República Federativa do Brasil
Ministério da Economia
Instituto Nacional da Propriedade Industrial

(21) BR 112021003936-8 A2

(22) Data do Depósito: 04/09/2019

(43) Data da Publicação Nacional: 18/05/2021

(54) Título: MECANISMOS PARA INDUZIR TRANSIÇÕES EM LENTES DE CONTATO DINÂMICAS

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

(30) Prioridade Unionista: 04/09/2018 US 62/726,732.

(71) Depositante(es): PRES-BY VISION LTD..

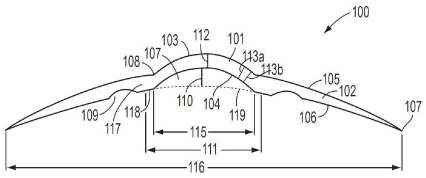
(72) Inventor(es): YAIR ALSTER; OMER RAFAELI; NIR BETSER; ASSAF LEON; MATT CLARKE.

(86) Pedido PCT: PCT IB2019000956 de 04/09/2019

(87) Publicação PCT: WO 2020/049356 de 12/03/2020

(85) Data da Fase Nacional: 02/03/2021

(57) Resumo: MECANISMOS PARA INDUZIR TRANSIÇÕES EM LENTES DE CONTATO DINÂMICAS. Trata-se de lentes de contato dinâmicas que têm uma porção óptica que tem pelo menos duas configurações quase estáveis. A interação da lente de contato dinâmica com uma pálpebra e/ou o menisco lacrimal pode induzir uma transição entre as configurações quase estáveis é revelada. Uma lente de contato dinâmica pode incluir um ou mais mecanismos que podem facilitar a interação da lente de contato com uma pálpebra e/ou uma fonte de fluido lacrimal, como um menisco lacrimal e que podem facilitar a transição entre as configurações quase estáveis. Os mecanismos podem ser configurados para controlar o fluxo de fluido lacrimal para dentro e para fora de um volume lacrimal formado entre a superfície posterior da porção óptica e a superfície anterior da córnea. As lentes de contato dinâmicas podem ser usadas para corrigir a visão, como para corrigir presbiopia, retardar a progressão da miopia ou para corrigir a visão causada por uma córnea de conformação irregular.



"MECANISMOS PARA INDUZIR TRANSIÇÕES EM LENTES DE CONTATO DINÂMICAS"

REFERÊNCIA CRUZADA A PEDIDOS RELACIONADOS

[0001] Este pedido reivindica o benefício do Pedido Provisório nº US 62/726.732, depositado em 4 de setembro de 2018, que é incorporado no presente documento a título de referência em sua totalidade.

ANTECEDENTES

[0002] Deficiências visuais típicas como a miopia (visão próxima), hipermetropia (visão distante) e presbiopia (perda da acomodação e perda subsequente de visão próxima e intermediária) podem ser corrigíveis prontamente usando óculos. Entretanto, alguns indivíduos podem preferir lentes de contato para correção da visão por motivos como acomodar um estilo de vida ativo ou por estética.

[0003] Os usuários de lente de contato que passa a ter presbiopia com a idade podem precisar de lentes corretivas adicionais para permitir a visão próxima, intermediária e distante. Para solucionar a presbiopia, os fabricantes de lente de contato desenvolveram lentes multifocais que focalizam simultaneamente a luz de uma gama de distâncias por meio de várias regiões focais e lentes bifocais que incluem duas regiões de focalização, por exemplo, uma região central para corrigir a miopia e uma região circundante para corrigir a hipermetropia. Estas últimas lentes podem transladar em relação ao eixo geométrico óptico do olho para fornecer tanto a correção da visão próxima quanto distante, dependendo do ângulo do olhar ocular.

[0004] As lentes de contato de translação podem ser configuradas para se moverem (transladarem) de 1 mm a 6 mm em sobre a superfície da córnea e, assim, podem ser significativamente menos estáveis do que as lentes de contato padrão, que têm tipicamente um movimento sobre a córnea de 0 mm a 1 mm. Visto que as lentes de translação podem ser projetadas para se moverem, durante o piscar da pálpebra superior, as lentes de translação podem se deslocar para baixo sobre a córnea, de modo que a borda inferior da lente colida com a margem de pálpebra inferior a cada movimento de piscação. Tal movimento repetido e o contato da pálpebra podem causar um desconforto significativo ao usuário devido à sensibilidade intensificada a objetos estranhos da córnea e da margem de pálpebra inferior. Além disso, devido à presença da abertura da glândula meibomiana na margem de pálpebra inferior, colisão da pálpebra inferior pode levar à inflamação e trauma repetidos destas aberturas, o que pode levar à hiperqueratose e, possivelmente, à disfunção da glândula meibomiana.

SUMÁRIO

[0005] É reconhecida, no presente documento, uma necessidade de lentes de contato alternativas para corrigir a visão.

[0006] Em um aspecto, a presente revelação fornece uma lente de contato compreendendo uma porção óptica, em que a porção óptica compreende uma curvatura de base posterior óptica e um centro óptico, uma porção periférica, em que a porção periférica compreende uma curvatura de base posterior periférica, e uma zona de transição acoplando a

porção óptica e a porção periférica. Quando utilizada no olho de um paciente, a porção óptica é caracterizada por uma primeira configuração quase estável e uma segunda configuração quase estável. A interação da lente de contato com o movimento do olho causa uma transição entre a primeira configuração quase estável e a segunda configuração quase estável.

[0007] Em algumas modalidades, a zona de transição compreende uma largura radial de 150 mícrons ou menos.

[0008] Em algumas modalidades, a zona de transição compreende uma circunferência e uma espessura, em que a espessura varia ao redor da circunferência da zona de transição.

[0009] Em algumas modalidades, a porção óptica compreende uma superfície posterior óptica e a porção periférica compreende uma superfície posterior periférica e uma superfície anterior periférica. A lente de contato compreende ainda um ou mais sulcos na superfície posterior periférica, em que pelo menos um sulco se estende a partir da superfície posterior periférica para a porção óptica; e pelo menos uma fenestração conectando o pelo menos um sulco à superfície anterior periférica. a zona de transição compreende uma circunferência e uma espessura; a espessura varia em torno da circunferência da zona de transição; a curvatura de base posterior óptica é menor que 7,1 mm; e a curvatura de base posterior periférica é pelo menos 0,4 mm maior que a curvatura de base posterior óptica a um raio menor que 3,5 mm do centro óptico.

[0010] Em algumas modalidades, a porção óptica compreende uma superfície posterior óptica; e a porção

periférica compreende um diâmetro periférico, uma superfície posterior periférica e uma superfície anterior periférica. A lente de contato é configurada de modo que, quando utilizada em um olho de um paciente, a porção óptica forme um volume lenticular entre a córnea e a superfície posterior óptica. O volume lenticular compreende um diâmetro de pelo menos 1,5 mm e uma altura de pelo menos 0,01 mm sobre a córnea.

[0011] Em algumas modalidades, a porção periférica compreende um diâmetro periférico; e a lente de contato é configurada de modo que, quando utilizada em um olho de um paciente, a porção óptica seja capaz de assumir a primeira configuração quase estável e a segunda configuração quase estável.

[0012] Em algumas modalidades, a porção óptica compreende uma superfície posterior óptica e a porção periférica compreende uma superfície posterior periférica. A lente de contato é configurada de modo que, quando utilizada no olho de um paciente, a porção óptica possa assumir uma pluralidade de configurações em resposta a uma pressão aplicada à porção óptica. Quando uma pressão negativa é aplicada à superfície posterior óptica, a superfície posterior óptica assume uma ou mais configurações de conformação substancial em relação à superfície anterior da córnea. Na ausência de uma pressão negativa, a superfície posterior óptica assume uma configuração neutra para fornecer um volume lacrimal entre a superfície posterior óptica e a superfície anterior da córnea. Em algumas modalidades, na uma ou mais configurações de conformação substancial, a espessura de um

filme lacrimal entre a superfície posterior óptica e a superfície anterior da córnea varia em menos de 10 µm. Por exemplo, em algumas modalidades, na uma ou mais configurações de conformação substancial, a espessura de um filme lacrimal entre a superfície posterior óptica e a superfície anterior da córnea varia em menos de 3 µm. Em algumas modalidades, a pressão negativa é de 5 Pa a 1.500 Pa. Por exemplo, em algumas modalidades a pressão negativa é de 10 Pa a 250 Pa.

[0013] Em algumas modalidades, a curvatura de base posterior periférica é de 7,5 mm a 9,5 mm e a diferença entre a curvatura de base posterior periférica e a curvatura de base posterior óptica é maior que 0,4 mm.

[0014] Em algumas modalidades, a curvatura de base posterior óptica é menor que 6,8 mm.

[0015] Em algumas modalidades, a zona de transição tem uma espessura que varia em torno da circunferência da zona de transição.

[0016] Em algumas modalidades, a zona de transição tem uma espessura que varia em um padrão irregular em torno da circunferência da zona de transição.

[0017] Em algumas modalidades, a zona de transição compreende uma ou mais descontinuidades que se estendem através da zona de transição. Em algumas modalidades, a uma ou mais descontinuidades compreendem um ou mais sulcos posteriores na superfície posterior da porção periférica e se estendendo para a porção óptica. Em algumas modalidades, pelo menos um dentre o um ou mais sulcos posteriores é acoplado a uma fenestração. Alternativamente, ou em combinação, pelo menos um dentre o um ou mais sulcos

posteriores são acoplados a um reservatório de fluido lacrimal.

[0018] Em algumas modalidades, a curvatura de base posterior óptica é menor que 7,1 mm e a curvatura de base periférica é pelo menos 0,4 mm maior que a curvatura de base posterior óptica.

[0019] Em algumas modalidades, cada uma dentre a porção óptica e a porção periférica compreende um material que tem um módulo de 0,1 MPa a 10 MPa.

[0020] Em algumas modalidades, a lente de contato compreende um ou mais sulcos posteriores na superfície posterior periférica, em que pelo menos um sulco posterior se estende a partir da superfície posterior periférica para a porção óptica.

[0021] Em algumas modalidades, cada um dentre o um ou mais sulcos se estende radialmente a partir do centro da porção óptica.

[0022] Em algumas modalidades, a zona de transição está localizada a um raio menor que 3,5 mm a partir do centro óptico; a curvatura de base central é menor que 7,1 mm e a curvatura de base periférica é pelo menos 0,4 mm maior que a curvatura de base central.

[0023] Em algumas modalidades, a primeira configuração quase estável compreende uma primeira altura de vão, a segunda configuração quase estável compreende uma segunda altura de vão, a primeira altura de vão e a segunda altura de vão são diferentes; e a altura de vão é a distância entre um centro da superfície posterior óptica e a córnea.

[0024] Em algumas modalidades, o movimento do olho compreende alterar uma posição de olhar do olho.

[0025] Em algumas modalidades, na primeira configuração quase estável, a porção óptica compreende uma primeira potência óptica e, na segunda configuração quase estável, a porção óptica compreende uma segunda potência óptica, em que a primeira potência óptica é diferente da segunda potência óptica.

[0026] Em algumas modalidades, quando utilizada no olho de um paciente, um volume lacrimal óptico é formado entre a superfície posterior óptica e a superfície anterior da córnea. Na primeira configuração quase estável, o volume lacrimal óptico compreende um primeiro volume e, na segunda configuração quase estável, o volume lacrimal óptico compreende um segundo volume, em que o primeiro volume é diferente do segundo volume.

[0027] Em algumas modalidades, quando utilizada no olho de um paciente, um volume lacrimal óptico é formado entre a superfície posterior óptica e a superfície anterior da córnea. Na primeira configuração quase estável, o volume lacrimal óptico compreende um primeiro formato; na segunda configuração quase estável, o volume lacrimal óptico compreende um segundo formato, e o primeiro formato é diferente do segundo formato.

[0028] Em algumas modalidades, a primeira configuração quase estável fornece uma potência óptica que focaliza uma imagem na fóvea a partir de uma primeira distância, e a segunda configuração quase estável fornece uma potência óptica que focaliza uma imagem na fóvea a partir de uma segunda distância.

[0029] Em algumas modalidades, quando utilizada no olho de um paciente, a porção óptica é caracterizada por uma

primeira configuração quase estável e uma segunda configuração quase estável, e um volume lacrimal óptico é formado entre a superfície posterior óptica e a superfície anterior da córnea; e uma transição entre a primeira configuração quase estável e a segunda configuração quase estável é controlada pelo fluxo de fluido lacrimal para dentro e para fora do volume lacrimal óptico.

[0030] Em algumas modalidades, quando utilizada no olho de um paciente, a porção óptica é caracterizada por uma primeira configuração quase estável e uma segunda configuração quase estável, e um volume lacrimal óptico é formado entre a superfície posterior óptica e a superfície anterior da córnea; e uma transição entre a primeira configuração quase estável e a segunda configuração quase estável é controlada acoplando e desacoplando de modo fluido o volume lacrimal óptico com um menisco lacrimal.

[0031] Em algumas modalidades, quando utilizada no olho de um paciente, a porção óptica é caracterizada por uma primeira configuração quase estável e uma segunda configuração quase estável; a lente de contato compreende uma ou mais fenestrações conectando a superfície posterior periférica à superfície posterior anterior; e acoplar de modo fluido uma ou mais fenestrações a um menisco lacrimal causa uma alteração na potência óptica da porção óptica.

[0032] Em algumas modalidades, quando utilizada no olho de um paciente, a porção óptica é caracterizada por uma primeira configuração quase estável e uma segunda configuração quase estável; a lente de contato compreende uma ou mais fenestrações conectando a superfície posterior periférica à superfície anterior periférica; e desacoplar

de modo fluido uma ou mais fenestrações de um menisco lacrimal causa uma alteração na potência óptica da porção óptica.

[0033]

[0034] Em algumas modalidades, pelo menos um sulco na superfície posterior periférica, em que o pelo menos um sulco se estende a partir da superfície posterior periférica à porção óptica; e pelo menos uma fenestração conectando o pelo menos um sulco à superfície anterior periférica.

[0035] Em algumas modalidades, quando utilizada em um olho de um paciente, um volume lacrimal óptico é formado entre a superfície posterior da porção óptica e a superfície anterior da córnea.

[0036] Em algumas modalidades, quando utilizada em um olho de um paciente, um vão é formado entre a superfície posterior da porção óptica e a superfície anterior da córnea, em que o vão tem uma altura máxima de 1 µm a 200 µm.

[0037] Em algumas modalidades, a porção óptica é centralizada no eixo geométrico central da lente de contato.

[0038] Em algumas modalidades, a porção óptica não é centralizada no eixo geométrico central da lente de contato.

[0039] Em algumas modalidades, a porção óptica é centralizada em um eixo geométrico que está a menos de 45 graus de um eixo geométrico central da lente de contato.

[0040] Em algumas modalidades, a porção óptica compreende uma espessura máxima dentro de uma faixa de 30

µm a 600 µm.

[0041] Em algumas modalidades, a porção óptica compreende uma rigidez máxima dentro de uma faixa de 2E3 MPa×µm^3 a 3E9 MPa×µm^3.

[0042] Em algumas modalidades, a porção óptica, a porção periférica ou tanto a porção óptica quanto a porção periférica compreendem pelo menos um mecanismo configurado para transportar fluido lacrimal para dentro e para fora de um volume lacrimal óptico formado entre a superfície posterior óptica e a superfície anterior da córnea, quando utilizada em um olho de um paciente. Em algumas modalidades, o transporte de fluido lacrimal para dentro e para fora do volume lacrimal óptico está associado a uma transição entre a primeira configuração quase estável da porção óptica e a segunda configuração quase estável da porção óptica. Em algumas modalidades, o pelo menos um mecanismo compreende um sulco posterior, um sulco anterior, uma fenestração, um reservatório de fluido lacrimal, uma protuberância, uma reentrância, uma válvula, uma fenestração compreendendo uma válvula, uma geometria da porção óptica, uma geometria da porção periférica, ou uma combinação de qualquer um dos supracitados. Em algumas modalidades, o pelo menos um mecanismo compreende um ou mais sulcos posteriores, em que cada um dentre o um ou mais sulcos posteriores é disposto na superfície posterior periférica. Em algumas modalidades, pelo menos um dentre o um ou mais sulcos posteriores cruza a circunferência da porção óptica. Em algumas modalidades, o pelo menos um mecanismo é disposto dentro da porção periférica, na superfície posterior da porção periférica, na superfície

anterior da porção periférica, ou uma combinação de qualquer uma das supracitadas. Em algumas modalidades, o pelo menos um mecanismo compreende uma protuberância na superfície anterior periférica.

[0043] Em algumas modalidades, a interação de fluido lacrimal no menisco lacrimal com o volume lacrimal óptico induz uma transição entre a primeira configuração quase estável da porção óptica e a segunda configuração quase estável da porção óptica, mantém a primeira configuração quase estável da porção óptica, mantém a segunda configuração quase estável da porção óptica, ou uma combinação de qualquer um dos supracitados.

[0044] Em algumas modalidades, o movimento do olho, uma pálpebra ou uma combinação dos mesmos, induz uma transição entre a primeira configuração quase estável da porção óptica e a segunda configuração quase estável da porção óptica, mantém a primeira configuração quase estável da porção óptica, mantém a segunda configuração quase estável da porção óptica, ou uma combinação de qualquer um dos supracitados.

[0045] Em algumas modalidades, a interação de fluido lacrimal no menisco lacrimal com pelo menos dois dentre a porção óptica, a porção periférica e o pelo menos um mecanismo, induz uma transição entre a primeira configuração quase estável da porção óptica e a segunda configuração quase estável da porção óptica, mantém a primeira configuração quase estável da porção óptica, mantém a segunda configuração quase estável da porção óptica ou uma combinação de qualquer um dos supracitados.

[0046] Em algumas modalidades, a interação entre o

fluido lacrimal dentro do volume lacrimal óptico e o fluido lacrimal dentro de uma fonte de fluido lacrimal induz uma transição entre a primeira configuração quase estável da porção óptica e a segunda configuração quase estável da porção óptica, mantém a primeira configuração quase estável da porção óptica, mantém a segunda configuração quase estável da porção óptica, ou uma combinação de qualquer um dos supracitados. Em algumas modalidades, a fonte de fluido lacrimal compreende um reservatório de fluido lacrimal, uma reentrância de fluido lacrimal, um menisco lacrimal, ou uma combinação de qualquer um dos supracitados. Em algumas modalidades, a interação é induzida por uma alteração no ângulo de olhar, por interação de uma pálpebra com a lente de contato, ou por uma combinação das mesmas. Em algumas modalidades, a interação compreende acoplar de modo fluido e desacoplar de modo fluido o volume lacrimal óptico com uma fonte de fluido lacrimal. Em algumas modalidades, interação compreende acoplar de modo fluido e desacoplar de modo fluido o volume lacrimal óptico com um menisco lacrimal.

[0047] Em algumas modalidades, a lente de contato compreende ainda pelo menos uma fenestração conectando a superfície posterior periférica à superfície posterior anterior; e pelo menos uma das fenestrações compreende uma válvula. Em algumas modalidades, a válvula compreende uma válvula capilar.

[0048] Em algumas modalidades, a lente de contato compreende ainda um ou mais sulcos anteriores dispostos na superfície anterior periférica e uma ou mais fenestrações conectadas a cada um do um ou mais sulcos anteriores, em

que a pelo menos uma fenestração conecta o sulco anterior à superfície posterior periférica. Em algumas modalidades, a lente de contato compreende um sulco posterior disposto na superfície posterior periférica e conectada a pelo menos uma dentre a uma ou mais fenestrações. Em algumas modalidades, pelo menos um dentre o um ou mais sulcos posteriores se estende para a porção óptica.

[0049] Em algumas modalidades, a lente de contato compreende ainda uma pluralidade de sulcos posteriores dispostos radialmente; e uma ou mais fenestrações, em que uma ou mais fenestrações são acopladas a cada um dentre a pluralidade de sulcos posteriores dispostos radialmente.

[0050] Em algumas modalidades, a lente de contato compreende ainda uma ou mais reentrâncias dispostas na superfície periférica anterior, e uma fenestração acoplada a cada uma da uma ou mais reentrâncias. Em algumas modalidades, a fenestração é acoplada a um sulco posterior.

[0051] Em algumas modalidades, a porção periférica compreende uma cavidade disposta na superfície posterior periférica. Em algumas modalidades, a cavidade é deformável mediante a interação com uma pálpebra, movimento do olho ou uma combinação dos mesmos.

[0052] Em algumas modalidades, a porção periférica compreende uma reentrância na superfície anterior periférica; uma fenestração acoplada à reentrância; e um sulco posterior acoplado à fenestração, em que o sulco posterior se estende para a porção óptica.

[0053] Em um aspecto, a presente revelação fornece um método para corrigir a visão, o método compreendendo utilizar, ou fornecer a um usuário, qualquer uma das lentes

de contato descritas no presente documento.

[0054] Aspectos e vantagens adicionais da presente revelação se tornarão prontamente evidentes àqueles versados nesta técnica a partir da seguinte descrição detalhada, em que modalidades apenas ilustrativas da presente revelação são mostradas e descritas. Como será percebido, a presente revelação é capaz de modalidades adicionais e diferentes, e seus vários detalhes são capazes de modificações em vários aspectos óbvios, tudo sem afastamento da revelação. Consequentemente, os desenhos e a descrição devem ser considerados como ilustrativos em natureza, e não como restritivos.

INCORPORAÇÃO POR REFERÊNCIA

[0055] Todas as publicações, patentes e pedidos de patente mencionados neste relatório descritivo são incorporados no presente documento, por referência, na mesma extensão como se cada publicação, patente ou pedido de patente individual tivesse sido especificamente indicado para ser incorporado por referência. Ao grau em que publicações e patentes ou pedidos de patente incorporados a título de referência contradigam a revelação contida no relatório descritivo, o relatório descritivo se destina a substituir e/ou ter preferência em relação a qualquer um de tais materiais contraditórios.

BREVE DESCRIÇÃO DOS DESENHOS

[0056] Os recursos inovadores da invenção são apresentados com particularidade nas reivindicações anexas. Um melhor entendimento dos recursos e vantagens da presente invenção será obtido por referência à seguinte descrição detalhada que estabelece as modalidades ilustrativas, em

que os princípios da invenção são utilizados, e os desenhos (também “Figura” e “FIG.” no presente documento) anexos, dos quais:

[0057] A FIG. 1 mostra uma vista em corte transversal de uma lente de contato dinâmica fornecida pela presente revelação.

[0058] As FIGS. 2A-2B mostram exemplos de válvulas tipo boca de peixe fornecidas pela presente revelação.

[0059] As FIGS. 3A-3C ilustram parâmetros úteis no cálculo de forças capilares.

[0060] A FIG. 3D mostra uma vista em corte transversal de um menisco capilar formado com uma fenestração causada por forças capilares.

[0061] As FIGS. 4A-4B mostram um modelo dinâmico de transporte de fluido em um exemplo de uma lente de contato dinâmica fornecida pela presente revelação.

[0062] As FIGS. 5A-5B mostram um modelo dinâmico de transporte de fluido em outro exemplo de uma lente de contato dinâmica fornecida pela presente revelação.

[0063] As FIGS. 6A-6B mostram vistas de uma lente de contato dinâmica que tem uma zona de transição abrupta e descontinuidades em torno da circunferência da zona de transição.

[0064] As FIGS. 7A-7D mostram uma vista de uma lente de contato dinâmica que tem uma zona de transição abrupta, e vistas da zona de transição.

[0065] As FIGS. 8A-8C mostram vistas de uma lente de contato dinâmica que tem descontinuidades na zona de transição.

[0066] As FIGS. 9A-9I mostram vistas de uma lente de

contato dinâmica que tem descontinuidades na zona de transição.

[0067] A FIG. 10 mostra uma vista da superfície posterior de um exemplo de uma lente de contato dinâmica fornecida pela presente revelação, com sulcos que se estendem a partir da superfície posterior periférica para a porção dinâmica e com fenestrações conectadas a cada um dos sulcos.

[0068] A FIG. 11 mostra uma vista da superfície anterior da lente de contato dinâmica mostrada na FIG. 10.

[0069] A FIG. 12 mostra uma vista da superfície posterior de um exemplo de uma lente de contato dinâmica fornecida pela presente revelação.

[0070] As FIGS. 13A e 13B mostram uma vista em corte transversal e uma vista da superfície posterior, respectivamente, de um exemplo de uma lente de contato dinâmica fornecida pela presente revelação.

[0071] A FIG. 13C mostra uma imagem da lente de contato dinâmica das FIGS. 13A-13B em um olho de um paciente.

[0072] A FIG. 14 mostra uma imagem de biomicroscópio de lâmpada de fenda de uma lente de contato dinâmica que tem oito (8) fenestrações em um olho de um paciente

[0073] As FIGS. 15A-15H mostram vistas de uma lente de contato dinâmica que tem reentrâncias e fenestrações dentro das reentrâncias dispostas na segunda porção periférica, perto da zona de transição.

[0074] As FIGS. 16A-16C mostram vistas em perspectiva da superfície anterior (FIG. 16A), da superfície posterior (FIG. 16B) e uma vista em corte transversal (FIG. 16C) de um exemplo de uma lente de contato dinâmica que tem um

sulco anterior alongado configurado para se acoplar de modo fluido com um menisco lacrimal e uma fenestração e sulco posterior para transportar fluido lacrimal para o volume lacrimal óptico.

[0075] As FIGS. 17A-17D mostram vistas da superfície anterior (FIGS. 17A e 17B) e da superfície posterior (FIGS. 17C e 17D) de exemplos de lentes de contato dinâmicas que têm uma pluralidade de fenestrações dispostas a distâncias radiais diferentes do centro óptico e sulcos posteriores para transportar fluido lacrimal de um menisco lacrimal para o volume lacrimal óptico.

[0076] As FIGS. 18A-18C mostram vistas em perspectiva da superfície anterior (FIG. 18A), da superfície posterior (FIG. 18B) e uma vista em corte transversal (FIG. 18C) de um exemplo de uma lente de contato dinâmica que tem um sulco anterior configurado para se acoplar de modo fluido com um menisco lacrimal e com uma fenestração e sulco posterior para transportar fluido lacrimal para o volume lacrimal óptico.

[0077] As FIGS. 19A-19C mostram vistas em perspectiva da superfície anterior (FIG. 19A), da superfície posterior (FIG. 19B) e uma vista em corte transversal (FIG. 19C) de um exemplo de uma lente de contato dinâmica que tem sulcos anteriores configurados para se acoplarem de modo fluido com um menisco lacrimal e fenestrações e sulcos posteriores para transportar fluido lacrimal para o volume lacrimal óptico.

[0078] As FIGS. 20A e 20B mostram imagens de OCT de uma lente de contato dinâmica incluindo fenestrações e sulcos na córnea de um paciente. A FIG. 20A mostra uma fenestração

acoplada de modo fluido a um menisco lacrimal. A FIG. 20B mostra o sulco afunilando em direção à porção óptica.

[0079] As FIGS. 21A e 21B mostram imagens de OCT horizontal (FIG. 21A) e vertical (FIG. 21B) de uma lente de contato dinâmica na córnea de um paciente. A FIG. 21B mostra uma fenestração acoplada de modo fluido a um menisco lacrimal.

[0080] A FIG. 21C mostra uma imagem de OCT de uma lente de contato dinâmica em uma córnea mostrando o acoplamento de fluido de um menisco lacrimal a um sulco com uma altura de vão de 68 µm entre a superfície posterior da porção óptica e a superfície anterior da córnea.

