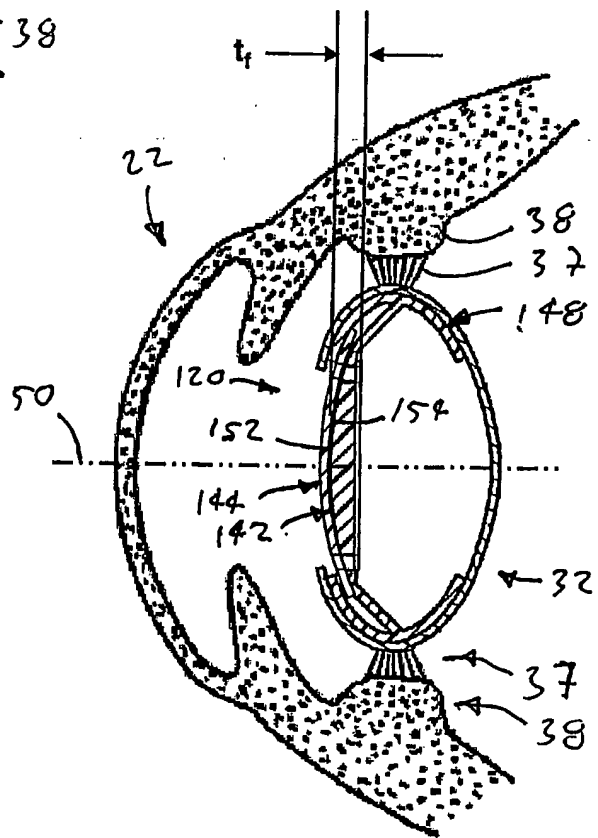


FIG. 15

**RESUMO**

Patente de Invenção: "**LENTE INTRA-OCULAR DEFORMÁVEL E SISTEMAS DE LENTE**".

A presente invenção refere-se a uma lente que inclui um elemento ótico deformável, um elemento ótico rígido, e uma estrutura de suporte. O elemento ótico deformável é disposto sobre um eixo ótico e compreende um material sólido e uma superfície deformável. O elemento ótico rígido é disposto sobre um eixo ótico e compreende um material sólido e uma superfície rígida. A estrutura de suporte é operacionalmente acoplada a pelo menos um dos elementos óticos para pressionar a superfície deformável e a superfície rígida juntas em resposta a ou na ausência de uma força ocular, com o que pelo menos uma porção da superfície deformável muda de formato de modo que a potência ótica da pelo menos uma porção de superfície deformável e/ou lente intra-ocular muda em pelo menos 2 de dioptria.