[0081] A FIG. 22 mostra uma imagem de OCT de um volume lacrimal formado entre a superfície posterior da porção óptica de uma lente de contato dinâmica e a superfície anterior da córnea.

[0082] A FIG. 23 é uma imagem de biomicroscópio de lâmpada de fenda de uma lente de contato dinâmica sobreposta a uma córnea com o olho em um olhar para baixo.

[0083] A FIG. 24 mostra imagens de OCT de uma lente de contato dinâmica sobreposta a uma córnea com olhar para frente.

[0084] A FIG. 25 mostra imagens de OCT de uma lente de contato dinâmica sobreposta a uma córnea com olhar para frente após o fluido lacrimal ter sido fornecido ao volume lacrimal através de uma fenestração e sulco posterior.

[0085] A FIG. 26 mostra uma imagem de OCT da lente de contato dinâmica sobreposta a uma córnea com um vão de cerca de 10 µm a 15 µm entre a superfície posterior da porção óptica e a córnea.

[0086] A FIG. 27 mostra uma imagem de OCT da porção periférica da lente de contato mostrada na FIG. 26 com um sulco posterior.

[0087] A FIG. 28 é uma imagem de OCT de uma lente de contato dinâmica sobreposta a uma córnea mostrando uma vista em corte transversal de um sulco posterior.

[0088] A FIG. 29 é uma imagem de OCT de uma lente de contato dinâmica sobreposta a uma córnea em olhar para baixo mostrando uma vista em corte transversal de uma fenestração acoplada a um sulco posterior.

[0089] A FIG. 30 é uma imagem de OCT de uma lente de contato dinâmica sobreposta a uma córnea mostrando uma vista em corte transversal da porção óptica e do volume lacrimal óptico durante um olhar para baixo.

[0090] A FIG. 31 é uma imagem de OCT de uma lente de contato dinâmica sobreposta a uma córnea mostrando uma vista em corte transversal de um sulco posterior durante um olhar para baixo.

[0091] A FIG. 32 mostra uma lente de contato dinâmica que tem sulcos anteriores de vários comprimentos para facilitar o acoplamento de fluido com um menisco lacrimal.

DESCRIÇÃO DETALHADA

[0092] Embora várias modalidades da invenção tenham sido mostradas e descritas no presente documento, será óbvio para aqueles versados na técnica que tais modalidades são fornecidas a título de exemplo apenas. Diversas variações, alterações e substituições podem ocorrer àqueles versados na técnica sem que se afaste da invenção. Deve-se entender que várias alternativas às modalidades da invenção descrita no presente documento podem ser empregadas.

[0093] Exceto se definido de outro modo, todos os termos técnicos usados no presente documento têm o mesmo significado que é comumente entendido por alguém de habilidade comum na técnica à qual esta invenção se refere. Como usado neste relatório específico e nas reivindicações anexas, as formas no singular “um”, “uma” e “o/a” incluem referências no plural, salvo se o contexto indicar claramente de outro modo. Qualquer referência a “ou” no presente documento se destina a englobar “e/ou”, exceto se indicado de outro modo.

[0094] Sempre que o termo “pelo menos”, “maior que” ou “maior ou igual a” antecede o primeiro valor numérico em uma série de dois ou mais valores numéricos, o termo “pelo menos”, “maior que” ou “maior ou igual a” se aplica a cada um dos valores numéricos em tal série de valores numéricos. Por exemplo, maior ou igual a 1, 2 ou 3 é equivalente a maior ou igual a 1, maior ou igual a 2 ou maior ou igual a 3.

[0095] Sempre que o termo “não maior que”, “menor que”, “menor ou igual a” ou “no máximo” antecede o primeiro valor numérico em uma série de dois ou mais valores numéricos, o termo “não maior que”, “menor que” ou “menor ou igual a” ou “no máximo” se aplica a cada um dos valores numéricos em tal série de valores numéricos. Por exemplo, menor ou igual a 3, 2 ou 1 é equivalente a menor ou igual a 3, menor ou igual a 2 ou menor ou igual a 1.

[0096] Onde valores forem descritos como faixas, será entendido que tal revelação inclui a revelação de todas as subfaixas possíveis dentro de tais faixas, assim como valores numéricos específicos abrangidos por tais faixas

independentemente de um valor numérico específico ou uma subfaixa específica ser expressamente estabelecido.

[0097] Como usado no presente documento, caracteres similares se referem a elementos similares.

[0098] Como usado no presente documento, o termo "posterior" descreve recursos voltados para o olho e o termo "anterior" descreve recursos voltados para a direção oposta ao olho quando utilizados por um paciente. Uma superfície posterior de uma lente de contato dinâmica, ou porção da mesma, se refere a uma superfície que está perto ou voltada para a córnea durante a utilização por um paciente. A superfície anterior de uma lente de contato dinâmica, ou porção da mesma, se refere a uma superfície que está longe ou voltada para a direção oposta à córnea durante a utilização por um paciente.

[0099] Como usado no presente documento, o termo "interação de uma pálpebra com a lente de contato dinâmica" se refere a qualquer movimento da pálpebra ou do globo ocular que altere a posição relativa entre a lente de contato dinâmica e uma das pálpebras. A interação inclui, por exemplo, deslizamento suave de uma pálpebra sobre a superfície anterior da lente de contato dinâmica e uma alteração na posição da lente de contato dinâmica em relação a um menisco lacrimal. A interação de uma pálpebra ou alteração no ângulo de olhar pode acoplar fluido lacrimal em um menisco lacrimal com outros recursos de lente de contato como fenestrações, sulcos posteriores periféricos e/ou sulcos anteriores periféricos. A interação também se refere à translação da lente de contato dinâmica causada pelo movimento do olho e à deformação da lente de

contato dinâmica causada pelo movimento do olho. Por exemplo, durante o movimento do olho, como durante o olhar para baixo, áreas diferentes de uma lente de contato dinâmica podem entrar em contato com uma pálpebra.

[0100] Como usado no presente documento, o termo "interação de menisco lacrimal com a lente de contato dinâmica" se refere a qualquer interação de um menisco lacrimal com uma área ou recurso de uma lente de contato dinâmica da lente como uma fenestração, um sulco posterior periférico e/ou um sulco anterior periférico. A interação da lente de contato dinâmica com um menisco lacrimal pode acoplar e desacoplar de modo fluido o menisco lacrimal a/do volume lacrimal óptico.

[0101] Como usado no presente documento, o termo "volume lacrimal óptico" se refere ao volume lacrimal entre a superfície posterior da porção óptica e a superfície anterior da córnea quando a lente de contato dinâmica é utilizada no olho de um paciente. O volume lacrimal óptico pode ser um volume lacrimal lenticular ou, em uma configuração de conformação substancial, pode ser um filme lacrimal que tem uma espessura substancialmente constante através da porção óptica. O sistema de lente óptico inclui a porção óptica da lente de contato dinâmica, o filme lacrimal e o volume lacrimal óptico lenticular, se estiver presente.

[0102] Como usado no presente documento, o termo "substancialmente" se refere a ±10 % de um valor como uma dimensão.

[0103] Como usado no presente documento, o termo "conformando substancialmente à superfície da córnea" se

refere a uma configuração em que a superfície posterior de uma porção de uma lente de contato dinâmica está a 3 µm da superfície da córnea. O vão entre a porção posterior da lente de contato dinâmica e a córnea pode compreender fluido lacrimal.

[0104] Como usado no presente documento, o termo "módulo" se refere ao módulo de Young de um material. O módulo de Young pode ser determinado, por exemplo, de acordo com o método descrito por Jones *et al.*, *Optometry and Vision Science*, 89, 10, 1.466 a 1.476, 2017, que é incorporado ao presente documento a título de referência em sua totalidade para todos os propósitos.

[0105] A potência óptica da córnea em dioptrias (D) pode ser relacionada ao raio de curvatura R pela fórmula D = (1,376-1)/R, em que 1,376 corresponde ao índice de refração da córnea e R corresponde ao raio de curvatura da superfície anterior da córnea. A curvatura da córnea é inversamente relacionada ao raio de curvatura R, de modo que, à medida que o raio de curvatura aumenta, a curvatura da córnea diminua, e de modo que, à medida que o raio de curvatura diminui, a curvatura da córnea aumente.

[0106] Embora lentes rígidas gás-permeáveis (RGP) sejam conhecidas por criarem volumes lacrimais lenticulares, as lentes RGP não têm a capacidade de mudar de conformação. As lentes de contato macias tipicamente se conformam à superfície corneal de uma maneira uniforme e, embora um filme lacrimal de 1 µm a 5 µm de espessura esteja tipicamente presente entre a superfície posterior da lente de contato macia e a córnea, o filme lacrimal não é usado e não tem uma espessura suficiente para contribuir

substancialmente com a potência óptica. A lentes de contato bimodulares incluem uma porção óptica central que tem uma rigidez superior à porção periférica, de modo que a porção óptica central arqueie-se sobre irregularidades da porção óptica da córnea. Entretanto, a porção óptica central não é dinâmica no sentido de que pode mudar de conformação durante a utilização. Além disso, as lentes de contato que têm uma rigidez superior às lentes de contato macias típicas exigem que a lente de contato seja ajustada a uma curva de base corneal particular. Na presente invenção, um volume lacrimal dinâmico é usado em conjugação com os materiais de lente de contato macia para fornecer um volume lacrimal óptico que pode mudar de configuração durante a utilização.

[0107] As lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação podem ser fabricadas com uma porção óptica que pode transitar entre duas ou mais configurações quase estáveis no olho, em que cada uma das duas ou mais configurações quase estáveis fornece uma potência óptica diferente. A diferença na potência óptica entre as duas configurações quase estáveis é principalmente determinada pela diferença na potência refrativa da superfície anterior óptica da porção óptica da lente de contato dinâmica. Quando em uma configuração quase estável, em que a porção óptica ou pelo menos uma parte da porção óptica não se conforma à córnea, um volume lenticular é formado entre a superfície anterior da córnea e a superfície posterior da porção óptica da lente de contato dinâmica que pode se preencher com fluido lacrimal para formar um volume lacrimal óptico que, em conjunto com outros elementos

ópticos da lente de contato dinâmica, fornece uma potência óptica para corrigir a visão. As lentes de contato dinâmicas podem ser configuradas para transitar entre uma configuração de conformação quase estável e uma ou mais configurações de não conformação quase estáveis.

[0108] Alternativamente, ou em combinação, uma lente de contato dinâmica pode compreender duas ou mais configurações quase estáveis. Uma configuração quase estável se refere a uma configuração de uma lente de contato dinâmica que é estável na ausência de uma força aplicada à lente de contato por uma pálpebra, por acoplamento com uma fonte de fluido lacrimal, como um menisco lacrimal e/ou por desacoplamento de uma fonte de fluido lacrimal disponível para preencher o volume lacrimal óptico. A interação da lente de contato dinâmica com uma pálpebra ou movimento do olho pode fazer com que uma configuração quase estável se desestabilize e pode resultar na transição da porção óptica da lente de contato dinâmica para outra configuração quase estável. Por exemplo, a interação da lente de contato dinâmica com uma fonte de fluido lacrimal como um menisco lacrimal pode estabilizar e/ou desestabilizar uma das configurações quase estáveis através do fornecimento de fluido lacrimal para ou da remoção de fluido lacrimal do volume lacrimal óptico. As lentes dinâmicas podem ser configuradas para transição entre duas ou mais configurações quase estáveis.

[0109] As lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação podem ser fabricadas com uma porção óptica que pode transitar entre duas ou mais configurações quase estáveis no olho, em que cada uma das duas ou mais

configurações quase estáveis fornece uma potência óptica diferente. Quando em uma configuração quase estável, em que a porção óptica ou pelo menos uma parte da porção óptica não se conforma à córnea, a superfície anterior da porção óptica mantém uma curvatura que é diferente daquela de outras configurações quase estáveis e um volume lenticular é formado entre a superfície anterior da córnea e a superfície posterior da porção óptica da lente de contato dinâmica que pode se preencher com fluido lacrimal para formar um volume lacrimal que pode mudar o formato dos elementos de lente ópticos. Neste caso, as pelo menos duas configurações quase estáveis são ambas de não conformação, de modo que, em cada configuração quase estável, a superfície anterior óptica tenha uma curvatura anterior diferente e, portanto, cada configuração quase estável forneça uma potência óptica diferente ao olho.

[0110] Para uma lente de contato dinâmica, quatro interfaces ópticas contribuem para a potência óptica do sistema óptico nas várias configurações quase estáveis: (1) a interface ar-lágrima, (2) a interface lágrima-lente, (3) a interface lente-lágrima e (4) a interface lágrima-córnea. Todas as ópticas posteriores à córnea permanecerão substancialmente uniformes em pacientes de presbiopia. A potência refrativa em qualquer uma destas interfaces ópticas pode ser calculada usando a seguinte equação:

$$\text{Potência (D)} = (n_2 - n_1)/R_c$$

em que n_2 é o índice de refração do material no lado posterior de uma interface, n_1 é o material no lado anterior da interface, e R_c é o raio de curvatura da interface em metros. Para calcular a contribuição óptica de

um dado meio dentro do sistema óptico, a potência óptica das superfícies anterior e posterior do meio pode ser adicionada. A equação fornece uma estimativa razoável desde que a espessura do meio seja negligenciável em comparação com o raio de curvatura das interfaces, que é válido para os sistemas ópticos incluindo uma lente óptica dinâmica fornecida pela presente revelação.

[0111] Para uma superfície óptica em formato cilíndrico, as relações quantitativas podem ser calculadas para cada meridiano.

[0112] Um corte transversal de um exemplo de uma lente de contato dinâmica 100 fornecida pela presente revelação é mostrado na FIG. 1. A lente 100 inclui uma porção óptica 101 que é abaulada na direção oposta à curvatura de base posterior periférica de uma superfície posterior periférica 106 de uma porção periférica 102 e/ou é abaulada na direção oposta à curvatura de base periférica da porção periférica 117 adjacente à porção óptica 101. Esta região da porção periférica pode ser chamada de uma porção periférica paracentral ou de zona de transição 117, que é adjacente à porção óptica 101. A superfície posterior 118 da porção periférica paracentral 117 tem uma curvatura de base paracentral. A curvatura de base paracentral da superfície posterior 118 da porção periférica paracentral 117, também chamada de zona de transição, pode ser igual à curvatura de base da superfície posterior 106, ou pode ter uma curvatura de base diferente. Por exemplo, a curvatura de base paracentral da superfície posterior 118 da porção periférica paracentral 117 pode ser maior que a curvatura de base periférica. Em uma configuração conforme fabricada

e sem conformação, a porção óptica 101 se abaula na direção oposta à curvatura de base da porção periférica paracentral e oposta à curvatura de base posterior periférica 119. Deve ser observado que a curvatura de base posterior periférica 119 da porção periférica 102 representa uma curvatura de base que é diferente da curvatura de base posterior da porção óptica dinâmica 101 (chamada de curvatura de base posterior óptica) e cada uma dentre a porção periférica 102 e a porção óptica 101 pode compreender uma ou mais curvaturas de base. A porção óptica 101 e a porção periférica 102 são acopladas à interface 108.

[0113] Como mostrado na FIG. 1, a zona de transição 108 pode ser abrupta. Em algumas modalidades, uma transição abrupta pode fornecer resistência estrutural à porção óptica 101. Em outras modalidades, a zona de transição 108 pode fornecer uma vedação entre a superfície posterior da lente de contato e a superfície anterior da córnea para impedir que o fluido lacrimal vaze para dentre ou para fora do volume lacrimal óptico.

[0114] Em certas modalidades, a zona de transição entre a porção periférica e/ou a porção paracentral 102/117 e a porção óptica 101 não é abrupta. A superfície posterior periférica pode compreender cavidades 109, que, quando colocadas na córnea, são preenchidas com fluido lacrimal para fornecer reservatórios de fluido lacrimal. A superfície posterior periférica 106 compreende uma curvatura de base posterior periférica. A extensão da curvatura de base posterior periférica 119 sob a região da porção óptica 101 é indicada pela linha tracejada 119. Uma altura sagital 110 é mostrada como a distância a partir da

curvatura de base periférica à superfície posterior da lente. Como usado no presente documento, a altura sagital se refere a uma dimensão da lente de contato dinâmica conforme fabricada e pode ser chamada de altura sagital conforme fabricada. Quando uma lente de contato dinâmica é aplicada à córnea, a distância entre a superfície posterior da porção óptica e a córnea é chamada de altura de vão. Conforme revelado no presente documento, a altura de vão pode ser igual à altura sagital S, entretanto, em muitas modalidades, no olho do paciente, a altura de vão é menor que a altura sagital conforme fabricada. A alguns ângulos de olhar, a altura de vão pode ser menor que a altura sagital conforme fabricada e, a outros ângulos de olhar, a altura de vão pode ser próxima à altura sagital conforme fabricada. O abaulamento central compreende uma pluralidade de alturas sagitais dependendo da distância radial a partir do centro da lente.

[0115] Na FIG. 1, a maior altura sagital é no centro da porção óptica, que está localizado no eixo geométrico central da lente 112. A altura sagital diminui em direção à periferia da porção óptica 115 formando um formado de lente. Na FIG. 1, a região óptica 111 é ligeiramente maior que o diâmetro da porção óptica. Quando utilizada no olho de um paciente, a distância 110 é chamada de altura de vão, e é a distância entre a superfície posterior da porção óptica (a superfície posterior óptica) e a superfície anterior da córnea. A porção óptica se refere à porção da lente usada para a visão. O diâmetro da porção óptica pode ser maior do que aquele da região óptica do olho. Em algumas modalidades, o diâmetro da porção óptica pode ser

menor do que o diâmetro da região óptica do olho. Em algumas modalidades, o diâmetro da porção óptica pode ser similar, igual ou maior que o diâmetro da região óptica do olho.

[0116] Como mostrado na FIG. 1, a altura sagital central 110 é definida como a distância conforme fabricada entre a curvatura estendida da superfície posterior periférica 106, que é configurada para se situar contra a córnea e a superfície posterior no centro da porção óptica 104. A porção óptica pode ser caracterizada por uma pluralidade de alturas sagitais dependendo da localização em relação ao eixo geométrico central da porção óptica abaulada. A altura sagital será uma máxima no centro e diminuirá em direção à periferia da porção óptica. A porção óptica 101 compreende uma espessura central 112 e exemplos de duas espessuras sagital radial são identificados como 113a e 113b. Na FIG. 1, o diâmetro da região óptica 111 é mostrado como sendo ligeiramente maior que o diâmetro 115 da porção óptica. A lente de contato dinâmica 100 tem um diâmetro 116. Como mostrado na FIG. 1, a porção óptica 101, a porção periférica 102 e a região óptica do olho podem ser coalinhadas em torno do eixo geométrico central da lente de contato dinâmica.

[0117] As lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação podem compreender uma porção periférica compreendendo uma superfície posterior periférica e uma superfície anterior periférica oposta à superfície posterior periférica; uma porção óptica; uma zona de transição acoplando a porção periférica e a porção óptica; em que a porção óptica compreende um material que tem um

módulo de Young, por exemplo, dentro de uma faixa de 0,05 MPa a 50 MPa; e em que a porção óptica é caracterizada por um perfil de corte transversal que se estende na direção oposta à superfície anterior periférica e na direção oposta à superfície posterior periférica. A porção óptica pode ser caracterizada por uma altura sagital conforme fabricada de pelo menos cerca de 10 µm, 20 µm, 30 µm, 40 µm, 50 µm, 60 µm, 70 µm, 80 µm, 90 µm, 100 µm, 200 µm, 300 µm, 400 µm, 500 µm, 600 µm, 700 µm, 800 µm, 900 µm, 1.000 µm ou mais. A porção óptica pode ser caracterizada por uma altura sagital conforme fabricada de, no máximo, cerca de 1.000 µm, 900 µm, 800 µm, 700 µm, 600 µm, 500 µm, 400 µm, 300 µm, 200 µm, 100 µm, 90 µm, 80 µm, 70 µm, 60 µm, 50 µm, 40 µm, 30 µm, 20 µm, 10 µm ou menos. A porção óptica pode ser caracterizada por uma altura sagital conforme fabricada que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. A porção óptica pode ser caracterizada por uma altura sagital conforme fabricada dentro de uma faixa, por exemplo, de 10 µm a 250 µm, como de 10 µm a 100 µm. O módulo de Young pode ser de pelo menos cerca de 0,1 MPa, 0,2 MPa, 0,3 MPa, 0,4 MPa, 0,5 MPa, 0,6 MPa, 0,7 MPa, 0,8 MPa, 0,9 MPa, 1 MPa, 2 MPa, 3 MPa, 4 MPa, 5 MPa, 6 MPa, 7 MPa, 8 MPa, 9 MPa, 10 MPa ou mais. O módulo de Young pode ser no máximo cerca de 10 MPa, 9 MPa, 8 MPa, 7 MPa, 6 MPa, 5 MPa, 4 MPa, 3 MPa, 2 MPa, 1 MPa, 0,9 MPa, 0,8 MPa, 0,7 MPa, 0,6 MPa, 0,5 MPa, 0,4 MPa, 0,3 MPa, 0,2 MPa, 0,1 MPa ou menos. O módulo de Young pode estar dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. O módulo de Young pode estar dentro de uma faixa, por exemplo, de 0,1 MPa a 20 MPa, de 0,1 MPa a 3 MPa, de 0,1

MPa a 2 MPa ou de 0,1 MPa a 5 MPa. A porção óptica pode compreender uma espessura máxima de pelo menos cerca de 10 µm, 20 µm, 30 µm, 40 µm, 50 µm, 60 µm, 70 µm, 80 µm, 90 µm, 100 µm, 200 µm, 300 µm, 400 µm, 500 µm, 600 µm, 700 µm, 800 µm, 900 µm, 1.000 µm ou mais. A porção óptica pode compreender uma espessura máxima de, no máximo, cerca de 1.000 µm, 900 µm, 800 µm, 700 µm, 600 µm, 500 µm, 400 µm, 300 µm, 200 µm, 100 µm, 90 µm, 80 µm, 70 µm, 60 µm, 50 µm, 40 µm, 30 µm, 20 µm, 10 µm ou menos. A porção óptica pode compreender uma espessura máxima que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. A porção óptica pode compreender uma espessura máxima dentro de uma faixa, por exemplo, de 20 µm a 600 µm, de 50 µm a 500 µm, de 100 µm a 400 µm ou de 50 µm a 300 µm. A porção óptica pode compreender uma espessura central de pelo menos cerca de 10 µm, 20 µm, 30 µm, 40 µm, 50 µm, 60 µm, 70 µm, 80 µm, 90 µm, 100 µm, 200 µm, 300 µm, 400 µm, 500 µm, 600 µm, 700 µm, 800 µm, 900 µm, 1.000 µm ou mais. A porção óptica pode compreender uma espessura central de, no máximo, cerca de 1.000 µm, 900 µm, 800 µm, 700 µm, 600 µm, 500 µm, 400 µm, 300 µm, 200 µm, 100 µm, 90 µm, 80 µm, 70 µm, 60 µm, 50 µm, 40 µm, 30 µm, 20 µm, 10 µm ou menos. A porção óptica pode compreender uma espessura central que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. A porção óptica pode compreender uma espessura central dentro de uma faixa, por exemplo, de 20 µm a 600 µm, de 50 µm a 500 µm, de 100 µm a 400 µm ou de 50 µm a 300 µm. A porção óptica pode ser caracterizada por uma espessura substancialmente uniforme, por uma espessura central que é igual a uma espessura na zona de transição,

por uma espessura central que é maior que uma espessura na zona de transição, ou por uma espessura central que é menor que uma espessura na zona de transição. Em outras palavras, a espessura da porção óptica pode aumentar em direção ao centro da porção óptica, pode diminuir em direção ao centro da porção óptica, ou pode ser substancialmente constante por toda a extensão.

[0118] A porção óptica pode ser caracterizada por uma transição abrupta conforme fabricada na interface entre a porção óptica e a porção periférica da lente. A porção óptica pode ter um diâmetro, por exemplo, de, no máximo, cerca de 10 mm, 9 mm, 8 mm, 7 mm, 6 mm, 5 mm, 4 mm, 3 mm, 2 mm, 1 mm ou menos. A porção óptica pode ter um diâmetro de pelo menos cerca de 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm, 6 mm, 7 mm, 8 mm, 9 mm, 10 mm ou mais. A porção óptica pode ter um diâmetro que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. A interface com a porção periférica pode ser caracterizada por uma alteração abrupta entre o raio de curva de base periférico, por exemplo, de 7,5 mm a 8,5 mm ao menor (mais íngreme) raio de curva de base da porção óptica. A diferença entre os dois raios de curva de base pode ser de pelo menos cerca de 0,1 mm, 0,2 mm, 0,3 mm, 0,4 mm, 0,5 mm, 0,6 mm, 0,7 mm, 0,8 mm, 0,9 mm, 1,00 mm ou mais. A diferença entre os dois raios de curva de base pode ser no máximo cerca de 1,0 mm, 0,9 mm, 0,8 mm, 0,7 mm, 0,6 mm, 0,5 mm, 0,4 mm, 0,3 mm, 0,2 mm, 0,1 mm ou menos. A diferença entre os dois raios de curva de base pode estar dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. Por exemplo, a diferença entre os dois raios de curva de base pode ser maior que 0,2 mm,

maior que 0,4 mm, maior que 0,6 mm ou maior que 0,8 mm.

[0119] A zona de transição pode ser definida por parâmetros como a largura radial, a espessura, a curvatura de base e/ou recursos embutidos. Funcionalmente, a zona de transição pode ser configurada para facilitar o transporte de fluido lacrimal para dentro e para fora do volume lacrimal óptico, pode ser configurada para facilitar transições entre configurações quase estáveis e/ou pode ser configurada para manter configurações quase estáveis. A zona de transição pode ser configurada para ser flexível ou rígida em comparação com a porção óptica adjacente e/ou a porção periférica adjacente.

[0120] A zona de transição é fisicamente acoplada à porção óptica e à porção periférica. A interface com a porção óptica pode estar situada a uma distância radial a partir do centro da porção óptica de pelo menos cerca de 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm, 6 mm, 7 mm, 8 mm, 9 mm, 10 mm ou mais. A interface com a porção óptica pode estar situada a uma distância radial a partir do centro da porção óptica de, no máximo, cerca de 10 mm, 9 mm, 8 mm, 7 mm, 6 mm, 5 mm, 4 mm, 3 mm, 2 mm, 1 mm ou menos. A interface com a porção óptica pode ser situada a uma distância radial a partir do centro da porção óptica que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. Por exemplo, a interface com a porção óptica pode ser situada a uma distância radial de 2 mm a 7 mm a partir do centro da porção óptica. A zona de transição pode ter uma largura definida como a distância entre a interface com a porção óptica dinâmica e a porção periférica. A zona de transição pode ter uma largura de pelo menos cerca de 0 mm,

0,01 mm, 0,02 mm, 0,03 mm, 0,04 mm, 0,05 mm, 0,06 mm, 0,07 mm, 0,08 mm, 0,09 mm, 0,1 mm, 0,2 mm, 0,3 mm, 0,4 mm, 0,5 mm, 0,6 mm, 0,7 mm, 0,8 mm, 0,9 mm, 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm, 6 mm, 7 mm, 8 mm, 9 mm, 10 mm ou mais. A zona de transição pode ter uma largura de, no máximo, 10 mm, 9 mm, 8 mm, 7 mm, 6 mm, 5 mm, 4 mm, 3 mm, 2 mm, 1 mm, 0,9 mm, 0,8 mm, 0,7 mm, 0,6 mm, 0,5 mm, 0,4 mm, 0,3 mm, 0,2 mm, 0,1 mm, 0,09 mm, 0,08 mm, 0,07 mm, 0,06 mm, 0,05 mm, 0,04 mm, 0,03 mm, 0,02 mm, 0,01 mm ou 0 mm. A zona de transição pode ter uma largura que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. A zona de transição pode ter uma largura, por exemplo, de 0 mm a 0,8 mm, como de 0,05 mm a 6 mm, de 0,1 mm a 0,5 mm ou de 0,1 mm a 0,4 mm. Uma zona de transição com uma largura substancialmente maior que 0 mm pode ter um filete que tem uma curvatura de base que é diferente da curvatura de base posterior óptica, a curvatura de base posterior periférica e/ou uma curvatura de base posterior paracentral.

[0121] Uma zona de transição abrupta se refere a uma zona de transição que não tem largura. Em uma lente de contato dinâmica que tem uma zona de transição abrupta, a porção óptica e a porção periférica são fisicamente acoplada sem uma largura intermediária ou uma curvatura de base intermediária. Uma zona de transição abrupta pode ter uma largura de pelo menos cerca de 0 mm, 0,01 mm, 0,02 mm, 0,03 mm, 0,04 mm, 0,05 mm, 0,06 mm, 0,07 mm, 0,08 mm, 0,09 mm, 0,1 mm ou mais. Uma zona de transição abrupta pode ter uma largura de, no máximo, cerca de 0,1 mm, 0,09 mm, 0,08 mm, 0,07 mm, 0,06 mm, 0,05 mm, 0,04 mm, 0,03 mm, 0,02 mm, 0,01 mm ou 0 mm. Uma zona de transição abrupta pode ter uma

largura que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. Uma zona de transição abrupta pode ter uma largura, por exemplo, menor que 0,1 mm ou menor que 0,05 mm.

[0122] Através da largura da zona de transição, a espessura pode ser igual à porção periférica adjacente, diferente da espessura da porção periférica adjacente, igual à espessura da porção óptica adjacente e/ou diferente da porção óptica adjacente. A espessura da zona de transição pode ser maior ou menor que a espessura de porções adjacentes da lente de contato, *isto é*, a porção óptica e a porção periférica. A espessura ao longo da largura da zona de transição pode ser constante ou pode variar.

[0123] Através da largura da zona de transição, a superfície posterior pode ser caracterizada por um ou mais raios de curvatura. Por exemplo, a superfície posterior da zona de transição pode ter um raio de curvatura que é menor que aquela da porção periférica adjacente e menor que aquele da porção óptica adjacente; ou a zona de transição pode ter um raio de curvatura que é menor que aquele da porção periférica adjacente e maior que aquele da porção óptica adjacente.

[0124] A zona de transição pode ser atravessada por sulcos posteriores, sulcos anteriores, fendas e/ou fenestrações. Portanto, a zona de transição pode ser contínua ou descontínua. Em uma zona de transição descontínua haverá recursos que interrompem um contato contínuo liso entre o perímetro da porção óptica dinâmica e a córnea. A descontinuidade ou descontinuidades podem

servir para reduzir a força de adesão na porção óptica contra a córnea e, assim, pode romper a interface. Por exemplo, a altura sagital conforme fabricada pode gerar uma força de sucção que pode fazer com que o perímetro da porção óptica forme uma vedação justa contra a córnea à medida que o centro da porção óptica se afasta da córnea. Para reduzir a força de sucção e facilitar a capacidade de controle dinâmico da configuração da porção óptica, uma ou mais descontinuidades ou rupturas podem ser dispostas em torno da circunferência da zona de transição. As descontinuidades podem ser acopladas a uma ou mais fontes de fluido lacrimal como um menisco lacrimal.

[0125] A zona de transição pode ser caracterizada por uma rigidez que é igual ou diferente de uma rigidez da porção óptica adjacente e da porção periférica adjacente.

[0126] Em torno da circunferência da zona de transição, a espessura, o raio de curvatura e a largura podem ser substancialmente iguais, ou podem ser diferentes.

[0127] A porção periférica pode compreender uma zona de transição acoplada à porção óptica e à porção periférica que é caracterizada por um raio de curvatura intermediário; e uma porção distal acoplada à porção intermediária caracterizada por um raio de curvatura distal, em que o raio de curvatura intermediário é menor que o raio de curvatura distal. A zona de transição pode compreender um ou mais recursos configurados para facilitar a transição da porção óptica dinâmica entre duas ou mais configurações quase estáveis e/ou manter a porção óptica dinâmica nas duas ou mais configurações quase estáveis.

[0128] As lentes de contato dinâmicas fornecidas pela

presente revelação podem compreender uma porção óptica compreendendo uma superfície posterior óptica e uma superfície anterior óptica oposta à superfície posterior óptica; uma porção periférica compreendendo uma superfície posterior periférica, uma superfície anterior periférica oposta à superfície posterior periférica e uma zona de transição acoplando a porção periférica e a porção óptica; em que a porção óptica compreende um material que tem um módulo de Young, por exemplo, dentro de uma faixa de 0,05 MPa a 10 MPa; e uma altura sagital central conforme fabricada, por exemplo, de 10 µm a 300 µm.

[0129] O material formando a porção óptica pode ter um módulo de Young de pelo menos cerca de 0,1 MPa, 0,2 MPa, 0,3 MPa, 0,4 MPa, 0,5 MPa, 0,6 MPa, 0,7 MPa, 0,8 MPa, 0,9 MPa, 1 MPa, 2 MPa, 3 MPa, 4 MPa, 5 MPa ou mais. O material formando a porção óptica pode ter um módulo de Young de, no máximo, cerca de 5 MPa, 4 MPa, 3 MPa, 2 MPa, 1 MPa, 0,9 MPa, 0,8 MPa, 0,7 MPa, 0,6 MPa, 0,5 MPa, 0,4 MPa, 0,3 MPa, 0,2 MPa, 0,1 MPa ou menos. O material formando a porção óptica pode ter um módulo de Young que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. O material formando a porção óptica pode ter um módulo de Young, por exemplo, dentro de uma faixa de 0,05 MPa a 8 MPa, de 0,1 MPa a 6 MPa, de 0,1 MPa a 4 MPa, de 0,1 MPa a 3 MPa, de 0,1 MPa a 2 MPa ou de 0,5 MPa a 1 MPa.

[0130] A altura sagital central, como a altura sagital central conforme fabricada da porção óptica, pode ter pelo menos cerca de 10 µm, 20 µm, 30 µm, 40 µm, 50 µm, 60 µm, 70 µm, 80 µm, 90 µm, 100 µm, 200 µm, 300 µm, 400 µm, 500 µm, 600 µm, 700 µm, 800 µm, 900 µm, 1.000 µm ou mais. A altura

sagital central, como a altura sagital central conforme fabricada da porção óptica, pode ter, no máximo, cerca de 1.000 µm, 900 µm, 800 µm, 700 µm, 600 µm, 500 µm, 400 µm, 300 µm, 200 µm, 100 µm, 90 µm, 80 µm, 70 µm, 60 µm, 50 µm, 40 µm, 30 µm, 20 µm, 10 µm ou menos. A altura sagital central, como a altura sagital central conforme fabricada da porção óptica, pode estar dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. A altura sagital central, como a altura sagital central conforme fabricada da porção óptica, pode estar dentro de uma faixa, por exemplo, de 20 µm a 300 µm, de 50 µm de 300 µm, de 10 µm a 200 µm, de 10 µm a 100 µm, de 50 µm a 250 µm ou de 50 µm a 200 µm.

[0131] A porção óptica pode exibir uma rigidez máxima de pelo menos cerca de 1E3 MPa×µm^3, 2E3 MPa×µm^3, 3E3 MPa×µm^3, 4E3 MPa×µm^3, 5E3 MPa×µm^3, 6E3 MPa×µm^3, 7E3 MPa×µm^3, 8E3 MPa×µm^3, 9E3 MPa×µm^3, 1E4 MPa×µm^3, 2E4 MPa×µm^3, 3E4 MPa×µm^3, 4E4 MPa×µm^3, 5E4 MPa×µm^3, 6E4 MPa×µm^3, 7E4 MPa×µm^3, 8E4 MPa×µm^3, 9E4 MPa×µm^3, 1E5 MPa×µm^3, 2E5 MPa×µm^3, 3E5 MPa×µm^3, 4E5 MPa×µm^3, 5E5 MPa×µm^3, 6E5 MPa×µm^3, 7E5 MPa×µm^3, 8E5 MPa×µm^3, 9E5 MPa×µm^3, 1E6 MPa×µm^3, 2E6 MPa×µm^3, 3E6 MPa×µm^3, 4E6 MPa×µm^3, 5E6 MPa×µm^3, 6E6 MPa×µm^3, 7E6 MPa×µm^3, 8E7 MPa×µm^3, 9E6 MPa×µm^3, 1E7 MPa×µm^3 ou mais. A porção óptica pode exibir uma rigidez máxima de, no máximo, cerca de 1E7 MPa×µm^3, 9E6 MPa×µm^3, 8E6 MPa×µm^3, 7E6 MPa×µm^3, 6E6 MPa×µm^3, 5E6 MPa×µm^3, 4E6 MPa×µm^3, 3E6 MPa×µm^3, 2E6 MPa×µm^3, 1E6 MPa×µm^3, 9E5 MPa×µm^3, 8E5 MPa×µm^3, 7E5 MPa×µm^3, 6E5 MPa×µm^3, 5E5 MPa×µm^3, 4E5 MPa×µm^3, 3E5 MPa×µm^3, 2E5 MPa×µm^3, 1E5 MPa×µm^3, 9E4 MPa×µm^3, 8E4 MPa×µm^3, 7E4 MPa×µm^3, 6E4 MPa×µm^3, 5E4 MPa×µm^3, 4E4 MPa×µm^3, 3E4 MPa×µm^3, 2E4 MPa×µm^3, 1E4

MPa×μm^3, 9E3 MPa×μm^3, 8E3 MPa×μm^3, 7E3 MPa×μm^3, 6E3 MPa×μm^3, 5E3 MPa×μm^3, 4E3 MPa×μm^3, 3E3 MPa×μm^3, 2E3 MPa×μm^3, 1E3 MPa×μm^3 ou menos. A porção óptica pode exibir uma rigidez máxima que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. A porção óptica pode exibir uma rigidez máxima, por exemplo, dentro de uma faixa de 2E3 MPa×μm^3 a 3E9 MPa×μm^3, de 1E3 MPa×μm^3 a 1E9 MPa×μm^3, de 1E4 MPa×μm^3 a 1E8 MPa×μm^3 ou de 1E5 MPa×μm^3 a 1E7 MPa×μm^3.

[0132] A lente de contato dinâmica pode ser configurada para produzir um volume lacrimal que, em conjunto com outros elementos ópticos, pode corrigir a visão quando aplicado a uma córnea.

[0133] Quando uma lente de contato dinâmica é aplicada a uma córnea, a porção óptica pode assumir duas ou mais configurações quase estáveis, em que as duas ou mais configurações quase estáveis são caracterizadas por um vão diferente entre a superfície posterior óptica central e a superfície anterior da córnea. A lente de contato dinâmica pode ser configurada de modo que a porção óptica possa transitar entre as duas ou mais configurações quase estáveis por interação com uma pálpebra e/ou por movimento do olho, como por pressão aplicada à lente de contato dinâmica por uma pálpebra e/ou por uma alteração no ângulo de olhar.

[0134] A porção óptica pode ter um diâmetro de, no máximo, cerca de 10 mm, 9 mm, 8 mm, 7 mm, 6 mm, 5 mm, 4 mm, 3 mm, 2 mm, 1 mm ou menos. A porção óptica pode ter um diâmetro de pelo menos cerca de 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm, 6 mm, 7 mm, 8 mm, 9 mm, 10 mm ou mais. A porção óptica pode ter um diâmetro que está dentro de uma faixa definida

por quaisquer dois dos valores anteriores. A porção óptica pode ter um diâmetro, por exemplo, de 2,5 mm a 7 mm, de 2,5 mm a 6,5 mm, de 2,5 mm a 6,0 mm, de 2,5 mm a 5 mm ou de 2 mm a 4 mm.

[0135] A superfície posterior óptica pode ter um raio de curvatura de, no máximo, cerca de 10 mm, 9,5 mm, 9 mm, 8,5 mm, 8 mm, 7,5 mm, 7 mm, 6,5 mm, 6 mm, 5,5 mm, 5 mm, 4,5 mm, 4 mm, 3,5 mm, 3 mm, 2,5 mm, 2 mm, 1,5 mm, 1 mm ou menos. A superfície posterior óptica pode ter um raio de curvatura de pelo menos cerca de 1 mm, 1,5 mm, 2 mm, 2,5 mm, 3 mm, 3,5 mm, 4 mm, 4,5 mm, 5 mm, 5,5 mm, 6 mm, 6,5 mm, 7 mm, 7,5 mm, 8 mm, 8,5 mm, 9 mm, 9,5 mm, 10 mm ou mais. A superfície posterior óptica pode ter um raio de curvatura que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. A superfície posterior óptica pode ter um raio de curvatura, por exemplo, de 3 mm a 7,5 mm, de 3 mm a 7 mm, de 3,5 mm a 6,5 mm ou de 4 mm a 6 mm.

[0136] A porção óptica pode ter uma espessura substancialmente uniforme. A porção óptica pode compreender uma espessura substancialmente uniforme de pelo menos cerca de 10 µm, 20 µm, 30 µm, 40 µm, 50 µm, 60 µm, 70 µm, 80 µm, 90 µm, 100 µm, 150 µm, 200 µm, 250 µm, 300 µm, 350 µm, 400 µm, 450 µm, 500 µm, 550 µm, 600 µm, 650 µm, 700 µm, 750 µm, 800 µm, 850 µm, 900 µm, 950 µm, 1.000 µm ou mais. A porção óptica pode compreender uma espessura substancialmente uniforme de, no máximo, cerca de 1.000 µm, 950 µm, 900 µm, 850 µm, 800 µm, 750 µm, 700 µm, 650 µm, 600 µm, 550 µm, 500 µm, 450 µm, 400 µm, 350 µm, 300 µm, 250 µm, 200 µm, 150 µm, 100 µm, 90 µm, 80 µm, 70 µm, 60 µm, 50 µm, 40 µm, 30 µm, 20 µm, 10 µm ou menos. A porção óptica pode compreender uma

espessura substancialmente uniforme que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. Por exemplo, a porção óptica pode ter uma espessura substancialmente uniforme de 20 µm a 300 µm, de 20 µm a 250 µm, de 50 µm a 200 µm ou de 50 µm a 150 µm.

[0137] A porção óptica pode ter uma espessura não uniforme. A porção óptica pode compreender uma espessura não uniforme, como uma espessura central de pelo menos cerca de 10 µm, 20 µm, 30 µm, 40 µm, 50 µm, 60 µm, 70 µm, 80 µm, 90 µm, 100 µm, 150 µm, 200 µm, 250 µm, 300 µm, 350 µm, 400 µm, 450 µm, 500 µm, 550 µm, 600 µm, 650 µm, 700 µm, 750 µm, 800 µm, 850 µm, 900 µm, 950 µm, 1.000 µm ou mais. A porção óptica pode compreender uma espessura não uniforme, como uma espessura central de, no máximo, cerca de 1.000 µm, 950 µm, 900 µm, 850 µm, 800 µm, 750 µm, 700 µm, 650 µm, 600 µm, 550 µm, 500 µm, 450 µm, 400 µm, 350 µm, 300 µm, 250 µm, 200 µm, 150 µm, 100 µm, 90 µm, 80 µm, 70 µm, 60 µm, 50 µm, 40 µm, 30 µm, 20 µm, 10 µm ou menos. A porção óptica pode compreender uma espessura não uniforme, como uma espessura central, que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. Por exemplo, uma porção óptica que tem uma espessura não uniforme como a espessura central de 20 µm a 300 µm, de 20 µm de 250 µm, de 50 µm a 200 µm ou de 50 µm a 150 µm, e a espessura da porção óptica pode aumentar ou diminuir a partir do centro da porção óptica em direção à interface com a porção periférica. A espessura da porção óptica pode variar ao longo do perfil de corte transversal da porção óptica. Por exemplo, a espessura de corte transversal da porção óptica pode ser diferente ou igual em distâncias radiais

mecanismos podem ser os mesmos mecanismos ou podem ser mecanismos diferentes.

[0157] Quando aplicada a um olho, a porção óptica pode assumir uma configuração em que a superfície posterior da porção óptica se conforma ou se conforma substancialmente à superfície anterior da córnea. Será observado que, em uma configuração de conformação, um filme lacrimal fino estará presente entre a superfície posterior da lente de contato dinâmica e a superfície anterior da córnea. O filme lacrimal pode ter pelo menos cerca de 0,1 µm, 0,2 µm, 0,3 µm, 0,4 µm, 0,5 µm, 0,6 µm, 0,7 µm, 0,8 µm, 0,9 µm, 1 µm, 2 µm, 3 µm, 4 µm, 5 µm, 6 µm, 7 µm, 8 µm, 9 µm ou 10 µm de espessura, ou mais. O filme lacrimal pode ter, no máximo, cerca de 10 µm, 9 µm, 8 µm, 7 µm, 6 µm, 5 µm, 4 µm, 3 µm, 2 µm, 1 µm, 0,9 µm, 0,8 µm, 0,7 µm, 0,6 µm, 0,5 µm, 0,4 µm, 0,3 µm, 0,2 µm ou 0,1 µm de espessura, ou menos. O filme lacrimal pode ter uma espessura que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. Por exemplo, o filme lacrimal pode ser de 0,1 µm a 3 µm de espessura, de 0,5 µm a 2,5 µm de espessura ou de 1 µm a 2 µm de espessura. Uma lente de contato dinâmica pode ser projetada de modo que, em uma configuração de conformação, a espessura do filme lacrimal entre a porção óptica e a córnea pode ser maior que 3 µm e/ou pode variar através da porção óptica para causar uma alteração no formato da superfície anterior óptica.

[0158] Quando aplicada a um olho, a porção óptica pode assumir uma primeira configuração de não conformação em que a superfície posterior da porção óptica não se conforma à superfície anterior da córnea. Por exemplo, em uma primeira

configuração de não conformação, o vão central entre a superfície anterior da córnea e a superfície posterior da porção óptica pode ser de pelo menos cerca de 1 µm, 2 µm, 3 µm, 4 µm, 5 µm, 6 µm, 7 µm, 8 µm, 9 µm, 10 µm, 20 µm, 30 µm, 40 µm, 50 µm, 60 µm, 70 µm, 80 µm, 90 µm, 100 µm, 200 µm, 300 µm, 400 µm, 500 µm, 600 µm, 700 µm, 800 µm, 900 µm, 1.000 µm ou mais. Em uma primeira configuração de não conformação, o vão central pode ser de, no máximo, cerca de 1.000 µm, 900 µm, 800 µm, 700 µm, 600 µm, 500 µm, 400 µm, 300 µm, 200 µm, 100 µm, 90 µm, 80 µm, 70 µm, 60 µm, 50 µm, 40 µm, 30 µm, 20 µm, 10 µm, 9 µm, 8 µm, 7 µm, 6 µm, 5 µm, 4 µm, 3 µm, 2 µm, 1 µm ou menos. Em uma primeira configuração de não conformação, o vão central pode estar dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. Por exemplo, em uma primeira configuração de não conformação, o vão central pode ser maior que 3 µm, como maior que 5 µm, maior que 10 µm, maior que 20 µm, maior que 30 µm, maior que 40 µm, maior que 50 µm, maior que 60 µm, maior que 70 µm, maior que 80 µm, ou maior que 100 µm. Por exemplo, em uma primeira configuração de não conformação, o vão central entre a superfície anterior da córnea e a superfície posterior da porção óptica pode estar dentro de uma faixa de 5 µm a 100 µm, de 10 µm a 90 µm, de 10 µm a 70 µm, de 10 µm, a 50 µm ou de 10 µm a 30 µm. A porção óptica pode assumir uma segunda configuração de conformação em que o vão central entre a superfície anterior da córnea e a superfície posterior da porção óptica que é maior que o vão central na primeira configuração de não conformação, e pode estar dentro de uma faixa, por exemplo, de 10 µm a 200 µm ou de 10 µm a 100 µm. Deve ser observado que a diferença

fundamental entre as duas configurações é que uma configuração se conforma mais à córnea e a outra configuração se conforma menos e, portanto, uma alteração na curvatura da superfície anterior óptica é criada entre as duas configurações de não conformação, o que fornece uma alteração na potência óptica quando a porção óptica está em uma das duas configurações de não conformação quase estáveis.

[0159] A lente de contato dinâmica é fabricada de modo que a curvatura posterior óptica seja diferente da curvatura posterior periférica, de modo que a altura de vão seja pequena quando nenhum fluido lacrimal flui sob a porção óptica e nenhuma força mecânica ou pressão de fluido seja aplicada à lente de contato dinâmica. Entretanto, quando o fluido lacrimal flui sob a porção óptica como induzido por uma alteração de olhar, por pressão de pálpebra e/ou por conexão de qualquer um dentre os recursos de lente com uma fonte de fluido lacrimal, como um menisco lacrimal, ou outro meio que resulte no fluxo de fluido lacrimal para dentro ou para fora do volume lacrimal óptico, a altura de vão é alterada, fazendo com que as dimensões do volume lacrimal óptico sejam alteradas e, assim, alterem a potência óptica da superfície anterior da porção óptica. O fluido lacrimal pode ser fornecido, por exemplo, por um menisco lacrimal e/ou por reservatórios de fluido lacrimal. A altura sagital conforme fabricada pode ser projetada com base na altura de vão desejada e na alteração desejada na potência óptica.

[0160] A altura de vão do volume lacrimal óptico pode assumir de 10 % a 100 % da altura sagital conforme

fabricada durante a alteração de olhar, mediante pressão de pálpebra e/ou por conexão de qualquer um dos recursos de lente com uma fonte de fluido lacrimal, como o menisco lacrimal. A altura de vão pode assumir pelo menos cerca de 10 %, 20 %, 30 %, 40 %, 50 %, 60 %, 70 %, 80 %, 90 % ou 100 % da altura sagital conforme fabricada durante a alteração de olhar. A altura de vão pode assumir, no máximo, cerca de 100 %, 90 %, 80 %, 70 %, 60 %, 50 %, 40 %, 30 %, 20 % ou 10 % da altura sagital conforme fabricada durante a alteração de olhar. A altura de vão pode assumir uma quantidade da altura sagital conforme fabricada durante a alteração de olhar que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. O percentual que a altura de vão pode se recuperar àquele da altura sagital pré-fabricada pode, pelo menos em parte, ser determinado pelo fluxo de fluido lacrimal, a disponibilidade de fluido lacrimal para fluir sob a porção óptica e recursos estruturais como reservatórios de fluido lacrimal, sulcos na superfície posterior da lente, sulcos na superfície anterior da lente, fenestrações, geometria de zona de transição, geometria periférica e de borda e/ou outros recursos, como propriedades de material e propriedades de superfície que controlam e/ou facilitam o fluxo de fluido lacrimal sob, sobre e dentro da lente de contato dinâmica. Efetivamente, a altura sagital conforme fabricada, assim como outros recursos estruturais da lente de contato dinâmica incluindo, por exemplo, a espessura, o módulo de material, a rigidez, o raio de curvatura e o diâmetro, contribuem para conferir uma força de restauração à porção óptica na direção anterior e em direção oposta à córnea,

que produz uma força de bombeamento para puxar fluido lacrimal sob a porção óptica para formar um volume lacrimal em pelo menos uma configuração de não conformação quase estável. Esta força de restauração pode ser superada pela aplicação de pressão de pálpebra ou movimento do olho à lente de contato dinâmica, fazendo com que a porção óptica se mova na direção posterior e em direção à córnea para assumir outra configuração de não conformação ou de conformação quase estável.

[0161] Na configuração de conformação, a distância entre a superfície posterior da porção óptica e a córnea pode ser pelo menos de cerca de 1 µm, 2 µm, 3 µm, 4 µm, 5 µm, 6 µm, 7 µm, 8 µm, 9 µm, 10 µm ou mais. Na configuração de conformação, a distância entre a superfície posterior da porção óptica e a córnea pode ser de, no máximo, cerca de 10 µm, 9 µm, 8 µm, 7 µm, 6 µm, 5 µm, 4 µm, 3 µm, 2 µm, 1 µm ou menos. Na configuração de conformação, a distância entre a superfície posterior da porção óptica e a córnea pode estar dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. Por exemplo, na configuração de conformação, a distância entre a superfície posterior da porção óptica e a córnea pode ser, por exemplo, menor que 3 µm, menor que 2 µm ou menor que 1 µm.

[0162] Uma lente de contato dinâmica pode ser fabricada, de modo que a porção óptica seja projetada para não se conformar a uma córnea. Em tais modalidades, a porção óptica se arqueia sobre a córnea, criando uma altura de vão que é igual ou maior que 10 µm para criar um volume lacrimal óptico que fornece uma potência óptica. Por exemplo, uma zona óptica de 3 mm em diâmetro com uma curva

de base de 6,2 mm criará uma altura de vão de 40 µm em relação à curva de base paracentral; ou, por exemplo, uma zona óptica de 5 mm no diâmetro com uma curva de base (BC) de 6,4 mm criará uma altura de vão de 100 µm em relação à BC pericentral. Na configuração de conformação, a curvatura de base da superfície posterior da porção óptica pode ser substancialmente igual à curvatura de base da porção periférica.

[0163] Uma lente de contato dinâmica pode ser projetada de modo que a porção óptica seja feita de um material de módulo baixo, como revelado no presente documento, *por exemplo*, um material que tem um módulo de Young de 0,05 MPa a 10 MPa ou de 0,1 MPa a 2 MPa, de modo que não se conforme a uma córnea. Em tais modalidades, a porção óptica se arqueia sobre a curvatura corneal para criar um vão que é igual a ou maior que 10 µm para criar um volume lacrimal óptico. Por exemplo, uma zona óptica de 3 mm no diâmetro com uma BC de 6,2 mm criará uma altura de vão de 40 µm em relação à BC pericentral; ou, por exemplo, uma zona óptica de 5 mm no diâmetro com uma BC de 6,4 mm criará uma altura de vão de 100 µm em relação à BC paracentral. Como descrito no presente documento, em uma configuração de não conformação, a altura de vão pode ser, por exemplo, de 5 µm a 300 µm. Na configuração de conformação, a curvatura de base da superfície posterior da porção óptica pode ser substancialmente igual à curvatura de base posterior da porção periférica.

[0164] Uma configuração de conformação representa um estado quase estável. Por quase estável entende-se que a configuração pode ser mantida por um período de tempo,

exceto ou até que uma força seja aplicada ou o fluido lacrimal se torne disponível a qualquer um dos recursos de lente, de modo que o fluido lacrimal possa fluir para dentro ou para fora do volume lacrimal óptico para perturbar o equilíbrio quase estável e causar uma transição para outra configuração quase estável.

[0165] A configuração de conformação quase estável pode ser mantida por forças de adesão entre a superfície posterior da porção óptica e a superfície anterior da córnea. A configuração de conformação quase estável pode ser mantida por forças mecânicas e/ou de dinâmica de fluido da lente de contato dinâmica. A configuração de conformação quase estável pode ser mantida por uma combinação de forças adesivas, dinâmica de fluido e forças mecânicas de lente.

[0166] As forças de adesão podem ser mediadas por forças capilares que incluem, por exemplo, as forças coesivas dentro do fluido lacrimal e as forças adesivas entre o filme de fluido lacrimal e a superfície anterior da córnea. A tensão de superfície do filme fino de fluido lacrimal entre a superfície posterior da porção óptica e a córnea pode fazer com que as duas superfícies adiram. Como fluido lacrimal e a superfície ocular anterior sendo hidrofílicos, forças adesivas serão favorecidas quando a superfície posterior da porção óptica também for hidrofílica. Em contrapartida, quando a superfície posterior dinâmica é hidrofóbica, as forças adesivas serão menores.

[0167] As forças mecânicas podem surgir a partir da seleção da espessura de certas regiões da lente, a seleção da curvatura de certas regiões da lente, pela incorporação de recursos que facilitam a manipulação da lente pelas

pálpebras e/ou incorporação de recursos que facilitam o acoplamento e desacoplamento de fluido do volume lacrimal óptico com a fonte de fluido lacrimal como um menisco lacrimal.

[0168] Na configuração de conformação, as forças adesivas podem se estender através de toda a superfície posterior óptica ou podem se estender através de uma porção da superfície posterior óptica.

[0169] Na configuração de conformação, o vão entre a superfície posterior óptica e a córnea pode ser substancialmente uniforme através do diâmetro da porção óptica. Um diferencial de vão pode ser definido como uma diferença entre a distância de vão no centro da porção óptica e uma distância de vão a distâncias radiais do centro. Em uma configuração de conformação, o diferencial de vão é pequeno e a um mínimo. Na configuração de conformação, o diferencial de vão é menor do que em uma configuração de não conformação.

[0170] Na configuração de conformação, a porção óptica pode ser configurada para fornecer uma primeira potência óptica a um olho. A primeira potência óptica pode ser zero (0D). A primeira potência óptica pode ser pelo menos cerca de 10 D, -9D, -8D, -7D, -6D, -5D, -4D, -3D, -2D, -1D, 0D, +1D, +2D, +3D, +4D, +5D, +6D, +7D, +8D, +9D, +10D ou mais. A primeira potência óptica pode ser, no máximo, cerca de +10D, +9D, +8D, +7D, +6D, +5D, +4D, +3D, +2D, +1D, 0D, -1D, -2D, -3D, -4D, -5D, -6D, -7D, -8D, -9D, -10D ou menos. A primeira potência óptica pode estar dentro de uma faixa que é definida por quaisquer dois dos valores anteriores. A primeira potência óptica pode estar dentro de uma faixa,

por exemplo, de 0D a ±10D, de 0D a ±8D, de 0D a ±6D, de 0D a ±4D, de 0D a ±3D, de 0D a ±2D ou de 0D a ±1D.

[0171] A porção óptica dinâmica pode ter uma ou mais configurações de não conformação quase estáveis.

[0172] A uma ou mais configurações de não conformação podem compreender uma única configuração de não conformação, duas ou mais configurações de não conformação distintas ou uma pluralidade de configurações de não conformação quase estáveis como, por exemplo, pelo menos cerca de 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 ou mais configurações quase estáveis, que podem ser contínuas ou distintas. A uma ou mais configurações de não conformação podem compreender, no máximo, cerca de 10, 9, 8, 7, 6, 5, 4, 3 ou menos configurações quase estáveis.

[0173] Na configuração de conformação, o diferencial de vão entre a superfície posterior da lente e a córnea no centro da porção óptica e a periferia da porção óptica em direção à zona de transição com a porção periférica, é menor na configuração de conformação do que em uma configuração de não conformação. Em uma configuração de conformação, a altura de vão pode ser de pelo menos cerca de 0,1 µm, 0,2 µm, 0,3 µm, 0,4 µm, 0,5 µm, 0,6 µm, 0,7 µm, 0,8 µm, 0,9 µm, 1 µm, 2 µm, 3 µm, 4 µm, 5 µm, 6 µm, 7 µm, 8 µm, 9 µm, 10 µm ou mais. Em uma configuração de conformação, a altura de vão pode ser, no máximo, de cerca de 10 µm, 9 µm, 8 µm, 7 µm, 6 µm, 5 µm, 4 µm, 3 µm, 2 µm, 1 µm, 0,9 µm, 0,8 µm, 0,7 µm, 0,6 µm, 0,5 µm, 0,4 µm, 0,3 µm, 0,2 µm, 0,1 µm ou menos. Em uma configuração de conformação, a altura de vão pode estar dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. Por

exemplo, em uma configuração de conformação, a altura de vão pode ser de 0,1 µm a 4 µm, de 1 µm a 4 µm, ou de 1 µm a 3 µm, de modo que, na configuração de conformação, a porção óptica repouse no filme lacrimal corneal.

[0174] Em uma configuração de não conformação, a porção óptica não está aderindo à córnea. A porção óptica se estende acima ou se abaula na direção oposta à superfície da córnea para fornecer um volume lenticular entre a superfície posterior da porção óptica e a superfície anterior da córnea. O volume lenticular pode se preencher com fluido lacrimal para formar um volume lacrimal óptico.

[0175] Quando em um olho, a configuração de não conformação da lente de contato dinâmica em conjunto com o volume lacrimal óptico fornece uma segunda potência óptica ao olho, em que a primeira potência óptica (na configuração de conformação) e a segunda potência óptica não são iguais. A segunda potência óptica em uma configuração de não conformação pode ser maior ou menor que a potência óptica na configuração de conformação. A segunda potência óptica em uma configuração de não conformação pode ser pelo menos cerca de -10D, -9D, -8D, -7D, -6D, -5D, -4D, -3D, -2D, -1D, -0,9D, -0,8D, -0,7D, -0,6D, -0,5D, -0,4D, -0,3D, -0,2D, -0,1D, 0D, +0,1D, +0,2D, +0,3D, +0,4D, +0,5D, +0,6D, +0,7D, +0,8D, +0,9D, +1D, +2D, +3D, +4D, +5D, +6D, +7D, +8D, +9D, +10D ou mais. A segunda potência óptica em uma configuração de não conformação pode ser, no máximo, de cerca de +10D, +9D, +8D, +7D, +6D, +5D, +4D, +3D, +2D, +1D, +0,9D, +0,8D, +0,7D, +0,6D, +0,5D, +0,4D, +0,3D, +0,2D, +0,1D, 0D, -0,1D, -0,2D, -0,3D, -0,4D, -0,5D, -0,6D, -0,7D, -0,8D, -0,9D, -1D, -2D, -3D, -4D, -5D, -6D, -7D, -8D, -9D, -10D ou menos.

A segunda potência óptica em uma configuração de não conformação pode estar dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. Por exemplo, a segunda potência óptica pode ser menor que ±1D, menor que ±2D, menor que ±3D, menor que ±4D, menor que ±5D, menor que ±6D, menor que ±7D, menor que ±8D, menor que ±9D ou menor que ±10D da primeira potência óptica. Por exemplo, a segunda potência óptica pode ser de 0,1D a 10D, de 0,1D a 9D, de 0,1D a 8D, de 0,1D a 7D, de 0,1D a 6D, de 0,1D a 5D, de 0,1D a 4D, de 0,1D a 3D, de 0,1D a 2D ou de 0,1D a 1D da primeira potência óptica. Por exemplo, a segunda potência óptica pode ser de -0,1D a -10D, de -0,1D a -9D, de -0,1D a -8D, de -0,1D a -7D, de -0,1D a -6D, de -0,1D a -5D, de -0,1D a -4D, de -0,1D a -3D, de -0,1D a -2D ou de -0,1D a -1D da primeira potência óptica.

[0176] Em certas lentes de contato dinâmicas, a primeira potência óptica não fornece uma alteração na potência óptica ao olho; e, em certas lentes de contato dinâmicas, a segunda potência óptica não fornece uma alteração na potência óptica ao olho.

[0177] Em certas lentes de contato dinâmicas, a configuração de conformação fornece uma primeira alteração na potência óptica ao olho; e a pelo menos uma configuração de não conformação fornece uma segunda alteração na potência óptica ao olho. Deve ser observado que a potência óptica de uma lente de contato dinâmica é derivada da superfície anterior óptica. A potência óptica é relacionada a efeitos do volume lacrimal óptico na superfície anterior óptica da lente de contato dinâmica.

[0178] Para uma única configuração de não conformação, a

porção óptica pode assumir uma única configuração em que a porção óptica não adere à córnea. A configuração de não conformação única pode ser quase estável. A configuração de não conformação única pode ter substancialmente o mesmo formato que a porção óptica conforme fabricada.

[0179] Uma configuração de não conformação pode compreender duas ou mais configurações distintas. Cada uma dentre as duas ou mais configurações de não conformação distintas pode conferir uma potência óptica diferente ao olho. As potências ópticas diferentes são criadas pela superfície óptica anterior, cujo formato corresponde ao formato do volume lacrimal óptico formado entre a superfície posterior óptica e a superfície anterior da córnea. Cada uma dentre as duas ou mais configurações distintas pode ser quase estável.

[0180] Uma configuração de não conformação pode compreender uma pluralidade de configurações de não conformação que podem ser distintas ou contínuas. Estas configurações de não conformação distintas ou contínuas podem ser quase estáveis ou podem não ser estáveis. Uma ou mais dentre a pluralidade de configurações de não conformação distintas ou contínuas podem ser quase estáveis. Por exemplo, uma configuração quase estável incluída em uma pluralidade de configurações de não conformação contínuas pode compreender substancialmente o formato da porção óptica conforme fabricada.

[0181] Uma configuração de não conformação pode ser caracterizada por uma altura de vão central em relação à curvatura de base da porção periférica. A superfície posterior da porção periférica 106 pode ser caracterizada

por uma curvatura única, que, como mostrado na FIG. 1, pode ser extrapolada 119 para que se estenda sob a porção óptica da lente de contato dinâmica. Em configurações de não conformação, a distância entre a superfície posterior da porção óptica e a curvatura de base periférica é a altura de vão em relação à curvatura de base periférica. A altura de vão pode diminuir radialmente a partir do centro da porção óptica em direção à periferia da porção óptica em uma configuração de não conformação.

[0182] Em certos projetos, a altura sagital conforme fabricada e a altura de vão podem aumentar e, então, diminuir em direção à zona de transição entre a porção óptica com a porção periférica.

[0183] A superfície anterior da lente pode ter uma estrutura multifocal, de modo que, por exemplo, quando a porção óptica assumir uma configuração de não conformação, a porção óptica forneça potência óptica adicional ao olho, e a região periférica à porção óptica forneça a mesma potência óptica que na configuração de conformação.

[0184] A totalidade da configuração de lente dinâmica pode ser acoplada a um projeto de lente multifocal para fornecer vantagens de uma lente multifocal enquanto também fornece potência óptica adicional a partir da lente dinâmica sob condições desejadas, por exemplo, para visão intermediária e próxima.

[0185] Quando colocada em um olho, a porção periférica pode se conformar à córnea e pode repousar em um filme lacrimal, e a curvatura de base periférica pode ser substancialmente igual à curvatura corneal, e a altura de vão pode ser referenciada em relação à superfície anterior

da córnea.

[0186] Em uma configuração de não conformação, a altura de vão central da porção óptica pode ser maior que a altura de vão central do que na configuração de conformação.

[0187] Em uma configuração de não conformação, a altura de diferencial de vão será maior que a altura de diferencial de vão na configuração de conformação.

[0188] Uma lente de contato dinâmica fornecida pela presente revelação pode compreender um ou mais recursos configurados para induzir uma alteração na configuração da porção óptica.

[0189] O um ou mais mecanismos ou recursos podem induzir uma alteração na configuração mediante a aplicação de pressão ao recurso por uma pálpebra ou por contato com o menisco lacrimal. Um mecanismo para aplicar pressão de pálpebra pode ser passivo, ativo ou uma combinação dos mesmos. Um mecanismo passivo pode compreender, mas não necessariamente, uma ação consciente do usuário de uma lente de contato dinâmica. Por exemplo, um mecanismo passivo pode compreender alterar um ângulo de olhar. Um mecanismo ativo pode envolver uma ação consciente pelo usuário de lente de contato dinâmica para induzir uma transição de uma configuração para outra. Um exemplo de um mecanismo ativo inclui piscar conscientemente ou fechar os olhos parcialmente de modo consciente para induzir uma transição de uma configuração da porção óptica para a outra configuração da porção óptica. Um mecanismo consciente pode compreender piscar repetidamente ou manter as pálpebras fechadas por um período de tempo.

[0190] O mecanismo para induzir uma alteração

conformacional como uma alteração nas configurações quase estáveis, também pode compreender forças internas dentro da lente que podem fazer com que a porção óptica se abaule uma vez que as forças capilares forem superadas. Por exemplo, para uma lente fabricada com um abaulamento, uma conformação de abaulamento pode representar uma configuração de baixa energia. Após as forças capilares serem reduzidas para liberar uma porção óptica de conformação, a estrutura física da lente de contato dinâmica atuará como uma força para fazer com que a porção óptica se abule na direção oposta à córnea e assuma ou alcance um formato conforme fabricado. O mecanismo para induzir uma transição entre estados de conformação e de não conformação pode não envolver forças capilares. As forças mecânicas dentre da lente podem fazer com que a porção óptica transite entre as configurações. O fluido lacrimal pode fluir para dentro do volume entre a superfície posterior da lente de contato dinâmica e a córnea para formar um volume lacrimal óptico durante ou após a porção óptica ter transitado entre as configurações, como de uma configuração de conformação para uma configuração de não conformação. As forças mecânicas e/ou forças de dinâmica de fluido podem surgir a partir da seleção do projeto da lente de contato dinâmica e da seleção dos materiais formando partes diferentes da lente. Por exemplo, elementos de projeto incluem a espessura, a rigidez e/ou o raio de curvatura de porções diferentes da lente de contato dinâmica conforme fabricada e incluindo a disposição de protuberâncias na superfície anterior da lente de contato dinâmica. Os exemplos de propriedades de material incluem o

módulo, hidrofobicidade e/ou hidrofilicidade dos materiais que formam porções diferentes da lente de contato dinâmica e as rigidezes e/ou rigidezes relativas de porções diferentes da porção óptica, da zona de transição e da porção periférica da lente de contato dinâmica.

[0191] O pelo menos um primeiro mecanismo e o pelo menos um segundo mecanismo podem ser o mesmo mecanismo ou podem ser mecanismos diferentes incluindo, por exemplo, forças capilares e/ou forças mecânicas internas.

[0192] A lente de contato dinâmica fornecida pela presente revelação pode compreender um eixo geométrico central.

[0193] A porção óptica pode ser disposta no centro do eixo geométrico, paracentral ao eixo geométrico central, fora do centro do eixo geométrico ou uma combinação de qualquer um dos supracitados. Por exemplo, a porção óptica pode ser centrossimétrica e ser centralizada no eixo geométrico da lente de contato dinâmica. Uma porção óptica paracentral pode ser simetricamente disposta a uma distância radial em torno do eixo geométrico central da lente de contato dinâmica. Uma porção óptica também pode estar localizada longe do centro do eixo geométrico.

[0194] Na configuração de conformação, a superfície posterior óptica pode ser configurada para se conformar substancialmente à superfície anterior da córnea.

[0195] Na configuração de conformação, a porção óptica pode ser configurada para aderir à córnea. Por adesão à córnea, entende-se que, em uma configuração de conformação, a porção óptica assumirá uma configuração quase estável, em que a superfície posterior da porção óptica é separada da

superfície anterior da córnea por uma camada fina de fluido lacrimal. A adesão à córnea pode ser temporária. A adesão pode ser de modo a estabelecer um equilíbrio quase estável. O equilíbrio quase estável pode ser perturbado pela aplicação de uma força, como uma força mecânica e/ou uma força de dinâmica de fluido.

[0196] A porção óptica pode aderir à superfície corneal por forças capilares.

[0197] Uma camada de líquido entre duas superfícies umectadas pode ser chamada de uma ponte capilar. Uma força adesiva capilar entre as duas superfícies é causada por ação capilar puxando o líquido para fora do vão estreito. A força adesiva capilar puxando as duas superfícies uma em direção à outra pode manter a posição relativa das duas superfícies em um estado de equilíbrio. Perturbar o equilíbrio como, por exemplo, forçando as superfícies opostas a se afastarem pode reduzir as forças adesivas capilares e fazer com que as superfícies se separem.

[0198] Em uma configuração de não conformação, um volume lacrimal pode ser formado dentro do volume lacrimal óptico entre a superfície posterior da porção óptica e a superfície da córnea. O fluido lacrimal para preencher o volume lacrimal pode ser proveniente, por exemplo, de reservatórios de fluido lacrimal, do filme lacrimal entre a lente de contato dinâmica, como na porção periférica da lente de contato dinâmica, da periferia da lente de contato dinâmica, como próximo à conjuntiva, do menisco lacrimal, através de fenestrações que abrangem a espessura da lente dinâmica, através de sulcos na superfície posterior e/ou na superfície anterior da lente de contato dinâmica ou uma

combinação de qualquer um dos supracitados. Em lentes de contato dinâmicas compreendendo fenestrações que se estendem a partir da superfície anterior da lente de contato dinâmica para a superfície posterior ou para dentro de sulcos posteriores, o fluido lacrimal também pode ser proveniente de fluido lacrimal na superfície anterior da lente de contato dinâmica e/ou do menisco lacrimal do olho.

[0199] A porção óptica da lente de contato dinâmica pode ser configurada para fornecer uma potência óptica diferente para pelo menos duas profundidades diferentes de visão. As profundidades de visão podem incluir, por exemplo, visão próxima, visão intermediária e visão distante.

[0200] Por exemplo, uma lente de contato dinâmica pode ser configurada de modo que, quando aplicada à córnea, a porção óptica forneça uma primeira visão corrigida na configuração de conformação e forneça uma segunda visão corrigida na pelo menos uma configuração de não conformação.

[0201] Por exemplo, uma lente de contato dinâmica pode ser configurada de modo que, quando aplicada à córnea, a porção óptica forneça uma primeira visão não corrigida na configuração de conformação e forneça uma segunda visão corrigida na pelo menos uma configuração de não conformação.

[0202] Por exemplo, uma lente de contato dinâmica pode ser configurada de modo que, quando aplicada à córnea, a porção óptica forneça uma primeira visão corrigida na configuração de conformação e forneça uma segunda visão não corrigida na pelo menos uma configuração de não conformação.

[0203] Cada uma dentre a primeira visão e a segunda visão pode compreender independentemente uma visão distante, uma visão intermediária ou uma visão próxima. Por exemplo, uma lente de contato dinâmica pode ser configurada de modo que, quando aplicada à córnea, a porção óptica forneça uma primeira visão não corrigida na configuração de conformação e forneça uma segunda visão corrigida na pelo menos uma configuração de não conformação.

[0204] As lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação podem facilitar a troca de fluido lacrimal entre o volume lacrimal óptico sob a porção óptica com o fluido lacrimal sobreposto à superfície anterior periférica da lente de contato dinâmica como o fluido lacrimal na superfície anterior periférica e/ou no menisco lacrimal, mediante a interação da lente de contato dinâmica com o movimento das pálpebras ou movimento do olho, como uma alteração no ângulo de olhar. A porção óptica interna da lente de contato é dinâmica, de modo que a porção óptica possa assumir pelo menos duas configurações quase estáveis quando utilizada no olho de um paciente. A superfície posterior da porção óptica e a superfície anterior da córnea define um volume lacrimal dinâmico óptico, de modo que o volume lacrimal óptico seja diferente nas duas configurações quase estáveis. O volume lacrimal óptico pode alterar o formato da superfície anterior óptica para alterar a potência óptica da porção óptica.

[0205] A lente de contato dinâmica é configurada para facilitar a capacidade da porção óptica de alterar a configuração à medida que um usuário altera a visão, como de visão próxima para distante, ou de visão distante para

próxima. Para acomodar a necessidade de alterar continuamente a potência óptica da porção óptica, o volume lacrimal óptico deve ser alterado rapidamente. Por exemplo, uma transição entre configurações quase estáveis pode ser menor que 3 segundos, menor que 2 segundos ou menor que 1 segundo para acomodar as alterações na visão de um paciente. A lente de contato dinâmica, portanto, deve ser contínua e repetidamente responsiva à visão de um usuário.

[0206] Quando uma lente de contato dinâmica é aplicada a um olho, há um filme lacrimal entre a superfície posterior periférica da lente de contato e a córnea. Para uma superfície posterior periférica que se conforma à superfície anterior da córnea, o filme lacrimal geralmente tem uma espessura de 0,1 µm a 3 µm e para uma área de cerca de 0,005 mm^3 a cerca de 0,15 mm^3 sob um típico de uma lente de contato de 14 mm de diâmetro, tem um volume total de cerca de 0,005 µl a 0,15 µl.

[0207] As lentes de contato dinâmicas podem ser configuradas para terem um volume lacrimal óptico máximo, como um volume lacrimal óptico máximo de pelo menos cerca de 0,01 µl, 0,002 µl, 0,003 µl, 0,004 µl, 0,005 µl, 0,006 µl, 0,007 µl, 0,008 µl, 0,009 µl, 0,01 µl, 0,02 µl, 0,03 µl, 0,04 µl, 0,05 µl, 0,06 µl, 0,07 µl, 0,08 µl, 0,09 µl, 0,1 µl, 0,2 µl, 0,3 µl, 0,4 µl, 0,5 µl, 0,6 µl, 0,7 µl, 0,8 µl, 0,9 µl, 1 µl ou mais. As lentes de contato dinâmicas podem ser configuradas para terem um volume lacrimal óptico máximo de, no máximo, cerca de 1 µl, 0,9 µl, 0,8 µl, 0,7 µl, 0,6 µl, 0,5 µl, 0,4 µl, 0,3 µl, 0,2 µl, 0,1 µl, 0,09 µl, 0,08 µl, 0,07 µl, 0,06 µl, 0,05 µl, 0,04 µl, 0,03 µl, 0,02 µl, 0,01 µl, 0,009 µl, 0,008 µl, 0,007 µl, 0,006 µl,

0,005 µl, 0,004 µl, 0,003 µl, 0,002 µl, 0,001 µl ou menos. As lentes de contato dinâmicas podem ser configuradas para terem um volume lacrimal óptico máximo que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores, como, por exemplo, de 0,01 µl a 1 µl, como de 0,05 µl a 0,8 µl, de 0,1 µl a 0,7 µl, de 0,2 µl a 0,6 µl. O fluido lacrimal se distribui de modo não uniforme sobre a superfície do olho nos compartimentos diferentes, como a superfície filme lacrimal, os meniscos superior e inferior e no cul-de-sac (sob a pálpebra).

[0208] O fluido lacrimal no filme lacrimal sob a lente de contato é muito raso (até 0,15 µl) e não tem a capacidade de preencher o volume lacrimal entre a superfície posterior da porção óptica e a córnea em uma lente de contato dinâmica, os meniscos lacrimais inferior e superior têm fluido lacrimal suficiente, de cerca de 1,5 µl a cerca de 3 µl para fornecer fluido para o volume lacrimal.

[0209] As lentes de contato dinâmicas podem ser configuradas para terem um volume lacrimal óptico máximo, por exemplo, de 0,01 µl a 1 µl, como de 0,05 µl a 0,8 µl, de 0,1 µl a 0,7 µl, de 0,2 µl a 0,6 µl.

[0210] As lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação podem compreender um ou mais mecanismos para facilitar a transição entre as duas ou mais configurações quase estáveis e para manter as duas ou mais configurações quase estáveis. Os mecanismos são configurados para facilitar e para controlar o fluxo de fluido lacrimal para dentro e para fora do volume lacrimal óptico entre a porção óptica da lente de contato e a

córnea. Este volume é chamado de volume de fluido lacrimal óptico e é distinto de outros volumes lacrimais como reservatórios de fluido lacrimal. Estes mecanismos de transição podem operar independentemente ou em conjunto com quaisquer mecanismos mecânicos incorporados à lente de contato dinâmica.

[0211] As duas configurações quase estáveis da porção óptica do volume lacrimal óptico são diferentes. Durante as transições entre as duas configurações quase estáveis, o fluido lacrimal deve ser transportado para fora ou para dentro do volume lacrimal óptico. Consequentemente, quando o fluido lacrimal é expelido do volume lacrimal óptico, deve haver um local para que o fluido lacrimal flua. O fluido lacrimal pode fluir para dentro do filme lacrimal ao longo da interface entre a superfície posterior da lente de contato e a córnea em direção ao perímetro da lente. Além disso, os recursos podem ser incorporados na lente de contato para facilitar a capacidade de fluido lacrimal da porção óptica para fluir para a superfície anterior de uma lente de contato e/ou para dentro de um sulco ou cavidade incorporada na superfície posterior e/ou a superfície anterior da porção periférica da lente de contato. Em contrapartida, quando o fluido lacrimal flui para o volume lacrimal óptico à medida que a porção óptica transita de uma configuração quase estável para outra, deve haver uma fonte de fluido lacrimal de onde extrair. A fonte do fluido lacrimal pode ser o filme lacrimal entre a superfície posterior da lente de contato e a córnea. A fonte de fluido lacrimal pode ser a superfície anterior da lente de contato, ou um recurso como um sulco ou cavidade

incorporada na superfície posterior e/ou anterior da porção periférica que é preenchida com o fluido lacrimal. A fonte também pode ser o fluido lacrimal presente na área de menisco lacrimal. Portanto, o mecanismo configurado para facilitar e para controlar o fluxo de fluido lacrimal também pode servir como uma fonte de fluido lacrimal que pode ser trocada com o fluido lacrimal no volume lacrimal óptico durante transições entre as configurações quase estáveis. Outros recursos e mecanismos como uma combinação de fenestrações e sulcos podem servir para acoplar de modo fluido o menisco lacrimal no perímetro do olho ao volume lacrimal óptico.

[0212] Os exemplos de mecanismos para facilitar e controlar o fluxo de fluido lacrimal para dentro e para fora do volume de fluido lacrimal óptico incluem sulcos posteriores, fenestrações, reservatórios de fluido lacrimal, cavidades, endentações, protuberâncias, sulcos anteriores, válvulas e combinações de qualquer um dos supracitados.

[0213] Um mecanismo pode compreender um ou mais sulcos dispostos na superfície anterior e/ou posterior de uma lente de contato dinâmica.

[0214] Um sulco pode ser configurado para transportar fluido lacrimal para dentro e para fora do volume lacrimal óptico.

[0215] Um sulco pode ser configurado para transportar fluido lacrimal da direção do perímetro da lente de contato para o volume lacrimal óptico, e do volume lacrimal óptico para o perímetro da lente de contato.

[0216] Um sulco pode ser configurado para transportar

fluido lacrimal para dentro e para fora de um reservatório de fluido lacrimal.

[0217] Um sulco pode ser configurado para transportar fluido lacrimal da direção do perímetro da lente de contato para um reservatório de fluido lacrimal e de um reservatório de fluido lacrimal para o perímetro da lente de contato.

[0218] Um sulco pode ser configurado para transportar fluido lacrimal de um reservatório de fluido lacrimal para dentro e para fora do volume lacrimal óptico.

[0219] Um sulco pode ser configurado para transportar fluido entre reservatórios de fluido lacrimal.

[0220] Um sulco pode ser configurado para transportar fluido lacrimal e para servir como um reservatório de fluido lacrimal.

[0221] Um sulco pode ser não comprimível, comprimível ou parcialmente comprimível por força aplicada por uma pálpebra.

[0222] Um sulco pode ser acoplado fluidamente ao volume lacrimal óptico, acoplado fluidamente ao menisco lacrimal, acoplado fluidamente a um reservatório de fluido lacrimal ou uma combinação de qualquer um dos supracitados.

[0223] Um sulco pode não ser acoplado ao volume lacrimal óptico, acoplado fluidamente ao menisco lacrimal, acoplado fluidamente a um reservatório de fluido lacrimal ou uma combinação de qualquer um dos supracitados.

[0224] Um sulco pode ter qualquer perfil de corte transversal adequado como um perfil de corte transversal truncado arredondado, oval, quadrado, retangular ou triangular.

[0225] O perfil de corte transversal e as dimensões de um sulco podem ser substancialmente ao longo do comprimento do sulco. O perfil de corte transversal e/ou dimensões podem variar ao longo do comprimento do sulco. Por exemplo, a largura de um sulco e/ou a profundidade de um sulco podem ser alteradas ao longo do comprimento do sulco ou em porções diferentes ao longo do comprimento do sulco.

[0226] A largura de um sulco pode ser de pelo menos cerca de 10 µm, 20 µm, 30 µm, 40 µm, 50 µm, 60 µm, 70 µm, 80 µm, 90 µm, 100 µm, 200 µm, 300 µm, 400 µm, 500 µm, 600 µm, 700 µm, 800 µm, 900 µm, 1.000 µm ou mais. A largura de um sulco pode ser, no máximo, de cerca de 1.000 µm, 900 µm, 800 µm, 700 µm, 600 µm, 500 µm, 400 µm, 300 µm, 200 µm, 100 µm, 90 µm, 80 µm, 70 µm, 60 µm, 50 µm, 40 µm, 30 µm, 20 µm, 10 µm ou menos. A largura de um sulco pode estar dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. A largura de um sulco pode ser, por exemplo, de 20 µm a 1.000 µm, de 20 µm a 800 µm, de 20 µm a 600 µm, de 200 µm a 600 µm ou de 400 µm a 600 µm.

[0227] A altura de um sulco pode ser de pelo menos cerca de 10 µm, 20 µm, 30 µm, 40 µm, 50 µm, 60 µm, 70 µm, 80 µm, 90 µm, 100 µm, 150 µm, 200 µm, 250 µm ou mais. A altura de um sulco pode ser, no máximo, de cerca de 250 µm, 200 µm, 150 µm, 100 µm, 90 µm, 80 µm, 70 µm, 60 µm, 50 µm, 40 µm, 30 µm, 20 µm, 10 µm ou menos. A altura ou profundidade de um sulco pode ser, por exemplo, de 20 µm a 200 µm, de 20 µm a 150 µm ou de 100 µm a 200 µm.

[0228] Um sulco pode ter um comprimento de pelo menos cerca de 0,1 mm, 0,2 mm, 0,3 mm, 0,4 mm, 0,5 mm, 0,6 mm, 0,7 mm, 0,8 mm, 0,9 mm, 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm, 6 mm,

7 mm, 8 mm, 9 mm, 10 mm ou mais. Um sulco pode ter um comprimento de, no máximo, cerca de 10 mm, 9 mm, 8 mm, 7 mm, 6 mm, 5 mm, 4 mm, 3 mm, 2 mm, 1 mm, 0,9 mm, 0,8 mm, 0,7 mm, 0,6 mm, 0,5 mm, 0,4 mm, 0,3 mm, 0,2 mm, 0,1 mm ou menos. Um sulco pode ter um comprimento que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. Um sulco pode ter um comprimento, por exemplo, de 0,5 mm a 7 mm, de 1 mm a 6 mm, de 1 mm a 5 mm, de 1 mm a 4 mm ou de 1 mm a 3 mm.

[0229] O perfil de corte transversal e dimensões de um sulco podem ser diferentes em localizações diferentes ao longo do comprimento do sulco. Por exemplo, um sulco pode ter dimensões maiores em uma interface com o volume lacrimal óptico, o perímetro da lente de contato ou um volume de fluido lacrimal.

[0230] As superfícies de um sulco podem incluir recursos e/ou um tratamento de superfície para controlar o fluxo de fluido lacrimal dentro do sulco. Os recursos podem controlar o fluxo direcional de fluido lacrimal dentro do sulco. Os exemplos de recursos adequados incluem aspereza de superfície, revestimentos hidrofóbicos e revestimentos hidrofílicos.

[0231] Um sulco pode ser acoplado fluidamente a uma ou mais fenestrações. Uma fenestração pode cruzar um sulco em qualquer localização adequada ao longo do comprimento do sulco. A fenestração pode ser configurada para transportar fluido lacrimal para e a partir do sulco para a superfície anterior da lente de contato.

[0232] Uma lente de contato dinâmica pode incluir uma pluralidade de sulcos, que pode ser simétrica ou

assimetricamente disposta em torno da porção óptica. Uma lente de contato dinâmica pode incluir pelo menos cerca de 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22, 23, 24, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40, 41, 42, 43, 44, 45, 46, 47, 48, 49, 50 ou mais sulcos. Uma lente de contato dinâmica pode compreender, no máximo, cerca de 50, 49, 48, 47, 46, 45, 44, 43, 42, 41, 40, 39, 38, 37, 36, 35, 34, 33, 32, 31, 30, 29, 28, 27, 26, 25, 24, 23, 22, 21, 20, 19, 18, 17, 16, 15, 14, 13, 12, 11, 10, 9, 8, 7, 6, 5, 4, 3, 2 ou 1 sulco. Uma lente de contato dinâmica pode compreender um número de sulcos que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. Por exemplo, uma lente de contato dinâmica pode incluir, por exemplo, de 1 a 40 sulcos, de 1 a 30 sulcos, de 1 a 20 sulcos, de 2 a 15 sulcos, de 3 a 10 sulcos, de 4 a 8 sulcos ou de 4 a 6 sulcos.

[0233] O sulco pode ser acoplado fluidamente ao volume lacrimal óptico, de modo que uma extremidade do sulco cruze com a porção óptica e a outra extremidade do sulco pode ser terminada a uma distância radial do eixo geométrico central na porção periférica. Esta extremidade terminal de sulco pode estar localizada a qualquer distância adequada do centro de lente e pode se estender ao perímetro da lente de contato dinâmica. Cada um dentre a pluralidade de sulcos pode terminar independentemente a uma distância igual ou diferente do centro de lente.

[0234] Os sulcos podem ter qualquer orientação adequada em relação à porção óptica e ao eixo geométrico central da lente de contato dinâmica. Um sulco pode ser direcionado

para o centro de lente, de modo que uma pluralidade de sulcos radie do centro de lente e os sulcos cruzem ortogonalmente a porção óptica. Por exemplo, os sulcos podem ser orientados em uma configuração tipo raio/ponto central em que o ponto central é, efetivamente, a porção óptica da lente de contato. A pluralidade de sulcos pode não ser direcionada para o centro de lente e pode cruzar não ortogonalmente a porção óptica.

[0235] Um sulco pode ser configurado para ser comprimível. Um comprimível ou um sulco pode se comprimir mediante a interação com uma pálpebra ou com o movimento de uma pálpebra. Um sulco pode ter uma profundidade ou altura, de modo que uma porção da lente de contato sobreposta ao sulco seja fina e seja deformável por uma força aplicada por uma pálpebra. A capacidade de deformação pode ser facilitada por um ou mais mecanismos adicionais, como uma protuberância na superfície anterior da porção periférica em proximidade com o sulco que facilita a capacidade de uma pálpebra para interagir com a lente de contato. Por exemplo, a interação com o movimento de uma pálpebra ou movimento do olho pode aplicar pressão para baixo no sulco, que é ampliada por uma protuberância proximal.

[0236] Um sulco pode ser acoplado a um mecanismo passivo ou ativo configurado para girar a lente de contato dinâmica a uma certa posição angular em relação ao eixo geométrico óptico do olho para facilitar a troca de fluido lacrimal entre o volume lacrimal óptico e o fluido lacrimal externo ao volume lacrimal óptico. Por exemplo, uma lente de contato dinâmica pode incluir um ou mais mecanismos que facilitam a capacidade da lente de contato dinâmica de

girar para acoplar de modo fluido ou intensificar o acoplamento de fluido entre o sulco e o menisco lacrimal.

[0237] Um ou mais sulcos podem ser dispostos na superfície anterior da porção periférica da lente de contato dinâmica. Um sulco anterior pode ser acoplado fluidamente ao menisco lacrimal, a uma fenestração, a um reservatório de fluido, a um sulco posterior ou uma combinação de qualquer um dos supracitados. Um sulco anterior pode servir como um reservatório de fluido lacrimal. Um sulco anterior pode ser conectado a um ou mais outros sulcos anteriores.

[0238] Um ou mais sulcos anteriores e/ou posteriores podem ser conectados a uma única fenestração e/ou a um único sulco ou podem ser conectados a múltiplas fenestrações e/ou múltiplos sulcos.

[0239] Dois ou mais sulcos posteriores e/ou anteriores podem ser acoplados fluidamente. Os sulcos posteriores e/ou anteriores acoplados fluidamente podem ser configurados para facilitar o fluxo de fluido e/ou a filtração do fluido lacrimal. O acoplamento pode ser de modo que, ao longo de uma certa distância, os dois ou mais sulcos possam se sobrepor. Sobrepondo um sulco anterior e um sulco posterior, as superfícies anterior e posterior podem ser acopladas fluidamente sem fenestrações, como mostrado nas FIGS. 18A-18C.

[0240] Um sulco posterior e/ou sulco anterior pode incluir seções amplas que retêm fluido lacrimal e podem servir como reservatórios de fluido lacrimal.

[0241] As bordas de um sulco podem ser chanfradas para aprimorar o fluxo de fluido lacrimal e/ou para intensificar

o conforto do paciente. As bordas chanfradas podem atenuar a irritação causada pela interação de uma pálpebra, a conjuntiva e/ou a córnea com um sulco.

[0242] Um sulco posterior e/ou anterior pode ser disposto de modo que o sulco seja orientado em uma posição desejada em relação ao olho. Por exemplo, um sulco pode ser orientado para o menisco lacrimal inferior, para o menisco lacrimal superior ou na direção oposta a ambos os meniscos lacrimais. Para facilitar a orientação de um sulco em relação ao olho, a lente de contato dinâmica pode compreender uma ou mais regiões espessadas ou lastreadas.

[0243] Uma cavidade no lado anterior da lente também pode ser um resultado de uma reentrância no lado posterior da lente e colapso da reentrância enquanto no olho.

[0244] Uma lente de contato dinâmica pode compreender uma ou mais fenestrações. As fenestrações podem ser configuradas para facilitar o transporte de fluido lacrimal para e a partir da superfície anterior de uma lente de contato dinâmica para o filme lacrimal e/ou para um mecanismo de controle de transição como um sulco, uma cavidade ou um reservatório de fluido lacrimal.

[0245] Uma fenestração pode ser disposta na porção periférica da lente, de modo que a fenestração não interfira com a visão.

[0246] Uma fenestração pode se estender através da espessura da porção periférica, assim, acoplando fluidamente o fluido lacrimal na superfície anterior periférica com o fluido lacrimal na superfície posterior periférica

[0247] Uma fenestração pode ser orientada de modo

substancialmente ortogonal às superfícies anterior e posterior da porção periférica. Uma fenestração pode ser orientada a um ângulo em relação às superfícies anterior e posterior da porção periférica. Uma orientação angulada pode facilitar o controle direcional de fluxo de fluido lacrimal.

[0248] Uma fenestração pode ser acoplada fluidamente a um sulco, como na extremidade terminal de um sulco ou em qualquer local ao longo do comprimento de um sulco.

[0249] Uma fenestração pode ter qualquer perfil de corte transversal adequado. Por exemplo, o perfil de corte transversal de uma fenestração pode ser arredondado, oval, oblongo, quadrado, retangular ou triangular.

[0250] Uma fenestração pode ter qualquer dimensão em corte transversal adequada. Por exemplo, uma dimensão em corte transversal de uma fenestração pode ser de 20 μm a 600 μm, de 50 μm a 400 μm ou de 100 μm a 300 μm.

[0251] Uma fenestração pode ter um perfil de corte transversal constante e dimensão ao longo do comprimento, ou uma fenestração pode ter um perfil de corte transversal que é diferente em diferentes seções ao longo do comprimento. Por exemplo, uma fenestração pode ter dimensões maiores nas extremidades, em que a fenestração se cruza com as superfícies anterior e/ou posterior da porção periférica.

[0252] Uma fenestração pode compreender uma fenda, como um corte que se estende através da espessura da porção periférica da lente de contato dinâmica. Uma fenda pode ter um comprimento de pelo menos cerca de 10 μm, 20 μm, 30 μm, 40 μm, 50 μm, 60 μm, 70 μm, 80 μm, 90 μm, 100 μm, 200 μm,

300 µm, 400 µm, 500 µm, 600 µm, 700 µm, 800 µm, 900 µm, 1.000 µm, 1.500 µm, 2.000 µm, 2.500 µm, 3.000 µm, 3.500 µm, 4.000 µm, 4.500 µm, 5.000 µm ou mais. Uma fenda pode ter um comprimento de, no máximo, cerca de 5.000 µm, 4.500 µm, 4.000 µm, 3.500 µm, 3.000 µm, 2.500 µm, 2.000 µm, 1.000 µm, 900 µm, 800 µm, 700 µm, 600 µm, 500 µm, 400 µm, 300 µm, 200 µm, 100 µm, 90 µm, 80 µm, 70 µm, 60 µm, 50 µm, 40 µm, 30 µm, 20 µm, 10 µm ou menos. Uma fenda pode ter um comprimento que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. Uma fenda pode ter um comprimento, por exemplo, de 25 µm a 2.000 µm, de 50 µm a 1.500 µm, de 100 µm a 1.000 µm ou de 200 µm a 600 µm. Uma fenestração na forma de uma fenda pode ser um arco a uma distância radial do eixo geométrico central da lente ou do eixo geométrico central da porção óptica. Uma fenda pode ser orientada em direção ao eixo geométrico central da lente ou a partir do eixo geométrico central da porção óptica ou a um ângulo em relação ao eixo geométrico central da lente ou do eixo geométrico central da porção óptica. Uma fenda pode ser acoplada a um sulco e/ou a um reservatório de fluido lacrimal ou diretamente ao menisco lacrimal.

[0253] As porções terminais de uma fenestração podem incluir recursos que facilitam a capacidade da fenestração para interagir com pressão aplicada por uma pálpebra. Os exemplos de tais recursos incluem protuberâncias em proximidade à fenestração. Por exemplo, a protuberância ou protuberâncias podem ser anulares, podem ser dispostas em relação ao perímetro da lente de contato ou pode ser disposta em relação à porção óptica.

[0254] As porções terminais de uma fenestração podem incluir recursos que facilitam a capacidade de uma fenestração para transportar o fluido lacrimal. Por exemplo, uma ou mais cavidades em relação à superfície anterior da lente podem ser situadas em proximidade com uma fenestração que são configuradas para coletar e reter o fluido lacrimal. Por exemplo, uma fenestração pode cruzar a superfície anterior da porção periférica em uma cavidade ou reentrância que pode ser preenchida com fluido lacrimal. A cavidade pode ser uma reentrância anular circundando a fenestração.

[0255] Uma fenestração pode se estender da superfície anterior periférica para a superfície posterior na interface entre a porção óptica e a porção periférica ou para a superfície posterior da porção óptica. Uma fenestração com esta configuração pode fornecer transporte de fluido lacrimal diretamente entre o volume lacrimal óptico e a superfície anterior da lente de contato.

[0256] Uma fenestração pode ser disposta na porção óptica. Uma fenestração disposta na porção óptica pode fornecer para transporte de fluido lacrimal diretamente entre o volume lacrimal óptico e a superfície anterior da lente de contato dinâmica.

[0257] Uma fenestração pode ser configurada para funcionar como uma válvula.

[0258] Uma fenestração pode ser configurada para funcionar como uma válvula capilar.

[0259] Uma fenestração pode ter áreas de elevação em proximidade ao orifício anterior da fenestração. As áreas elevadas, como um anel anular elevado circundando o

orifício anterior pode servir para limitar o fluxo de fluido lacrimal quando o volume de fluido lacrimal está abaixo de uma certa quantidade. A área pode ser elevada acima da superfície anterior da lente de contato dinâmica por pelo menos cerca de 1 µm, 2 µm, 3 µm, 4 µm, 5 µm, 6 µm, 7 µm, 8 µm, 9 µm, 10 µm, 20 µm, 30 µm, 40 µm, 50 µm, 60 µm, 70 µm, 80 µm, 90 µm, 100 µm, 200 µm, 300 µm, 400 µm, 500 µm, 600 µm, 700 µm, 800 µm, 900 µm, 1.000 µm ou mais. A área pode ser elevada acima da superfície anterior da lente de contato dinâmica por, no máximo, cerca de 1.000 µm, 900 µm, 800 µm, 700 µm, 600 µm, 500 µm, 400 µm, 300 µm, 200 µm, 100 µm, 90 µm, 80 µm, 70 µm, 60 µm, 50 µm, 40 µm, 30 µm, 20 µm, 10 µm, 9 µm, 8 µm, 7 µm, 6 µm, 5 µm, 4 µm, 3 µm, 2 µm, 1 µm ou menos. A área pode ser elevada acima da superfície anterior da lente de contato dinâmica por uma distância que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. A área pode ser elevada acima da superfície anterior da lente de contato dinâmica, por exemplo, de 1 µm a 400 µm, de 5 µm a 300 µm, de 10 µm a 200 µm ou de 20 µm a 100 µm. A área elevada pode ser circunferencial ou parcialmente circunferencial em torno do orifício anterior da fenestração. A área elevada pode ter elevações diferentes ou de um gradiente de elevação em partes diferentes da área elevada. A área elevada pode ser lisa para minimizar a interação com a pálpebra.

[0260] Um mecanismo para facilitar e controla o fluxo de fluido lacrimal pode incluir um ou mais reservatórios de fluido lacrimal. Um reservatório de fluido lacrimal é chamado de uma cavidade disposta na superfície posterior da lente de contato que é configurada para fornecer uma fonte

de fluido lacrimal e/ou um volume para fluido lacrimal para onde fluir. Os reservatórios de fluido lacrimal são distinguidos de cavidades, que podem ser dispostos na superfície anterior da lente de contato dinâmica.

[0261] Os reservatórios podem ser dispostos na superfície posterior periférica de uma lente de contato dinâmica. Quando utilizados no olho de um paciente, os reservatórios podem ser preenchidos com fluido lacrimal. Quando acoplado fluidamente ao volume lacrimal óptico, os reservatórios podem servir como uma fonte de fluido lacrimal. Um reservatório de fluido lacrimal pode servir como uma fonte de fluido lacrimal para preencher o volume lacrimal óptico quando a porção óptica assumir uma primeira configuração óptica quase estável e pode servir como um receptáculo para receber e reter fluido lacrimal quando a porção óptica assume uma segunda configuração quase estável.

[0262] Um reservatório pode ser configurado para operar de uma maneira recíproca com a porção óptica para fornecer um bombeamento e puxar ação em que o fluido lacrimal é alternativamente trocado entre o volume lacrimal óptico e um reservatório de fluido lacrimal.

[0263] Um reservatório pode ser configurado para fornecer um reservatório de fluido lacrimal comprimível. Por exemplo, a interação da lente de contato dinâmica com uma pálpebra pode fazer com que o reservatório mude de conformação. Durante a alteração na conformação, o reservatório pode expelir fluido lacrimal ou podem extrair fluido lacrimal para o reservatório. Por exemplo, o reservatório de fluido lacrimal pode ser acoplado

fluidamente para o volume lacrimal óptico e pode trocar fluido lacrimal com o volume lacrimal óptico através de uma ação de bombeamento e tração.

[0264] Um reservatório comprimível pode ter dimensões como largura e altura que fazem com que a porção periférica sobreposta ao reservatório seja flexível.

[0265] Um reservatório pode ter uma altura/profundidade de pelo menos cerca de 10 µm, 20 µm, 30 µm, 40 µm, 50 µm, 60 µm, 70 µm, 80 µm, 90 µm, 100 µm, 200 µm, 300 µm, 400 µm, 500 µm, 600 µm, 700 µm, 800 µm, 900 µm, 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm, 6 mm, 7 mm, 8 mm, 9 mm, 10 mm ou mais. Um reservatório pode ter uma altura/profundidade de, no máximo, cerca de 10 mm, 9 mm, 8 mm, 7 mm, 6 mm, 5 mm, 4 mm, 3 mm, 2 mm, 1 mm, 900 µm, 800 µm, 700 µm, 600 µm, 500 µm, 400 µm, 300 µm, 200 µm, 100 µm, 90 µm, 80 µm, 70 µm, 60 µm, 50 µm, 40 µm, 30 µm, 20 µm, 10 µm ou menos. Um reservatório pode ter uma altura/profundidade que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. Um reservatório pode ter uma altura/profundidade, por exemplo, de 10 µm a 800 µm, de 20 µm a 600 µm, de 50 µm a 500 µm ou de 100 µm a 400 µm. Um reservatório pode ter uma largura/comprimento, por exemplo, de 50 µm a 5 mm, de 100 µm a 4 mm, de 200 µm a 3 mm ou de 500 µm a 2 mm.

[0266] Um reservatório pode ser disposto a uma distância radial do eixo geométrico central da lente de contato dinâmica ou do eixo geométrico central da porção óptica e pode estar no formato de um arco ou pode se estender circunferencialmente em torno da lente de contato dinâmica a uma distância radial do eixo geométrico.

[0267] A espessura da porção periférica sobreposta a um

reservatório pode ser configurada para deformar. A espessura da porção periférica sobreposta a um reservatório pode ser pelo menos cerca de 10 µm, 20 µm, 30 µm, 40 µm, 50 µm, 60 µm, 70 µm, 80 µm, 90 µm, 100 µm, 200 µm, 300 µm, 400 µm, 500 µm, 600 µm, 700 µm, 800 µm, 900 µm, 1.000 µm ou mais. A espessura da porção periférica sobreposta a um reservatório pode ser, no máximo, cerca de 1.000 µm, 900 µm, 800 µm, 700 µm, 600 µm, 500 µm, 400 µm, 300 µm, 200 µm, 100 µm, 90 µm, 80 µm, 70 µm, 60 µm, 50 µm, 40 µm, 30 µm, 20 µm, 10 µm ou menos. A espessura da porção periférica sobreposta a um reservatório pode estar dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. Por exemplo, a espessura da porção periférica sobreposta a um reservatório pode ser de 10 µm a 500 µm, de 10 µm a 400 µm, de 50 µm a 300 µm ou de 100 µm a 250 µm.

[0268] Um reservatório pode ser qualquer formato adequado. O formato pode ser simétrico ou não simétrico. O formato pode ser orientado em relação à porção óptica. Por orientado entende-se que o reservatório pode ter um formato que é associado à porção óptica. Por exemplo, o reservatório pode ser mais estreito ou mais amplo em relação à porção óptica, ou o reservatório pode ser radialmente simétrico em relação à porção óptica. Por exemplo, o reservatório pode ser arredondado, oval, oblongo, alongado em uma dimensão radial em relação ao eixo geométrico central da lente ou alongado em uma dimensão centrossimétrica.

[0269] Um reservatório e o reservatório de fluido lacrimal resultante pode ser acoplado fluidamente a um sulco, o volume lacrimal óptico, a outro reservatório, ao

menisco lacrimal, a uma fenestração ou uma combinação de qualquer um dos supracitados.

[0270] Uma lente de contato dinâmica pode incluir um ou mais reservatórios. O um ou mais reservatórios podem estar localizados na superfície posterior da porção periférica. A uma ou mais cavidades podem ser disposta simétrica ou não simetricamente em torno da porção óptica. O um ou mais reservatórios podem ser dispostos a uma distância radial do eixo geométrico central da lente. O um ou mais reservatórios podem ser dispostos a uma distância radial de pelo menos cerca de 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm, 6 mm, 7 mm, 8 mm, 9 mm, 10 mm ou mais. O um ou mais reservatórios podem ser dispostos a uma distância radial de, no máximo, cerca de 10 mm, 9 mm, 8 mm, 7 mm, 6 mm, 5 mm, 4 mm, 3 mm, 2 mm, 1 mm ou menos. O um ou mais reservatórios podem ser dispostos a uma distância radial que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. Por exemplo, um reservatório pode ser disposto a uma distância radial de 2 mm a 7 mm, de 3 mm a 6 mm ou de 3 mm a 5 mm, do centro de lente ou do centro da porção óptica.

[0271] Um reservatório pode fornecer um volume de pelo menos cerca de 0,01 µl, 0,02 µl, 0,03 µl, 0,04 µl, 0,05 µl, 0,06 µl, 0,07 µl, 0,08 µl, 0,09 µl, 0,1 µl, 0,2 µl, 0,3 µl, 0,4 µl, 0,5 µl, 0,6 µl, 0,7 µl, 0,8 µl, 0,9 µl, 1 µl, 1,25 µl, 1,5 µl, 1,75 µl, 2 µl, 2,5 µl, 3 µl, 4 µl, 5 µl ou mais. Um reservatório pode fornecer um volume de, no máximo, cerca de 5 µl, 4 µl, 3 µl, 2,5 µl, 2 µl, 1,75 µl, 1,5 µl, 1,25 µl, 1 µl, 0,9 µl, 0,8 µl, 0,7 µl, 0,6 µl, 0,5 µl, 0,4 µl, 0,3 µl, 0,2 µl,0,1 µl, 0,09 µl, 0,08 µl, 0,07 µl, 0,06 µl, 0,05 µl, 0,04 µl, 0,03 µl, 0,02 µl, 0,01 µl ou

menos. Um reservatório pode fornecer um volume que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. Um reservatório pode fornecer um volume de 0,05 µl até 2 µl, de 0,1 µl a 1,5 µl, de 0,2 a 1,25 µl ou de 0,5 µl a 1 µl entre a superfície posterior da porção periférica e a córnea.

[0272] Um reservatório pode ser associado a um ou mais mecanismos configurados para facilitar a interação do reservatório de fluido lacrimal com pressão exercida por uma pálpebra e/ou por movimento do olho. Por exemplo, uma ou mais protuberâncias podem ser dispostas na superfície anterior da porção periférica em proximidade ao reservatório de modo que a uma ou mais funções de protuberâncias para ampliar e/ou direcionar uma força para baixo exercida por uma pálpebra. A força para baixo no reservatório pode funcionar para expelir fluido lacrimal do reservatório e para dentro do volume lacrimal óptico.

[0273] Um mecanismo para facilitar e controla o fluxo de fluido lacrimal pode incluir uma ou mais reentrâncias de fluido lacrimal. Uma reentrância de fluido lacrimal pode ser disposta na superfície anterior da lente de contato que pode ser configurada para fornecer uma fonte de fluido lacrimal e/ou um volume para fluido lacrimal para onde fluir. As reentrâncias de fluido lacrimal são distinguidas de reservatórios, que podem ser dispostos na superfície posterior da lente de contato dinâmica.

[0274] Uma reentrância pode ser disposta na superfície anterior periférica de uma lente de contato dinâmica. Quando utilizada no olho de um paciente, as cavidades podem ser preenchidas com fluido lacrimal. Quando acoplado

fluidamente ao volume lacrimal óptico, as reentrâncias podem servir como uma fonte de fluido lacrimal. Uma reentrância de fluido lacrimal pode servir como uma fonte de fluido lacrimal para preencher o volume lacrimal óptico quando a porção óptica assumir uma primeira configuração óptica quase estável e pode servir como um receptáculo para receber e reter fluido lacrimal quando a porção óptica assume uma segunda configuração quase estável.

[0275] Uma reentrância pode ser configurada para operar de uma maneira recíproca com a porção óptica para fornecer um bombeamento e puxar ação em que o fluido lacrimal é alternativamente trocado entre o volume lacrimal óptico e uma cavidade.

[0276] Uma reentrância pode ser disposta a uma distância radial do eixo geométrico central da lente de contato dinâmica ou do eixo geométrico central da porção óptica e pode estar no formato de um arco ou pode se estender circunferencialmente em torno da lente de contato dinâmica a uma distância radial do eixo geométrico.

[0277] Uma reentrância pode ser acoplada fluidamente a um sulco, ao volume lacrimal óptico, a outra cavidade, ao menisco lacrimal, a uma fenestração ou uma combinação de qualquer um dos supracitados.

[0278] Uma lente de contato dinâmica pode incluir uma ou mais reentrâncias. A uma ou mais reentrâncias podem estar localizadas na superfície anterior da porção periférica. A uma ou mais reentrâncias podem ser disposta simétrica ou não simetricamente em torno da porção óptica. A uma ou mais reentrâncias podem ser dispostas a uma distância radial do eixo geométrico central da lente. Uma cavidade pode ser

disposta a uma distância radial de pelo menos cerca de 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm, 6 mm, 7 mm, 8 mm, 9 mm, 10 mm ou mais do centro da porção óptica. Uma cavidade pode ser disposta a uma distância radial de, no máximo, cerca de 10 mm, 9 mm, 8 mm, 7 mm, 6 mm, 5 mm, 4 mm, 3 mm, 2 mm, 1 mm ou menos do centro da porção óptica. Uma cavidade pode ser disposta a uma distância do centro da porção óptica que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. Por exemplo, uma cavidade pode ser disposta a uma distância radial de 2 mm a 7 mm, de 3 mm a 6 mm ou de 3 mm a 5 mm, do centro de lente ou do centro da porção óptica.

[0279] Uma reentrância pode ser configurada para se acoplar fluidamente a um menisco lacrimal. O menisco lacrimal tem uma altura de cerca de 200 µm a 300 µm nas margens da pálpebra superior. As fenestrações que têm diâmetros de 25 µm a 500 µm são relativamente pequenas e podem ser difíceis de acoplar ao menisco lacrimal raso. Para facilitar a capacidade de fenestrações se acoplarem fluidamente ao menisco lacrimal, o orifício anterior de uma fenestração pode ser disposto dentro de uma reentrância ou cavidade na superfície anterior da lente de contato dinâmica. Uma reentrância grande, em comparação com o diâmetro de uma fenestração, pode facilitar a capacidade do orifício anterior da fenestração para se acoplar fluidamente ao menisco lacrimal. A reentrância pode ter um diâmetro de pelo menos cerca de 0,1 mm, 0,2 mm, 0,3 mm, 0,4 mm, 0,5 mm, 0,6 mm, 0,7 mm, 0,8 mm, 0,9 mm, 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm ou mais. A reentrância pode ter um diâmetro de, no máximo, cerca de 5 mm, 4 mm, 3 mm, 2 mm, 1 mm, 0,9

mm, 0,8 mm, 0,7 mm, 0,6 mm, 0,5 mm, 0,4 mm, 0,3 mm, 0,2 mm, 0,1 mm ou menos. A reentrância pode ter um diâmetro que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. A reentrância pode ter um diâmetro, por exemplo, de 0,5 mm a 4, como de 1 mm a 3 mm. Uma reentrância pode ter uma profundidade de pelo menos cerca de 1 µm, 2 µm, 3 µm, 4 µm, 5 µm, 6 µm, 7 µm, 8 µm, 9 µm, 10 µm, 20 µm, 30 µm, 40 µm, 50 µm, 60 µm, 70 µm, 80 µm, 90 µm, 100 µm, 150 µm, 200 µm, 250 µm ou mais. Uma reentrância pode ter uma profundidade de, no máximo, cerca de 250 µm, 200 µm, 150 µm, 100 µm, 90 µm, 80 µm, 70 µm, 60 µm, 50 µm, 40 µm, 30 µm, 20 µm, 10 µm, 9 µm, 8 µm, 7 µm, 6 µm, 5 µm, 4 µm, 3 µm, 2 µm, 1 µm ou menos. Uma reentrância pode ter uma profundidade que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. Uma reentrância pode ter uma profundidade, por exemplo, de 3 µm a 150 µm. A reentrância pode ter qualquer perfil de corte transversal adequado como, por exemplo, arredondado, oval, em fenda, oblongo ou pode ter um contorno irregular. As bordas da reentrância podem ser alisadas ou chanfradas para facilitar o acoplamento de fluido à fenestração e/ou para aprimorar o conforto.

[0280] Por exemplo, as FIGS. 15A-15H mostram vistas de uma lente de contato dinâmica que tem reentrâncias e fenestrações dentro das reentrâncias dispostas na segunda porção periférica, perto da zona de transição. As FIGS. 15A e 15B mostram vistas da superfície anterior e uma vista em corte transversal, respectivamente, de uma lente de contato dinâmica. A lente de contato dinâmica mostrada nas FIGS. 15A e 15B inclui a primeira porção periférica 1501, a

segunda porção periférica 1502, a porção óptica 1503, a zona de transição 1506, a fenestração 1504 dentre da reentrância 1507 e o sulco posterior 1505. A FIG. 15C mostra uma vista ampliada em corte transversal ilustrando a reentrância 1507 e a fenestração 1504, que são acopladas a um sulco 1505 na superfície posterior da lente de contato. A FIG. 15C mostra uma reentrância 1507 e fenestração 1504 em porção periférica 1502 acoplada ao sulco posterior 1505.

[0281] A FIG. 15E mostra uma vista da superfície posterior de uma lente de contato dinâmica incluindo a primeira porção periférica 1501, a segunda porção periférica 1502, a porção óptica 1503 e a reentrância 1507 com uma fenestração 1504. A FIG. 15F mostra a superfície anterior da lente de contato dinâmica mostrada na FIG. 15E incluindo a primeira porção periférica 1501, a segunda porção periférica 1502, a porção óptica 1503 e a reentrância 1507 com uma fenestração 1504. A FIG. 15G mostra uma vista da superfície posterior de uma lente de contato dinâmica incluindo a primeira porção periférica 1501, a segunda porção periférica 1502, a porção óptica 1503 e o sulco 1505 com uma fenestração 1504. A FIG. 15H mostra a superfície anterior da lente de contato dinâmica mostrada na FIG. 15G incluindo a primeira porção periférica 1501, a segunda porção periférica 1502, a porção óptica 1503 e a reentrância 1507 com uma fenestração 1504.

[0282] Alternativamente, ou além de uma reentrância, uma fenestração pode ser acoplada fluidamente a sulcos na superfície anterior da porção periférica configurada para extrair fluido do menisco lacrimal em direção e para dentro da fenestração por forças capilares. Os exemplos destas

estruturas são mostrados nas FIGS. 16A-16C. As FIGS. 16A-16C mostram vistas lateral, em perspectiva e em corte transversal, respectivamente, de uma lente de contato dinâmica que tem uma primeira porção periférica 1601, uma segunda porção periférica 1602, uma porção óptica 1603 e uma cavidade 1604 na superfície anterior da segunda porção periférica 1602 com uma fenestração 1605 no fundo da cavidade 1604. Como mostrado na FIG. 16B, na superfície posterior, um sulco 1606 é acoplado à fenestração 1605 e se estende da segunda porção periférica 1602 na porção óptica 1603. Uma vista em corte transversal da lente de contato dinâmica é mostrada na FIG. 16C e, em adição aos elementos mostrados nas FIGS. 16A-16B, mostra que o sulco posterior 1606 se estreita em direção à porção óptica 1603 e é acoplada fluidamente ao volume lacrimal óptico 1607.

[0283] Um mecanismo para facilitar o transporte de fluido lacrimal e o controle do transporte de fluido lacrimal pode incluir uma ou mais protuberâncias. A uma ou mais protuberâncias podem ser dispostas na superfície anterior da porção periférica da lente de contato dinâmica. A uma ou mais protuberâncias podem ser configuradas para facilitar interação de uma pálpebra com a lente de contato dinâmica e pode servir para ampliar a força aplicada à lente de contato dinâmica por uma pálpebra.

[0284] Uma protuberância pode ser configurada para ampliar uma força mecânica aplicada por uma pálpebra como uma força de impulso em direção à porção óptica. A força de impulso pode servir para desestabilizar ou estabilizar uma configuração quase estável da porção óptica.

[0285] Uma protuberância pode ser associada a outro

mecanismo para facilitar ou controlar o transporte de fluido lacrimal. Por exemplo, uma protuberância pode estar localizada em proximidade a e mecanicamente acoplada a um sulco, uma fenestração e/ou um reservatório de fluido lacrimal de modo que uma força aplicada à protuberância por uma pálpebra é transferida para um sulco anterior, um sulco posterior, uma fenestração, uma cavidade e/ou reservatório de fluido lacrimal. Por exemplo, uma protuberância pode estar localizada em uma borda periférica de um mecanismo como um reservatório de fluido lacrimal de modo que o movimento de pálpebra contra a protuberância faça com que o fluido lacrimal seja impulsionado em direção e para dentro do volume lacrimal óptico.

[0286] A localização e as dimensões de uma protuberância podem ser selecionadas para minimizar ou evitar o desconforto do paciente enquanto também servem a função pretendida de controlar o fluxo de fluido lacrimal.

[0287] Uma protuberância pode ter uma altura de pelo menos cerca de 10 µm, 20 µm, 30 µm, 40 µm, 50 µm, 60 µm, 70 µm, 80 µm, 90 µm, 100 µm, 200 µm, 300 µm, 400 µm, 500 µm, 600 µm, 700 µm, 800 µm, 900 µm, 1.000 µm ou mais. Uma protuberância pode ter uma altura de, no máximo, cerca de 1.000 µm, 900 µm, 800 µm, 700 µm, 600 µm, 500 µm, 400 µm, 300 µm, 200 µm, 100 µm, 90 µm, 80 µm, 70 µm, 60 µm, 50 µm, 40 µm, 30 µm, 20 µm, 10 µm ou menos. Uma protuberância pode ter uma altura que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. Uma protuberância pode ter uma altura, por exemplo, de 10 µm a 600 µm, de 20 µm a 500 µm, de 50 µm a 400 µm ou de 100 µm a 300 µm.

[0288] Uma protuberância pode ter uma largura de pelo

menos cerca de 10 µm, 20 µm, 30 µm, 40 µm, 50 µm, 60 µm, 70 µm, 80 µm, 90 µm, 100 µm, 200 µm, 300 µm, 400 µm, 500 µm, 600 µm, 700 µm, 800 µm, 900 µm, 1.000 µm, 2.000 µm, 3.000 µm, 4.000 µm, 5.000 µm ou mais. Uma protuberância pode ter uma largura de, no máximo, cerca de 5.000 µm, 4.000 µm, 3.000 µm, 2.000 µm, 1.000 µm, 900 µm, 800 µm, 700 µm, 600 µm, 500 µm, 400 µm, 300 µm, 200 µm, 100 µm, 90 µm, 80 µm, 70 µm, 60 µm, 50 µm, 40 µm, 30 µm, 20 µm, 10 µm ou menos. Uma protuberância pode ter uma largura que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. Uma protuberância pode ter uma largura, por exemplo, de 20 µm a 3.000 µm, de 50 µm a 2.500 µm, de 100 µm a 2.000 µm, de 200 µm, a 1.500 µm ou de 400 µm a 1.000 µm, ou até mesmo maior e englobar uma parte substancial da lente.

[0289] Uma protuberância pode ter qualquer formato adequado. Por exemplo, uma protuberância pode ser arredondada, oval, oblonga, alongada ou anular.

[0290] Uma protuberância pode compreender uma pluralidade de protuberâncias. A pluralidade de protuberâncias pode estar localizada simétrica ou não simetricamente em torno da porção óptica da lente. A pluralidade de protuberâncias pode estar localizada a uma única distância radial do eixo geométrico central da lente ou pode estar localizada a distâncias radiais diferentes do eixo geométrico central da lente.

[0291] Um mecanismo para facilitar o transporte de fluido lacrimal e controlar o transporte de fluido lacrimal pode incluir uma ou mais válvulas. Uma válvula pode ser associada a outro mecanismo de controle de fluido lacrimal

como um sulco, fenestração e/ou reservatório de fluido lacrimal.

[0292] Uma válvula pode ser configurada para controlar a direção de fluxo de fluido lacrimal. Por exemplo, uma válvula pode permitir que o fluido flua de um reservatório de fluido lacrimal para um volume lacrimal óptico, e resista ou impeça o fluxo de fluido lacrimal do volume lacrimal óptico para o reservatório de fluido lacrimal.

[0293] Uma válvula pode ser configurada para fornecer uma resistência variável ao fluxo de fluido lacrimal. Por exemplo, uma válvula pode resistir ao transporte de fluido lacrimal a uma primeira pressão de fluido lacrimal e permitir o transporte de fluido lacrimal a uma segunda pressão.

[0294] Uma válvula pode ser sensível às forças mecânicas, de modo que uma força mecânica aplicada por uma pálpebra possa fazer com que a válvula se abra ou se feche. A força mecânica pode ser ampliada por uma ou mais protuberâncias.

[0295] Uma válvula pode ser bidirecional ou pode ser unidirecional.

[0296] Uma válvula pode incluir uma válvula capilar que é configurada para controlar o fluxo de fluido lacrimal com base em uma diferença de pressão entre o fluido lacrimal no volume lacrimal óptico e a pressão de fluido lacrimal dentro de um reservatório de fluido lacrimal, a pressão de fluido lacrimal nas proximidades de uma fenestração e/ou a pressão de fluido lacrimal em um sulco anterior e/ou um sulco posterior.

[0297] Uma válvula pode incluir uma válvula capilar que

é configurada para controlar o fluxo de fluido lacrimal com base no formato, tamanho e comprimento da fenestração e/ou sulco.

[0298] Uma válvula pode ser configurada de modo que a válvula vede a área na superfície posterior da lente de contato dinâmica para impedir o fluxo de fluido lacrimal e se abra para permitir o fluxo de fluido lacrimal.

[0299] Os exemplos de outras válvulas adequadas incluem válvulas tipo “boca de peixe” ou uma membrana com fenda.

a. Os exemplos de outras válvulas adequadas incluem uma válvula capilar em que as forças capilares entre o fluido lacrimal e as paredes de uma fenestração perto do orifício anterior e o ar permitem que o fluido lacrimal flua em direção ao volume lacrimal óptico. Para alcançar as propriedades de válvula necessárias, materiais de lente, revestimentos ou tratamentos, formato de fenestração e dimensões de fenestração adequados podem ser selecionadas. Por exemplo, as forças capilares serão maiores para superfícies mais hidrofílicas e, portanto, a diferença de pressão que pode fazer com que uma válvula se abra pode ser menor. De modo similar, quanto mais fina for uma fenestração, maior será a pressão necessária para abrir uma válvula. Uma fenestração pode ter um diâmetro, por exemplo, de 10 μm e 1 mm.

[0300] As FIGS. 2A-2B mostram exemplos de válvulas. A FIG. 2A mostra uma vista superior e a FIG. 2B mostra uma vista em corte transversal de uma lente de contato dinâmica que tem uma porção periférica 201/202, uma válvula tipo boca de peixe 210 disposta entre as superfícies anterior e posterior da lente, que é acoplada a um sulco posterior

205, que é acoplado à porção óptica 203, a um reservatório de fluido lacrimal ou a outro recurso na superfície posterior da lente de contato dinâmica. A FIG. 2A mostra uma vista superior da lente de contato dinâmica com uma vista ampliada 204 de uma válvula tipo olho de peixe seccional 210 acoplando a superfície anterior 207 da lente ao sulco posterior 205. A FIG. 2B inclui uma vista em corte transversal detalhada 208 de uma lente de contato dinâmica de uma válvula tipo boca de peixe aberta 210.

[0301] Os vários mecanismos revelados no presente documento podem ser acoplados fluidamente pelo filme lacrimal sobreposto à camada epitelial da córnea. Por exemplo, não é necessário que um reservatório de fluido lacrimal, cavidade ou uma fenestração seja acoplada fluidamente ao volume lacrimal óptico por um sulco. Em vez disso, um reservatório de fluido lacrimal e o volume lacrimal óptico podem ser acoplados fluidamente pelo filme lacrimal sobreposto à camada epitelial. Certos mecanismos podem ser acoplados fluidamente um ao outro por recursos incorporados na superfície posterior da porção periférica, enquanto outros mecanismos podem ser acoplados fluidamente pelo filme lacrimal sobreposto à camada epitelial.

[0302] Na interface entre a porção óptica e a porção periférica, a porção periférica pode ter uma curvatura de base periférica de 7,5 mm a 9,5, como de 8 mm a 9 mm, e a porção óptica pode ter uma curvatura de base óptica que é menor que a curvatura de base periférica. Na interface, a curvatura de base óptica pode ser mais que 0,4 mm menor que a curvatura de base periférica. Por exemplo, a curvatura de base óptica pode ser menor que 0,4 mm da curvatura de base

periférica, menor que 0,5 mm, menor que 1,0 mm, menor que 1,5 mm ou menor que 2,0 mm do que a curvatura de base periférica. Por exemplo, a curvatura de base óptica pode ser de 0,4 mm a 2 mm menor que a curvatura de base periférica, de 0,5 mm a 1,5 mm menor, de 0,75 mm a 1,0 mm menor que a curvatura de base periférica. A curvatura de base óptica pode ser, por exemplo, menor que 7,4 mm, menor que 7,3 mm, menor que 7,2 mm, menor que 7,1 mm, menor que 7,0 mm, menor que 6,9 mm, menor que 6,8 mm, menor que 6,7 mm, menor que 6,6 mm, menor que 6,5 mm, menor que 6,0 mm, menor que 5,0 mm ou menor que 4,0 mm. A curvatura de base óptica pode ser, por exemplo, de 4 mm a 6,8 mm, de 5 mm a 6,5 mm ou de 5,5 mm a 6,0 mm. A curvatura de base óptica pode ser, por exemplo, de 4 mm a 7,4 mm, de 5 mm a 7,1 mm ou de 6,9 mm a 7,4 mm.

[0303] A interface entre a porção periférica e a porção óptica pode definir uma zona de transição. A zona de transição pode estar localizada a uma distância radial de 1 mm a 8 mm, como de 1,5 mm a 7 mm, ou de 1,5 mm a 5 mm, de 1,5 mm a 4 mm, ou de 1,5 mm a 2,5 mm do centro da lente de contato dinâmica. A largura da zona de transição pode ser, por exemplo, de 0,1 mm a 2 mm, de 0,2 mm a 1,5 mm, de 0,3 mm a 1 mm ou de 0,4 mm a 0,8 mm.

[0304] A zona de transição pode ter uma transição curvatura de base que é diferente que a transição curvatura de base da porção periférica e que é diferente da curvatura de base da porção óptica. A zona de transição pode ter uma ou mais curvaturas de base de transição.

[0305] A interface pode ter uma espessura substancialmente constante em torno da circunferência.

[0306] A interface pode ter uma espessura variável em torno da circunferência. A espessura pode variar em um padrão irregular ou em um padrão irregular em torno da circunferência da interface.

[0307] Por exemplo, a interface pode incluir uma pluralidade de sulcos dispostos na superfície posterior da lente de contato em torno da interface circunferência. Por exemplo, a pluralidade de sulcos pode incluir de 3 a 16 sulcos dispostos simétrica ou assimetricamente através da interface. Pelo menos parte da pluralidade de sulcos pode ser acoplada a uma fenestração, um reservatório de fluido lacrimal, ou tanto a uma fenestração e um reservatório de fluido lacrimal.

[0308] Na interface entre a porção periférica e a porção óptica, a interface pode ser chanfrada. Por exemplo, em vez de ter uma interface abrupto, a interface pode ser alisada, arredondada e/ou elevada acima da superfície da córnea. Em outras palavras, a interface entre a porção periférica e a porção óptica pode ser gradual. A interface transição pode ser configurada para intensificar o conforto do paciente.

[0309] Uma SAG pré-fabricada embutida na porção óptica pode servir como mecanismo para bombear fluido lacrimal para dentro e para fora do volume lacrimal óptico.

[0310] Em uma lente de contato dinâmica, a porção óptica central é projetada para ter uma altura sagital pré-fabricada com uma curvatura de base que é de poucos mícrons a poucas centenas de mícrons menor que aquela da curvatura de base posterior periférica (8,2 mm a 9,2 mm). Por exemplo, a porção óptica pode ter uma curvatura de base posterior óptica que é de 0,1 mm a 2,5 mm menor que aquela

da curvatura de base posterior da porção periférica, que é aproximadamente a curvatura da superfície anterior da córnea.

[0311] Quando a lente de contato dinâmica é colocada na córnea, a altura sagital pré-fabricada fornece uma resistência estrutural (rigidez) de modo que, se o fluido lacrimal for disponível em proximidade à porção óptica, então, o fluido lacrimal tenderá a fluir sob a porção óptica a criar um volume lenticular de fluido lacrimal entre a superfície posterior da porção óptica e a superfície anterior da córnea.

[0312] A capacidade de uma altura sagital pré-fabricada para fornecer uma força de bombeamento é, em parte, determinada pela resistência estrutural de uma porção óptica. Os parâmetros que influenciam a resistência incluem o diâmetro da porção óptica, que podem ser de 1 mm a 9 mm, a rigidez da lente, que é determinada pela espessura, que pode variar de 40 µm a 800 µm, o módulo de material, que pode variar de 0,1 MPa a 8 MPa e o raio de curvatura da porção óptica.

[0313] Uma lente de contato dinâmica com uma porção óptica que tem propriedades mecânicas que permitem que assuma um contínuo de configurações geométricas dependendo da pressão aplicada à porção óptica. A pressão pode ser aplicada à superfície anterior ou à superfície posterior da porção óptica. Em uma configuração de pressão mais baixa, a porção óptica assume uma configuração geométrica neutra de modo que um volume lacrimal lenticular forme entre a superfície posterior da porção óptica e a superfície anterior da córnea. Quando exposto a uma pressão negativa,

ou a uma pressão positiva na superfície anterior, a superfície posterior da porção óptica substancialmente se conforma à superfície anterior da córnea de modo que a espessura do filme lacrimal seja substancialmente constante entre a superfície posterior da porção óptica e a superfície anterior da córnea. Por exemplo, em configurações de conformação substancialmente, a espessura do filme lacrimal pode variar por menos que 10 µm ou menos que 3 µm. Uma lente de contato dinâmica também pode assumir qualquer configuração adequada entre uma configuração de conformação total e a configuração neutra dependendo da magnitude de pressão aplicada à porção óptica da lente de contato dinâmica. Para uma dada pressão, a extensão à qual a porção óptica se conforma à superfície anterior da córnea e o volume lacrimal pode depender de vários parâmetros incluindo, por exemplo, o diâmetro, a espessura, a rigidez e a profundidade sagital da porção óptica; a geometria da zona de transição entre a porção óptica e a porção periférica; e o módulo elástico do material de lente. Por exemplo, uma lente de contato dinâmica fornecida pela presente revelação pode assumir uma faixa total de configurações quando exposto a uma pressão posterior negativa, por exemplo, de 5 Pa a 1.500 Pa, como de 10 Pa a 1.000 Pa, de 10 Pa a 500 Pa, de 10 Pa a 300 Pa, de 10 Pa a 200 Pa, de 10 Pa a 100 Pa, de 10 Pa a 50 Pa, de 50 Pa a 150 Pa, de 50 Pa a 250 Pa, de 50 Pa a 500 Pa, de 100 Pa a 250 Pa, de 100 Pa a 500 Pa, de 100 Pa a 750 Pa ou de 100 Pa a 1.000 Pa. Quando a pressão negativa é aliviada, as propriedades mecânicas da lente são de modo que a lente retorne para a configuração neutra com um volume lenticular

máximo entre a superfície posterior da porção óptica e a superfície anterior da córnea.

[0314] Duas forças principais estão atuando contra a pressão de bombeamento gerada pela altura sagital e os outros parâmetros da porção óptica.

[0315] Primeiramente, há uma força de sucção de anulação. Quando há apenas uma camada muito fina de fluido lacrimal entre a porção óptica central de uma lente de contato dinâmica e a córnea, como um filme lacrimal de menos que 5 µm de espessura, há uma força de adesão entre a lente de contato e a córnea. Quanto menor o diâmetro e/ou quando mais fina a lente, maior a força de sucção.

[0316] Segundo, há forças capilares de anulação. Quando o fluido lacrimal é disponível e pode fluir para o volume lacrimal através de sulcos ou outros recursos, o fluido lacrimal fluirá para o volume lacrimal óptico. Quando os sulcos são, então, acredita-se que o transporte de fluido lacrimal seja dominado por forças capilares. Uma força capilar pode ser gerada por sulcos conectados externos à lente através de fenestrações. O número, a geometria e as dimensões dos sulcos podem determinar a resistência das forças capilares. Por exemplo, para sulcos menores e maiores, as dimensões das fenestrações, menores as forças capilares tendem a ser.

[0317] Os parâmetros associados às forças capilares dentro de fenestração são ilustrados nas FIGS. 3B-3C. A FIG. 3A mostra o menisco que está sendo criado dentro de uma fenestração. As FIGS. 3B e 3C mostram uma vista em corte transversal de fluido lacrimal dentro de uma fenestração e os parâmetros associados ao menisco. A

pressão através do menisco é relacionada ao raio e a tensão de superfície γ pela equação $\Delta p = 2\gamma/R$. As definições dos parâmetros são ilustradas na FIG. 3B e na FIG. 3C.

[0318] As forças capilares de anulação podem ser controladas acoplando fluidamente o volume lacrimal óptico a uma fonte de fluido lacrimal como o menisco lacrimal. Ter uma fenestração com um conduto que entra ou está em proximidade com a porção óptica, não apenas serve para acoplar a porção óptica a uma fonte de fluido lacrimal, porém, também pode ser configurado para funcionar como uma válvula capilar de modo que, quando a fenestração é acoplada fluidamente ao menisco lacrimal, as forças capilares são reduzidas e o fluido lacrimal pode fluir para o volume lacrimal acionado em parte pela força de bombeamento gerada pela altura sagital pré-fabricada. Então, quando a fenestração é aberta ao ar ou é enterrada abaixo da pálpebra e não acoplada ao menisco lacrimal, as funções de fenestração como uma válvula fechada que impede que o fluido lacrimal flua para a porção óptica.

[0319] As forças de adesão também podem ser reduzidas por tratamento de superfície. Por exemplo, uma superfície da lente de contato pode ser tratada com um revestimento hidrofóbico para reduzir a força adesiva. O revestimento ou tratamento hidrofóbico pode ser aplicado a uma porção da superfície posterior da lente. Um revestimento ou tratamento hidrofílico também pode ser aplicado a uma porção da superfície posterior da lente para aumentar a força de adesão entre a lente e a córnea e para reduzir a mobilidade da lente de contato no olho.

[0320] As FIGS. 4A-4B mostram modelos de dinâmica de

fluido de transporte de fluido lacrimal em uma lente de contato dinâmica que tem uma única fenestração, que é aberta ao ar ou é acoplada fluidamente a um menisco lacrimal. Na FIG. 4A, o pistão 401 representa a porção óptica que mostra uma força de sucção 403 puxando a porção óptica 401 para a córnea 402 e uma força de restauração 404 tendendo a puxar a porção óptica 401 na direção oposta à córnea 402. A força de restauração 404 é gerada pela estrutura da porção óptica como a altura sagital pré-fabricada. Um volume lacrimal óptico 405 é situado entre a porção óptica 404 e a córnea 402 e como mostrado na FIG. 4A é acoplada fluidamente por um sulco 406 e a uma fenestração 407. As forças capilares 408 geradas dentro da fenestração 407 puxam o fluido lacrimal em direção ao volume lacrimal óptico 405 e podem atuar de modo similar a uma válvula fechada. Na FIG. 4B, a fenestração 407 é acoplada fluidamente a uma fonte de fluido lacrimal 409 como um menisco lacrimal. O acoplamento fluido da fenestração 407 para a fonte de fluido lacrimal cancela a força capilar 408 e pode atuar de modo similar a uma válvula aberta de modo que a soma das forças cause a porção óptica 401 representada pelo pistão para superar a força de sucção 403 e para se afastar da córnea 402 e, assim, causar um aumento no volume lacrimal óptico 405.

[0321] As FIGS. 5A-5B mostram outro modelo de dinâmica de fluido de transporte de fluido lacrimal em uma lente de contato dinâmica que tem duas fenestrações 507. Como mostrado na FIG. 5A, a posição da porção óptica 501 representada pelo pistão é determinada por uma força de sucção 503, uma força estrutural 504, e pelas forças

capilares 508 dentro das duas fenestrações 507. Quando uma ou ambas as fenestrações 507 são acopladas fluidamente a uma fonte de fluido lacrimal 509 como mostrado na FIG. 5B, a posição da porção óptica 501 se move na direção oposta à córnea 502 causando o volume lacrimal óptico 505 para aumentar. As fenestrações 507 são acopladas fluidamente para o volume lacrimal óptico 505 por sulcos 506.

[0322] O comportamento de válvulas é principalmente ditado pela pressão de abertura de válvula que é a pressão máxima que a válvula pode reter antes que se abra. A pressão de abertura de válvula é uma função da geometria e os materiais envolvidos como o material de válvula e o fluido. Por exemplo, quanto maior a abertura de válvula, menor será a pressão de abertura de válvula. O comprimento da abertura de válvula e como a geometria de válvula é alterada durante a abertura também pode influenciar o comportamento de válvula. Por exemplo, a válvula pode ter uma geometria escalonada que cria pressões de abertura de válvula diferentes. Esta geometria pode ser usada para permitir o fluxo de fluido incremental enquanto aumenta a pressão de abertura através da válvula. A geometria em corte transversal de uma válvula também pode influenciar a pressão de abertura. A interação entre o material de lente e o fluido lacrimal pode ser associado à influência em tensão de superfície, ângulo de contato e a energia de adesão. Por exemplo, quanto maior a tensão de superfície ou menor o ângulo de contato, superior será a força capilar e, como resultado, a pressão capilar através da válvula. Para calcular a pressão de fluido uma Lei de Jurin de condições capilares que define a altura h de uma coluna líquida:

$$h = (2\gamma\cos\theta)/(\rho g r)$$

em que γ é a tensão de superfície de líquido-ar (força/unidade de comprimento), θ é o ângulo de contato, ρ é a densidade de fluido (massa/volume), g é a aceleração local devido à gravidade (comprimento/quadrado do tempo[28]) e r é o raio do tubo. Portanto, quanto mais fino o espaço em que o fluido pode se deslocar, maior a força capilar. A relação pode ser alterada usando revestimentos para alterar as propriedades de umectabilidade ou hidrofílicas das superfícies.

[0323] A interface entre a porção óptica e a porção periférica pode ser configurada para facilitar a capacidade da lente de contato para transição entre configurações quase estáveis e/ou para manter configurações quase estáveis. Esta interface pode ser chamada de zona de transição.

[0324] Pelo menos uma porção da zona de transição pode ter uma espessura que é menor que a espessura da porção periférica e a espessura da porção óptica nas interfaces respectivas com a zona de transição.

[0325] A zona de transição pode ter uma circunferência que não uniforme ao longo de toda a circunferência. Por exemplo, certas regiões da zona de transição podem ser mais finas e/ou têm uma curvatura de base diferente de outras regiões da zona de transição. Certas regiões da zona de transição podem ter uma espessura diferente e/ou uma curvatura de base diferente daquela da porção periférica e/ou porção óptica. Por exemplo, a espessura de certas regiões da zona de transição pode ser mais fina do que a região adjacente da porção periférica e/ou da porção óptica

de 10 µm a 300 µm, de 20 µm a 200 µm ou de 50 µm a 150 µm, dependendo da espessura da região adjacente da porção periférica e/ou a porção óptica. Por exemplo, a zona de transição pode ter uma curvatura de base que difere da curvatura de base da porção periférica e/ou da porção óptica de 100 µm a 5 mm, de 200 µm a 4 mm, de 300 µm a 3 mm ou de 500 µm a 2 mm.

[0326] A zona de transição pode ter uma curvatura de base que é diferente que a curvatura de base da porção periférica e que é diferente da curvatura de base da porção óptica; e pelo menos uma porção da zona de transição pode ter uma espessura que é menor que a espessura da porção periférica e a espessura da porção óptica nas interfaces respectivas com a zona de transição.

[0327] A zona de transição pode ter uma transição curvatura de base que é menor que a curvatura de base periférica e maior que a curvatura de base óptica. A zona de transição pode ter uma transição curvatura de base que é menor que a curvatura de base periférica e que é menor que a curvatura de base óptica.

[0328] A zona de transição pode ter uma curvatura de base que é diferente que tanto a curvatura de base periférica quanto a curvatura de base óptica.

[0329] A zona de transição pode ter uma espessura que é substancialmente igual ao longo da circunferência da zona de transição.

[0330] A zona de transição pode ter uma espessura que varia ao longo da circunferência da zona de transição.

[0331] A zona de transição pode ter uma espessura que varia em um padrão regular ao longo da circunferência da

zona de transição.

[0332] A zona de transição pode ter uma espessura que varia em um padrão irregular ao longo da circunferência da zona de transição.

[0333] A zona de transição pode ter uma largura de pelo menos cerca de 10 µm, 20 µm, 30 µm, 40 µm, 50 µm, 60 µm, 70 µm, 80 µm, 90 µm, 100 µm, 150 µm, 200 µm, 250 µm, 300 µm, 350 µm, 400 µm, 450 µm, 500 µm, 550 µm, 600 µm, 650 µm, 700 µm, 750 µm, 800 µm, 850 µm, 900 µm, 950 µm, 1.000 µm ou mais. A zona de transição pode ter uma largura de, no máximo, cerca de 1.000 µm, 950 µm, 900 µm, 850 µm, 800 µm, 750 µm, 700 µm, 650 µm, 600 µm, 550 µm, 500 µm, 450 µm, 400 µm, 350 µm, 300 µm, 250 µm, 200 µm, 150 µm, 100 µm, 90 µm, 80 µm, 70 µm, 60 µm, 50 µm, 40 µm, 30 µm, 20 µm, 10 µm ou menos. A zona de transição pode ter uma largura que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. A zona de transição pode ter uma largura, por exemplo, de 10 µm a 2 mm, de 50 µm a 1,5 mm, de 100 µm a 1 mm ou de 250 µm a 750 µm.

[0334] A zona de transição pode ter, por exemplo, uma pluralidade de sulcos disposta na superfície posterior da lente de contato. Por exemplo, a zona de transição pode compreender de 3 a 16 sulcos, como de 6 a 12 sulcos disposta simétrica ou assimetricamente a respeito da circunferência da zona de transição.

[0335] Pelo menos alguns dos sulcos podem ser configurados para transportar fluido lacrimal para dentro e para fora do volume lacrimal. Pelo menos parte da pluralidade de sulcos pode ser acoplada a uma fenestração, a um reservatório de fluido lacrimal, ou tanto a uma

fenestração e um reservatório de fluido lacrimal.

[0336] O raio de curvatura da zona de transição e a espessura da zona de transição pode ser configurada para facilitar a transição entre configurações quase estáveis da lente de contato dinâmica e/ou para manter configurações quase estáveis da lente de contato.

[0337] A zona de transição pode ter um raio de curvatura que é igual à curvatura de base periférica, ou igual à curvatura de base óptica e pode ter uma espessura que é maior que a espessura da espessura da porção periférica e a porção óptica na interface com a zona de transição, ou pode ter uma espessura que é menor que a espessura da espessura da porção periférica e a porção óptica na interface com a zona de transição.

[0338] As FIGS. 6A e 6B mostram uma vista de uma superfície anterior e uma vista em corte transversal, respectivamente, de um exemplo de uma lente de contato dinâmica fornecida pela presente revelação que tem uma zona de transição abrupta com descontinuidades. A lente de contato dinâmica inclui a primeira porção periférica 601, a segunda porção periférica 602, a porção óptica 603 e a zona de transição abrupta 604. Como mostrado na vista em corte transversal da FIG. 6B, a zona de transição abrupta é caracterizada por diferença distinta na curva de base da segunda porção periférica 602 e a curva de base da porção óptica 603 e a interface 604 entre as duas regiões. Os canais ou sulcos 605 são mostrados para se estender da porção periférica através da zona de transição abrupta 604 para a porção óptica 603 e representam descontinuidades em torno da circunferência da zona de transição abrupta 604.

[0339] Os exemplos adicionais da zona de transição descontinuidades são mostradas nas FIGS. 7A-7D.

[0340] As FIGS. 7A-7D mostram um exemplo de uma lente de contato dinâmica que tem uma primeira porção periférica 701, uma segunda porção periférica 702, uma porção óptica 703 e a zona de transição 704 na interface entre a segunda porção periférica 702 e a porção óptica 703. Como mostrado na FIG. 7D, a zona de transição 704 pode ter um perfil de corte transversal descontínuo de modo que a espessura varie de uma maneira regular em torno da circunferência da zona da transição. A espessura diferencial pode ser associada a sulcos na superfície posterior da lente de contato dinâmica que o cruzamento da zona de transição. Em outras modalidades, as descontinuidades podem ser irregulares. A FIG. 7B mostra uma vista da porção óptica 703 e a circunferência da zona de transição 704. A FIG. 7C mostra uma vista superior da zona de transição abrupta 704.

[0341] As FIGS. 8A-8C mostram vistas similares de uma lente de contato dinâmica que tem uma zona de transição abrupta, porém, com descontinuidades na superfície posterior da lente de contato dinâmica e se estendendo através da zona de transição abrupta. A lente de contato dinâmica mostrada nas FIGS. 8A-8C inclui a primeira porção periférica 801, a segunda porção periférica 802, a porção óptica 803 e a zona de transição abrupta 804. A zona de transição abrupta 804 inclui irregularidades 805 como sulcos posteriores que se estendem através da zona de transição 804 de modo que a zona de transição tenha uma espessura diferente em torno da circunferência.

[0342] A lente de contato dinâmica mostrada nas FIGS.

9A-9I inclui a primeira porção periférica 901, a segunda porção periférica 902, a porção óptica 903 e a zona de transição abrupta 904. A zona de transição abrupta 904 inclui irregularidades 905 como sulcos que se estendem através da zona de transição, de modo que a zona de transição 904 tenha uma espessura diferente em torno da circunferência. Uma extremidade de cada sulco 905 é conectada a uma fenestração 906 e se estende para a região óptica 903.

[0343] Como um exemplo, a FIG. 10 mostra uma superfície posterior de uma lente de contato dinâmica fornecida pela presente revelação incluindo uma porção óptica 1006, uma primeira porção periférica 1003, uma segunda porção periférica 1001 e uma zona de transição 1002. A lente de contato dinâmica inclui sulcos radiais 1004 que se estendem da segunda porção periférica 1001 para a zona de transição 1002, e uma fenestração 1005 acoplada a cada um dos sulcos 1004. Como mostrado na FIG. 10, o sulco 1004 termina na zona de transição 1002.

[0344] A FIG. 11 mostra uma superfície anterior de outra lente de contato dinâmica fornecida pela presente revelação incluindo a porção óptica 1101, a zona de transição 1102 e a porção periférica 1103. A lente de contato dinâmica também inclui 8 fenestrações através da porção periférica da lente de contato dinâmica. Como mostrado na FIG. 11, o sulco 1104 termina na zona de transição 1102.

[0345] A FIG. 12 mostra a superfície posterior da mesma lente de contato como mostrado na FIG. 11 incluindo a porção óptica 1201, a porção periférica 1203, os sulcos radiais posteriores 1204 e as fenestrações 405 conectadas a

cada um dos sulcos posteriores 1204.

[0346] A FIG 13A mostra uma vista em corte transversal de um exemplo de uma lente de contato dinâmica fornecida pela presente revelação incluindo a porção óptica 1301, a porção periférica 1303, os sulcos radiais posteriores 1304 e as fenestrações 1305. Uma vista da superfície posterior da mesma lente de contato dinâmica é mostrada na FIG. 13B e incluindo a porção óptica 1301, a porção periférica 1303, os sulcos radiais posteriores 1304 e as fenestrações 1305. Como mostrado nas FIGS. 13A e 13B, os sulcos radiais posteriores se estendem para a superfície posterior da porção óptica 1301 ou, como mostrado na FIG. 12, podem terminar na interface da porção periférica com a porção óptica.

[0347] A FIG. 13C mostra a lente de contato dinâmica das FIGS. 13A e 13B no olho de um paciente e inclui a porção óptica 1301, a porção periférica 1303, a zona de transição 1302, quatro sulcos radiais posteriores 1304 e uma fenestração 1305 conectada a cada um dos sulcos posteriores 1304.

[0348] A FIG. 14 mostra uma imagem de biomicroscópio de lâmpada de fenda de uma lente de contato dinâmica que tem oito (8) fenestrações em um olho de um paciente. As fenestrações 1401 são visíveis como oito (8) pontos brancos.

[0349] De uma perspectiva funcional, a lente de contato dinâmica pode ser configurada de modo que, com o olhar para frente, a porção óptica esteja mais perto da córnea e, no olhar para baixo, a porção óptica se abaula na direção oposta à córnea. Durante o olhar para frente, as

fenestrações não são acopladas fluidamente a uma fonte de fluido lacrimal. Durante o olhar para baixo, as fenestrações se tornam acopladas fluidamente ao menisco lacrimal permitindo o fluido lacrimal para fluir para o volume lacrimal óptico fazendo com que a porção óptica se abaule para fora e na direção oposta da córnea para aumentar a potência óptica da superfície óptica anterior.

[0350] Na forma mais simples, uma lente de contato dinâmica pode ter uma porção óptica com uma altura sagital pré-fabricada central e fenestrações que estão localizadas na porção periférica. Durante o olhar primário, as fenestrações não entram em contato com o menisco lacrimal e, portanto, nenhum fluido está disponível para preencher o volume lacrimal óptico. Durante o olhar para baixo, uma ou mais fenestrações podem entrar em contato com o menisco lacrimal, que possibilita que o fluido lacrimal flua para o volume lacrimal óptico entre a superfície posterior da porção óptica e a superfície anterior da córnea.

[0351] Um mecanismo para induzir uma alteração na conformação pode compreender manipular reservatórios de fluido lacrimal e/ou cavidades de fluido lacrimal.

[0352] Os reservatórios podem ser formados na superfície posterior de uma lente de contato dinâmica. Os reservatórios podem ser dispostos na porção periférica da lente e fora da região óptica, de modo que não interfira com a visão. Os reservatórios podem ser comprimíveis ou não comprimíveis.

[0353] Quando aplicados a um olho, os reservatórios podem ser preenchidos com o fluido lacrimal para formar os reservatórios de fluido lacrimal. Os reservatórios de

fluido lacrimal podem ser comprimíveis ou não comprimíveis. Uma lente de contato dinâmica pode compreender reservatórios de fluido lacrimal comprimíveis, reservatórios de fluido lacrimal não comprimíveis, ou uma combinação dos mesmos.

[0354] Um reservatório de fluido lacrimal pode ser comprimível pela aplicação de pressão de pálpebra. A pressão de pálpebra pode ser aplicada, por exemplo, alterando o ângulo de olhar do olho, por piscação normal, piscando intencionalmente, fechando parcialmente os olhos, ou por uma combinação de qualquer um dos supracitados.

[0355] Um reservatório de fluido lacrimal pode ser comprimido por uma força de pelo menos cerca de 0,1 gm-força, 0,2 gm-força, 0,3 gm-força, 0,4 gm-força, 0,5 gm-força, 0,6 gm-força, 0,7 gm-força, 0,8 gm-força, 0,9 gm-força, 1 gm-força, 2 gm-força, 3 gm-força, 4 gm-força, 5 gm-força, 6 gm-força, 7 gm-força, 8 gm-força, 9 gm-força, 10 gm-força ou mais. Um reservatório de fluido lacrimal pode ser comprimido por uma força de, no máximo, cerca de 10 gm-força, 9 gm-força, 8 gm-força, 7 gm-força, 6 gm-força, 5 gm-força, 4 gm-força, 3 gm-força, 2 gm-força, 1 gm-força, 0,9 gm-força, 0,8 gm-força, 0,7 gm-força, 0,6 gm-força, 0,5 gm-força, 0,4 gm-força, 0,3 gm-força, 0,2 gm-força, 0,1 gm-força ou menos. Um reservatório de fluido lacrimal pode ser comprimido por uma força que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. Um reservatório de fluido lacrimal pode ser comprimido por uma força dentro de uma faixa, por exemplo, de 0,1 gm-força a 10 gm-força, de 0,2 gm-força a 8 gm-força, de 0,5 gm-força a 6 gm-força, de 1 gm-força a 5 gm-

força ou de 2 gm-força a 4 gm-força.

[0356] Para ser eficaz na indução de uma alteração na conformação da porção óptica, pode ser necessário apenas que o reservatório de fluido lacrimal possa ser parcialmente comprimível. Por exemplo, para induzir uma alteração na conformação, uma quantidade de fluido lacrimal pode ser forçada no vão de filme lacrimal entre a superfície posterior da porção óptica e a córnea. Uma quantidade de fluido lacrimal pode ser suficiente para ampliar o vão ou, de outro modo, enfraquecer a força capilar e liberar a adesão capilar. Subsequentemente, à medida que a porção óptica transita para uma configuração de não conformação, o fluido lacrimal preenche a expansão do volume lenticular e pelo menos parte do fluido lacrimal pode ser extraída dos reservatórios de fluido lacrimal. Alternativa ou adicionalmente, o fluido lacrimal pode ser forçado de modo intermitente, contínuo ou semicontínuo para o vão entre a superfície posterior óptica e a córnea aplicando a pressão de pálpebra ao reservatório de fluido lacrimal e/ou pelo movimento do olho para fornecer uma ou mais configurações de não conformação distintas ou uma ou mais configurações de não conformação contínuas.

[0357] Os reservatórios de fluido lacrimal também podem ser envolvidos em um mecanismo para transitar de uma configuração de não conformação para uma configuração de conformação. Quando liberado de um estado totalmente comprimido ou parcialmente comprimido, um reservatório de fluido lacrimal pode ser configurado para expandir. O volume lenticular em expansão do reservatório de fluido lacrimal pode extrair fluido lacrimal do filme lacrimal e

do volume lacrimal. O resultado de preencher os reservatórios de fluido lacrimal pode ser puxar a superfície posterior da porção óptica contra a córnea para estabelecer ou restaurar um estado quase estável da configuração de conformação.

[0358] O um ou mais reservatórios de fluido lacrimal podem ser configurados para se comprimir quando a pressão é aplicada por uma pálpebra, apenas durante uma alteração de olhar. Durante uma alteração de olhar, a pressão aplicada a uma pálpebra à superfície anterior da córnea e/ou a um reservatório de fluido lacrimal comprimível pode ser fornecida pela superfície anterior entrando em contato dinâmico com uma pálpebra. Mais força pode ser aplicada a um reservatório de fluido lacrimal comprimível por piscação normal, por piscação intencional e/ou por fechamento parcial dos olhos, em que o fechamento parcial dos olhos pode ser mantido por um certo período de tempo e com uma certa força com os olhos fechados.

[0359] Portanto, o pelo menos um primeiro mecanismo, o pelo menos um segundo mecanismo ou tanto o pelo menos um primeiro mecanismo quanto o pelo menos um segundo mecanismo podem compreender manipular fluido dentro de um ou mais reservatórios de fluido lacrimal. Os reservatórios de fluido lacrimal podem ser acoplados fluidamente ao filme lacrimal ou ao volume lacrimal entre a porção posterior e a córnea por um filme lacrimal entre a superfície posterior da porção periférica e a córnea.

[0360] Um reservatório pode ser configurado de modo que, durante a compressão, o fluido lacrimal seja preferencialmente impulsionado sob a porção óptica e quando

liberado, o fluido lacrimal é preferencialmente extraído de baixo da porção óptica da lente de contato dinâmica. Isso pode ser alcançado, por exemplo, com a seleção apropriada do formato da cavidade/reservatório de fluido lacrimal. Por exemplo, um formato adequado pode compreender um perfil de corte transversal que se estreita em direção à porção óptica como uma cavidade/reservatório de fluido lacrimal em forma de cunha.

[0361] A lente de contato dinâmica pode compreender um ou mais reservatórios de fluido lacrimal.

[0362] Um único reservatório de fluido lacrimal pode compreender uma cavidade concêntrica disposta a uma distância radial do eixo geométrico central da lente de contato dinâmica. Um único reservatório de fluido lacrimal pode compreender uma cavidade disposta em apenas uma parte da porção periférica. Por exemplo, um único reservatório de fluido lacrimal pode compreender uma cavidade no formato de um arco em uma metade de uma porção periférica de uma lente de contato dinâmica. Por exemplo, a cavidade em formato de arco pode ser disposta a uma distância radial do eixo geométrico central da lente de contato dinâmica e configurada para ser utilizada de modo que o reservatório de fluido lacrimal em formato de arco esteja na porção inferior da lente de contato dinâmica quando utilizada por um usuário. Um único reservatório de fluido lacrimal pode ser configurado de modo que o reservatório possa interagir com uma pálpebra. Mais de um reservatório circular podem ser fornecidos de modo que cada reservatório possa ter, por exemplo, um diâmetro interno diferente. Um reservatório circular também pode ter compartimentos, de modo que,

quando a pressão for aplicada ao reservatório, o fluido lacrimal preferencialmente se mova para a porção óptica, e não dentro do reservatório circular.

[0363] Uma lente de contato dinâmica pode compreender dois ou mais reservatórios de fluido lacrimal, como uma pluralidade de reservatórios de fluido lacrimal. Os reservatórios de fluido lacrimal podem ser conformados e dispostos na porção periférica, como adequado para interagir com uma ou ambas as pálpebras e para induzir transições entre configurações de conformação e de não conformação. Os reservatórios de fluido lacrimal podem ser dispostos simétrica ou assimetricamente ao redor da porção óptica. Os reservatórios de fluido lacrimal podem ser dispostos fora da zona óptica, de modo a não interferir com a visão.

[0364] O pelo menos um primeiro mecanismo, o pelo menos um segundo mecanismo ou tanto o pelo menos um primeiro mecanismo quanto o pelo menos um segundo mecanismo podem compreender troca de fluido lacrimal comprimindo a porção óptica e/ou comprimindo a porção periférica da lente de contato dinâmica, quando a pressão é aplicada à lente de contato dinâmica por uma pálpebra ou quando um dos recursos de lente interage com o menisco lacrimal, durante uma alteração de olhar. Trocar fluido lacrimal pode compreender trocar fluido lacrimal entre e/ou dentre o filme lacrimal entre a superfície posterior da porção óptica e a córnea, o filme lacrimal entre a superfície posterior periférica e a córnea, o volume lacrimal, um ou mais reservatórios de fluido lacrimal, fluido lacrimal na periferia da lente, fluido lacrimal na superfície anterior da lente, fluido

lacrimal a partir do menisco lacrimal inferior e/ou superior, ou uma combinação de qualquer um dos supracitados.

[0365] O pelo menos um primeiro recurso, o pelo menos um segundo recurso, ou tanto o pelo menos um primeiro recurso quanto o pelo menos um segundo recurso podem compreender protuberâncias em uma superfície anterior da lente de contato dinâmica configurados para interagir com uma pálpebra ou quando um dos recursos de lente interage com o menisco lacrimal.

[0366] A porção óptica e o um ou mais reservatórios de fluido lacrimal podem ser contíguos. Neste projeto, o movimento de pálpebra na porção periférica de um volume lacrimal pode fazer com que a porção óptica se mova para a córnea, de modo que a porção óptica se abaule para a parte anterior. A porção óptica pode assumir uma configuração de conformação ou uma configuração de não conformação ao se abaular para a parte anterior. A porção óptica pode assumir pelo menos duas configurações de não conformação diferentes ao se abaular para a parte anterior.

[0367] Recursos similares aos descritos para utilização com reservatórios de fluido lacrimal podem ser usados sem reservatórios de fluido lacrimal. Uma lente de contato dinâmica pode não ter reservatórios e reservatórios de fluido lacrimal e ação similar pelas pálpebras e/ou ângulo de olhar do olho e/ou quando um dos recursos de lente interage com o menisco lacrimal, pode causar transições entre conformações e o volume lacrimal pode trocar fluido lacrimal, por exemplo, com o filme lacrimal.

[0368] As protuberâncias podem ser dispostas na

superfície anterior da porção periférica da lente de contato dinâmica fora da região óptica, de modo a não interferir com a visão.

[0369] As protuberâncias podem ser configuradas para fornecer uma força de atrito quando contatadas dinamicamente com a pálpebra. A força de atrito pode fazer com que a lente de contato dinâmica se mova no olho ou, por exemplo, pode conferir uma força compressora à porção óptica, suficiente para reduzir as forças capilares adesivas no estado de conformação para liberar e, assim, induzir uma transição de uma configuração de conformação para uma configuração de não conformação. As protuberâncias podem ser dispostas simétrica ou assimetricamente em torno da porção óptica. Uma protuberância pode compreender uma ou mais cristas concêntricas localizadas a várias distâncias radiais do centro da lente de contato dinâmica. As protuberâncias podem ser recursos distintos localizados simetricamente em torno da porção óptica, por exemplo, a ângulos de 120°, 90°, 60°, 45° ou 30°. As protuberâncias podem ser dispostas fora da região óptica da lente de contato dinâmica, de modo a não interferir com a visão.

[0370] As protuberâncias são áreas espessadas na superfície anterior de uma lente e são projetadas para criar forças mecânicas quando há contato dinâmico entre as protuberâncias e as pálpebras. Uma lente de contato dinâmica pode incluir uma ou mais protuberâncias. A uma ou mais protuberâncias podem ser dispostas a uma distância da porção óptica de pelo menos cerca de 0,1 mm, 0,2 mm, 0,3 mm, 0,4 mm, 0,5 mm, 0,6 mm, 0,7 mm, 0,8 mm, 0,9 mm, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm, 2,5 mm, 3 mm, 3,5 mm, 4 mm, 4,5 mm, 5 mm, 5,5

mm, 6 mm, 6,5 mm, 7 mm, 7,5 mm, 8 mm, 8,5 mm, 9 mm, 9,5 mm, 10 mm ou mais. A uma ou mais protuberâncias podem ser dispostas a uma distância da porção óptica de, no máximo, cerca de 10 mm, 9,5 mm, 9 mm, 8,5 mm, 8 mm, 7,5 mm, 7 mm, 6,5 mm, 6 mm, 5,5 mm, 5 mm, 4,5 mm, 4 mm, 3,5 mm, 3 mm, 2,5 mm, 2 mm, 1,5 mm, 1 mm, 0,9 mm, 0,8 mm, 0,7 mm, 0,6 mm, 0,5 mm, 0,4 mm, 0,3 mm, 0,2 mm, 0,1 mm ou menos. A uma ou mais protuberâncias podem ser dispostas a uma distância da porção óptica que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. A uma ou mais protuberâncias podem ser dispostas a uma certa distância da porção óptica como, por exemplo, dentro de uma faixa de 0,5 mm a 5,5 mm, de 1 mm a 5 mm, de 1,5 mm a 4,5 mm ou de 2 mm a 4 mm da porção óptica. Uma protuberância pode ter dimensões de pelo menos cerca de 0,1 mm, 0,2 mm, 0,3 mm, 0,4 mm, 0,5 mm, 0,6 mm, 0,7 mm, 0,8 mm, 0,9 mm, 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm ou mais. Uma protuberância pode ter dimensões de, no máximo, cerca de 5 mm, 4 mm, 3 mm, 2 mm, 1 mm, 0,9 mm, 0,8 mm, 0,7 mm, 0,6 mm, 0,5 mm, 0,4 mm, 0,3 mm, 0,2 mm, 0,1 mm ou menos. Uma protuberância pode ter dimensões que estão dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. Uma protuberância pode ter dimensões, por exemplo, dentro de uma faixa de 0,5 mm a 3 mm, de 1 mm a 3 mm ou de 1 mm a 2 mm. A uma ou mais protuberâncias podem ter independentemente uma altura da superfície anterior da lente de contato dinâmica, por exemplo, de 10 µm a 500 µm, de 50 µm a 450 µm, de 100 µm a 400 µm ou de 150 µm a 350 µm. A uma ou mais protuberâncias podem ter independentemente qualquer perfil de corte transversal adequado como formato oval, formato de rim,

formato de domo ou formato oblongo, e os lados podem ter inclinações diferentes.

[0371] Em modalidades em que uma protuberância se sobrepõe a um reservatório, a protuberância pode ser projetada para ser comprimível. Por comprimível, neste contexto, entende-se que, em uma configuração em que o reservatório está em um estado comprimido, a protuberância também se move para a córnea, de modo que a altura da protuberância acima da superfície anterior da lente dinâmica seja menor que aquela no estado comprimido. Por exemplo, a protuberância pode se conformar substancialmente à curvatura da superfície anterior para fornecer um perfil substancialmente liso.

[0372] Em modalidades em que uma protuberância se sobrepõe a um reservatório, a espessura de corte transversal na sobreposição pode ser menor que a espessura de uma porção periférica adjacente, igual à espessura de uma porção periférica adjacente ou maior que a espessura de uma porção periférica adjacente.

[0373] A uma ou mais protuberâncias podem incluir recursos de superfície que aumentam o atrito como sulcos, reentrâncias e cristas. Um sulco, uma reentrância ou crista pode ter dimensões menores que as dimensões de uma protuberância. Por exemplo, uma altura ou profundidade de um sulco, reentrância ou crista pode ser menor que 100 µm, menor que 75 µm, menor que 50 µm ou menor que 25 µm. As dimensões de um ou mais recursos para aumentar o atrito entre uma pálpebra e a lente dinâmica podem ser selecionadas para facilitar o conforto do usuário.

[0374] A localização e a altura da uma ou mais

protuberâncias podem ser selecionadas de modo que o movimento das pálpebras contra as protuberâncias possa induzir uma alteração na conformação da porção óptica da lente de contato dinâmica. O mecanismo pelo qual as protuberâncias podem induzir uma alteração na conformação pode ser através de alterações em forças capilares e/ou alterações nas forças internas da lente de contato dinâmica. As protuberâncias podem ser situadas de modo que, durante o olhar para baixo, a força da pálpebra contra a uma ou mais protuberâncias faça com que a porção óptica mude de conformação.

[0375] A uma ou mais protuberâncias podem se sobrepor a um reservatório, como um reservatório de fluido lacrimal. A uma ou mais protuberâncias podem não se sobrepor ou pode se sobrepor parcialmente a um reservatório, como um reservatório de fluido lacrimal.

[0376] Também deve ser observado que tais reservatórios podem ser comprimíveis ou deformáveis mesmo se não houver protuberância sobreposta após, por exemplo, a pressão de pálpebra. Tal compressividade pode ser alcançada afinando a espessura de lente sobre o reservatório ou aumentando a dimensão do reservatório, alterando sua geometria, alterando a geometria geral da lente ou alterando a rigidez na área de reservatório, como através do uso de um material que tem um módulo inferior e/ou diminuindo a espessura da porção periférica nas proximidades do reservatório.

[0377] Dinâmicas de fluido e mecânicas similares se aplicam às cavidades dispostas na superfície anterior periférica e que podem ser acopladas fluidamente ao volume lacrimal óptico por fenestrações e sulcos.

[0378] O volume lacrimal pode ser acoplado fluidamente a pelo menos uma fenestração para facilitar o movimento do fluido lacrimal de e para o espaço entre a lente e o olho. O número de fenestração pode ser, por exemplo, de 1 a 50, como de 1 a 20, ou de 3 a 10, e pode ter um diâmetro interno, por exemplo, de 50 µm a 600 µm, como de 100 µm a 300 µm.

[0379] As lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação podem compreender uma porção óptica, que se refere à região da lente de contato dinâmica usada para a visão e que pode assumir pelo menos duas configurações quase estáveis.

[0380] Quando utilizada no olho, a porção óptica se sobrepõe a pelo menos uma porção da região óptica da córnea. As dimensões da porção óptica podem ser menores que as dimensões da região óptica, substancialmente iguais à região óptica, ou podem ser menores que as dimensões da região óptica da córnea.

[0381] As lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação podem compreender uma porção periférica acoplada à porção óptica, em que a porção periférica é configurada para reter a lente de contato dinâmica na córnea. A porção óptica e a porção periférica podem ser acopladas a uma zona de transição. A zona de transição pode ser configurada como dimensionada para facilitar transições entre as configurações de conformação e/ou de não conformação, controlar transições entre as configurações de conformação e/ou de não conformação, estabilizar as configurações de conformação e/ou de não conformação, desestabilizar as configurações de conformação e/ou de não

conformação, ou uma combinação de qualquer um dos supracitados.

[0382] Por exemplo, a espessura de corte transversal na zona de transição entre as porções periférica e óptica pode ser mais fina ou mais espessa do que a espessura da porção periférica e/ou óptica adjacente da lente de contato dinâmica. Por exemplo, em um perfil de corte transversal de uma lente de contato dinâmica, a espessura pode aumentar gradativamente da borda periférica da lente na região periférica para a zona de transição com a porção óptica. A espessura da porção óptica pode ser substancialmente uniforme e pode ser igual à espessura da zona de transição, mais fina do que a espessura da zona de transição ou mais espessa do que a espessura da zona de transição. A espessura da porção óptica pode aumentar da espessura da zona de transição para o centro da porção óptica. A espessura da porção óptica pode diminuir da espessura da zona de transição para o centro da porção óptica.

[0383] A zona de transição pode ser configurada para facilitar a manutenção das configurações quase estáveis, para facilitar a transição entre as configurações quase estáveis e/ou para controlar e/ou facilitar o transporte de fluido lacrimal entre ou dentre regiões diferentes circundando a lente de contato dinâmica.

[0384] Uma lente de contato dinâmica pode compreender uma porção óptica compreendendo um primeiro material caracterizado por um primeiro módulo; e uma porção periférica compreendendo um segundo material caracterizado por um segundo módulo.

[0385] O primeiro material e o segundo material podem

compreender o mesmo material, ou o primeiro material e o segundo material podem compreender materiais diferentes.

[0386] O primeiro módulo pode ser maior que o segundo módulo, o primeiro módulo pode ser menor que o segundo módulo ou o primeiro módulo pode ser igual ao segundo módulo.

[0387] A porção óptica e a porção periférica podem compreender um material único caracterizado por um módulo único. Como pode ser observado, dependendo da espessura da lente dinâmica a uma distância radial do centro, a lente dinâmica pode ser caracterizada por uma rigidez que varia com a distância radial do centro.

[0388] O primeiro módulo pode compreender qualquer módulo descrito no presente documento. O segundo módulo pode compreender qualquer módulo descrito no presente documento. O primeiro módulo pode estar dentro de uma faixa, por exemplo, de 0,05 MPa a 100 MPa; e o segundo módulo pode estar dentro de uma faixa de 0,05 MPa a 100 MPa.

[0389] O primeiro módulo pode estar dentro de uma faixa, por exemplo, de 0,1 MPa a 2 MPa; e o segundo módulo pode estar dentro de uma faixa de 0,1 MPa a 2 MPa.

[0390] Por exemplo, o primeiro módulo e o segundo módulo podem estar independentemente dentro de uma faixa, por exemplo, de 0,05 MPa a 10 MPa, de 0,1 MPa a 8 MPa, de 0,15 MPa a 6 MPa, de 0,2 MPa a 4 MPa, de 0,25 MPa a 3 MPa, de 0,3 MPa a 2 MPa, de 0,3 MPa a 1,5 MPa, de 0,3 MPa a 1,0 MPa.

[0391] A porção periférica de uma lente de contato dinâmica pode compreender um material único caracterizado

por um módulo único. A porção periférica pode compreender materiais diferentes que têm um módulo diferente. Os materiais podem ser diferentes no sentido de que os materiais têm a mesma química fundamental, como sendo hidrogéis de silicone, porém, tem uma densidade de reticulação diferente e são, portanto, considerados materiais diferentes.

[0392] As regiões da porção periférica sobreposta a recursos dinâmicos como sulcos dinâmicos, fenestrações dinâmicas ou reservatórios lacrimais dinâmicos podem compreender um material que tem um módulo inferior às regiões adjacentes da porção periférica de uma lente de contato. O uso do material de módulo inferior pode reduzir a rigidez da região da porção periférica. O material de módulo baixo com ou sem uma espessura de corte transversal inferior pode facilitar a capacidade de o recurso se deformar em resposta ao fluxo de fluido para dentro, para fora ou através do recurso. O uso de um material de módulo inferior e, portanto, uma estrutura menos rígida pode facilitar a capacidade de o recurso se deformar em resposta à interação com uma pálpebra. A porção óptica pode ser caracterizada por uma rigidez que é menor que uma rigidez da porção periférica.

[0393] Cada um dentre o primeiro material, o segundo material ou o material único pode compreender independentemente um silicone, um hidrogel, um hidrogel de silicone ou uma combinação de qualquer um dos supracitados. Qualquer material adequado usado para fabricar lentes de contato macias pode ser usado. Embora a porção óptica possa ser fabricada a partir de um material diferente, então, a

porção óptica não dinâmica, um material básico único pode ser usado para fabricar a lente de contato dinâmica, entretanto, certas regiões podem ser tratadas ou modificadas para conferir propriedades mecânicas desejadas. Por exemplo, a porção periférica e a porção óptica podem compreender os mesmos materiais básicos, entretanto, certas regiões podem ter um projeto de densidade de reticulação superior ou de densidade de reticulação inferior, por exemplo, para facilitar a capacidade de a porção óptica exibir configurações quase estáveis e/ou transitar entre as configurações quase estáveis em resposta à força aplicada à lente de contato dinâmica pelas pálpebras.

[0394] Uma lente de contato dinâmica pode compreender uma superfície posterior; e pelo menos uma porção da superfície posterior pode compreender um material, um tratamento de superfície ou uma combinação dos mesmos, selecionada para controlar forças capilares entre pelo menos uma porção da superfície posterior e fluido lacrimal, entre a córnea e o fluido lacrimal, entre a superfície posterior e a córnea, ou uma combinação de qualquer um dos supracitados.

[0395] O material e/ou tratamento de superfície pode ser selecionado para fornecer uma hidrofobicidade, hidrofilicidade, polaridade, carga ou outro atributo de superfície que pode afetar as forças capilares. As propriedades da superfície posterior podem ser uniformes ou podem ser não uniformes. As propriedades de superfície da superfície posterior podem ser contínuas ou descontínuas.

[0396] Os exemplos de tratamentos de superfície adequados incluem revestimentos, tratamentos de plasma e

impregnações.

[0397] O próprio material pode ser selecionado para estabelecer uma propriedade de superfície desejada.

[0398] As propriedades da superfície posterior da lente, incluindo a porção periférica e a porção óptica podem ser iguais ou podem ser diferentes em uma ou mais regiões da superfície posterior. Por exemplo, uma propriedade de superfície pode ser desejável para controlar a adesão capilar da superfície posterior da porção óptica à córnea, e uma propriedade de superfície diferente pode ser desejável, por exemplo, nas regiões entre os reservatórios de fluido lacrimal e a porção óptica para facilitar a troca de fluido lacrimal.

[0399] Em um perfil de corte transversal, uma porção óptica pode compreender uma superfície posterior que compreende um perfil de vão entre a superfície posterior e a córnea. O perfil de vão pode ser caracterizado por um diferencial de vão, em que o diferencial de vão é a diferença entre uma altura de vão central e uma altura de vão periférico. O perfil de vão compreende uma pluralidade de diferenciais de vão que diminuem com a distância radial do centro da porção óptica para a zona de transição de perímetro com a porção periférica. Um diferencial de vão máximo pode ser definido como a diferença entre uma altura de vão central e uma altura de vão no perímetro da porção óptica.

[0400] A configuração de conformação pode ser caracterizada por um primeiro diferencial de vão máximo; a configuração de não conformação pode ser caracterizada por um segundo diferencial de vão máximo; em que o segundo

diferencial de vão máximo é maior que o primeiro diferencial de vão máximo.

[0401] as lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação podem compreender um formato conforme fabricado. O formato conforme fabricado compreende uma porção óptica que se abaula na direção oposta à curvatura de base periférica da porção periférica da superfície posterior para a superfície anterior.

[0402] As lentes de contato dinâmicas podem não ter uma porção óptica conforme fabricada que se abaula para a parte anterior. Uma porção óptica pode ter, por exemplo, uma superfície anterior que é substancialmente contínua com a superfície anterior da porção periférica. Um volume lacrimal nesta configuração pode ser fornecido fazendo com que a espessura de pelo menos uma porção da porção óptica seja menor que a espessura da zona de transição com a porção periférica. Tais configurações podem ser úteis para fornecer uma lente com potência óptica negativa. Aumentar o vão da porção óptica pode fornecer um volume lacrimal que fornece uma força mecânica à curvatura anterior e, assim, altera a potência óptica do sistema óptico que pode aprimorar a visão próxima como para leitura próxima.

[0403] Em uma da pelo menos uma configuração de não conformação, uma lente de contato dinâmica pode compreender o formato conforme fabricado.

[0404] Uma lente de contato dinâmica pode compreender uma porção periférica compreendendo uma superfície posterior periférica, em que a superfície posterior periférica compreende uma curvatura de base periférica, e a porção óptica compreende uma superfície posterior óptica,

em que a superfície posterior óptica compreende uma curvatura de base óptica.

[0405] Na configuração de conformação, a curvatura de base posterior óptica pode ser substancialmente igual à curvatura de base periférica.

[0406] Em uma configuração de não conformação, a curvatura de base posterior óptica pode desviar da curvatura de base periférica. Por exemplo, a curvatura da porção óptica pode ser maior que a curvatura de base periférica.

[0407] Uma córnea pode ser caracterizada por uma curvatura corneal. A porção óptica de uma lente de contato dinâmica pode compreender uma superfície posterior óptica, em que a superfície posterior óptica pode ser caracterizada por uma curvatura de base posterior óptica. Nesta configuração de conformação, a curvatura de base posterior óptica pode ser substancialmente igual à curvatura corneal. Em uma configuração de não conformação, a curvatura de base posterior óptica pode desviar da curvatura corneal.

[0408] Uma lente de contato dinâmica pode compreender uma porção periférica compreendendo uma superfície posterior periférica, em que a superfície posterior periférica compreende uma curvatura de base periférica, e a porção óptica pode ser caracterizada por uma altura sagital central em relação à curvatura de base periférica.

[0409] A porção óptica pode ser caracterizada por uma primeira altura sagital central em relação à curvatura de base periférica e assume uma segunda configuração caracterizada por uma segunda altura SAG central em relação à curvatura de base periférica, em que a primeira altura

sagital central e a segunda altura sagital central são diferentes. A primeira altura sagital central pode ser maior que a segunda altura sagital central ou pode ser menor que a segunda altura sagital central.

[0410] A porção óptica pode ser configurada para assumir uma primeira configuração caracterizada por uma primeira altura de vão central em relação à curvatura de base periférica e assume uma segunda configuração caracterizada por uma segunda altura de vão central em relação à curvatura de base periférica, em que a primeira altura de vão central e a segunda altura de vão central são diferentes. A primeira altura de vão central pode ser maior que a segunda altura de vão central ou pode ser menor que a segunda altura de vão central.

[0411] Uma lente de contato dinâmica fornecida pela presente revelação pode compreender uma porção periférica compreendendo uma superfície posterior periférica e uma superfície anterior periférica, em que a superfície posterior periférica compreende uma curvatura de base posterior periférica; e uma porção óptica compreendendo uma superfície posterior óptica e uma superfície anterior óptica, em que pelo menos a superfície posterior óptica se abaula na direção oposta à curvatura de base periférica para a superfície anterior óptica.

[0412] Uma lente de contato dinâmica pode compreender uma porção óptica compreendendo uma superfície posterior óptica, em que a superfície posterior óptica pode ser caracterizada por uma curvatura de base posterior óptica; e uma porção periférica acoplada à porção óptica dinâmica, em que a porção periférica compreende uma superfície posterior

periférica; e a superfície posterior periférica pode ser caracterizada por uma curvatura de base posterior periférica.

[0413] Em uma primeira configuração, a curvatura de base posterior óptica pode ser substancialmente igual à curvatura de base periférica; e em uma segunda configuração, a curvatura de base posterior óptica pode desviar da curvatura de base periférica. Na segunda configuração, a curvatura de base posterior óptica pode ser menor que a curvatura de base periférica.

[0414] Uma lente de contato dinâmica pode compreender uma porção óptica compreendendo uma superfície posterior óptica, em que a superfície posterior óptica compreende uma curvatura de base posterior óptica.

[0415] Em uma primeira configuração, a curvatura de base posterior óptica pode ser substancialmente igual a uma curvatura corneal; e em uma segunda configuração, a curvatura de base posterior óptica pode desviar da curvatura corneal. Na segunda configuração, a curvatura de base posterior óptica pode ser menor que a curvatura corneal.

[0416] Uma lente de contato dinâmica pode compreender uma porção periférica compreendendo uma superfície posterior periférica, em que a superfície posterior periférica pode ser caracterizada por uma curvatura de base periférica; e uma porção óptica acoplada à porção periférica, em que a porção óptica compreende uma espessura central, e uma altura sagital central, uma altura de vão, quando aplicada à córnea, em relação à curvatura de base periférica, ou a curvatura de base paraperiférica adjacente

à porção óptica.

[0417] A porção óptica pode ser configurada para assumir uma primeira configuração caracterizada por uma primeira altura de vão central em relação à curvatura de base periférica e pode ser configurada para assumir uma segunda configuração caracterizada por uma segunda altura de vão central em relação à curvatura de base periférica.

[0418] A primeira altura de vão central e a segunda altura de vão central podem ser diferentes.

[0419] A primeira configuração e a segunda configuração podem ser quase estáveis.

[0420] Uma lente de contato dinâmica pode compreender uma porção óptica compreendendo uma superfície posterior, em que a superfície posterior compreende uma curvatura de base posterior óptica.

[0421] Em uma primeira configuração, a superfície posterior da porção óptica pode ser caracterizada por uma primeira curvatura de base; e, em uma segunda configuração, a superfície posterior da porção óptica pode ser caracterizada por uma segunda curvatura de base.

[0422] A primeira configuração pode ser configurada para fornecer uma primeira potência óptica a um olho que tem uma córnea; e a segunda configuração pode ser configurada para fornecer uma segunda potência óptica ao olho.

[0423] A primeira curvatura de base pode ser substancialmente igual a uma curvatura corneal.

[0424] A lente de contato dinâmica pode compreender ainda pelo menos um primeiro recurso, como uma protuberância, configurado para induzir uma alteração entre a primeira configuração e a segunda configuração; e pelo

menos um segundo mecanismo configurado para induzir uma alteração entre a segunda configuração e a primeira configuração.

[0425] Nas lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação, a porção óptica pode estar no formato de um domo e pode ter uma seção transversal circular.

[0426] As lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação podem compreender uma porção óptica, em que a porção óptica conforme fabricada compreende uma altura sagital e uma espessura central, em que a espessura central é menor que a altura sagital; e uma porção periférica acoplada à porção óptica, em que a porção periférica é configurada para reter a lente de contato dinâmica na córnea. Com referência à FIG. 1, a altura sagital é a distância entre a extensão da curvatura da porção periférica através da porção óptica e a superfície posterior da porção óptica no eixo geométrico central da porção óptica.

[0427] A porção óptica pode ser caracterizada por uma altura sagital, uma espessura central, uma espessura radial, um perfil de superfície posterior, um perfil de superfície anterior, um diâmetro e, para perfis esféricos, raios de curvaturas posterior e anterior.

[0428] A altura sagital conforme fabricada da porção óptica pode ser de pelo menos cerca de 5 µm, 10 µm, 15 µm, 20 µm, 25 µm, 30 µm, 35 µm, 40 µm, 45 µm, 50 µm, 55 µm, 60 µm, 65 µm, 70 µm, 75 µm, 80 µm, 85 µm, 90 µm, 95 µm, 100 µm, 105 µm, 110 µm, 115 µm, 120 µm, 125 µm, 130 µm, 135 µm, 140 µm, 145 µm, 150 µm, 155 µm, 160 µm, 165 µm, 170 µm, 175 µm, 180 µm, 185 µm, 190 µm, 195 µm, 200 µm, 205 µm, 210 µm,

215 µm, 220 µm, 225 µm, 230 µm, 235 µm, 240 µm, 245 µm, 250 µm ou mais. A altura sagital conforme fabricada da porção óptica pode ser de, no máximo, cerca de 250 µm, 245 µm, 240 µm, 235 µm, 230 µm, 225 µm, 220 µm, 215 µm, 210 µm, 205 µm, 200 µm, 195 µm, 190 µm, 185 µm, 180 µm, 175 µm, 170 µm, 165 µm, 160 µm, 155 µm, 150 µm, 145 µm, 140 µm, 135 µm, 130 µm, 125 µm, 120 µm, 115 µm, 110 µm, 105 µm, 100 µm, 95 µm, 90 µm, 85 µm, 80 µm, 75 µm, 70 µm, 65 µm, 60 µm, 55 µm, 50 µm, 45 µm, 40 µm, 35 µm, 30 µm, 25 µm, 20 µm, 15 µm, 10 µm, 5 µm ou menos. A altura sagital conforme fabricada da porção óptica pode estar dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. A altura sagital conforme fabricada da porção óptica (110 na FIG. 1) pode estar dentro de uma faixa, por exemplo, de 5 µm a 300 µm, de 10 µm a 250 µm, de 15 µm a 200 µm, de 20 µm a 150 µm, de 30 µm a 125 µm ou de 40 µm a 100 µm.

[0429] Em uma configuração de não conformação, a altura de vão pode ser de pelo menos cerca de 5 µm, 10 µm, 15 µm, 20 µm, 25 µm, 30 µm, 35 µm, 40 µm, 45 µm, 50 µm, 55 µm, 60 µm, 65 µm, 70 µm, 75 µm, 80 µm, 85 µm, 90 µm, 95 µm, 100 µm, 105 µm, 110 µm, 115 µm, 120 µm, 125 µm, 130 µm, 135 µm, 140 µm, 145 µm, 150 µm, 155 µm, 160 µm, 165 µm, 170 µm, 175 µm, 180 µm, 185 µm, 190 µm, 195 µm, 200 µm, 205 µm, 210 µm, 215 µm, 220 µm, 225 µm, 230 µm, 235 µm, 240 µm, 245 µm, 250 µm ou mais. Em uma configuração de não conformação, a altura de vão da porção óptica pode ser, no máximo, cerca de 250 µm, 245 µm, 240 µm, 235 µm, 230 µm, 225 µm, 220 µm, 215 µm, 210 µm, 205 µm, 200 µm, 195 µm, 190 µm, 185 µm, 180 µm, 175 µm, 170 µm, 165 µm, 160 µm, 155 µm, 150 µm, 145 µm, 140 µm, 135 µm, 130 µm, 125 µm, 120 µm, 115 µm, 110 µm, 105

µm, 100 µm, 95 µm, 90 µm, 85 µm, 80 µm, 75 µm, 70 µm, 65 µm, 60 µm, 55 µm, 50 µm, 45 µm, 40 µm, 35 µm, 30 µm, 25 µm, 20 µm, 15 µm, 10 µm, 5 µm ou menos. Em uma configuração de não conformação, a altura de vão pode estar dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. Em uma configuração de não conformação, a altura de vão (110 na FIG. 1) pode estar dentro de uma faixa, por exemplo, de 5 µm a 300 µm, de 10 µm a 250 µm, de 15 µm a 200 µm, de 20 µm a 150 µm, de 30 µm a 125 µm ou de 40 µm a 100 µm.

[0430] A espessura central de uma lente de contato dinâmica pode ser de pelo menos cerca de 10 µm, 20 µm, 30 µm, 40 µm, 50 µm, 60 µm, 70 µm, 80 µm, 90 µm, 100 µm, 200 µm, 300 µm, 400 µm, 500 µm, 600 µm, 700 µm, 800 µm, 900 µm, 1.000 µm ou mais. A espessura central de uma lente de contato dinâmica pode ser, no máximo, cerca de 1.000 µm, 900 µm, 800 µm, 700 µm, 600 µm, 500 µm, 400 µm, 300 µm, 200 µm, 100 µm, 90 µm, 80 µm, 70 µm, 60 µm, 50 µm, 40 µm, 30 µm, 20 µm, 10 µm ou menos. A espessura central de uma lente de contato dinâmica pode estar dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. A espessura central (112 na FIG. 1) de uma lente de contato dinâmica pode estar dentro de uma faixa, por exemplo, de 10 µm a 600 µm, de 20 µm a 600 µm, de 30 µm a 600 µm, de 40 µm a 500 µm de 50 µm a 400 µm, de 100 µm a 300 µm, de 150 µm a 200 µm, de 50 µm a 100 µm, de 100 µm a 150 µm, de 150 µm a 200 µm, de 200 µm a 250 µm ou de 250 µm a 300 µm.

[0431] A porção óptica pode ser caracterizada por um diâmetro de pelo menos cerca de 0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm, 2,5 mm, 3 mm, 3,5 mm, 4 mm, 4,5 mm, 5 mm, 5,5 mm, 6 mm, 6,5

mm, 7 mm, 7,5 mm, 8 mm, 8,5 mm, 9 mm, 9,5 mm, 10 mm ou mais. A porção óptica pode ser caracterizada por um diâmetro de, no máximo, cerca de 10 mm, 9,5 mm, 9 mm, 8,5 mm, 8 mm, 7,5 mm, 7 mm, 6,5 mm, 6 mm, 5,5 mm, 5 mm, 4,5 mm, 4 mm, 3,5 mm, 3 mm, 2,5 mm, 2 mm, 1,5 mm, 1 mm, 0,5 mm ou menos. A porção óptica pode ser caracterizada por um diâmetro que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. A porção óptica (115 na FIG. 1) pode ser caracterizada por um diâmetro dentro de uma faixa, por exemplo, de 1 mm a 7 mm, de 1,5 mm a 6 mm, de 1,5 mm a 5 mm, de 2 mm a 5 mm, de 2 mm a 4 mm ou de 2,5 mm a 3,5 mm.

[0432] A zona de transição pode ter uma espessura de pelo menos cerca de 10 µm, 20 µm, 30 µm, 40 µm, 50 µm, 60 µm, 70 µm, 80 µm, 90 µm, 100 µm, 200 µm, 300 µm, 400 µm, 500 µm, 600 µm, 700 µm, 800 µm, 900 µm, 1.000 µm ou mais. A zona de transição pode ter uma espessura de, no máximo, cerca de 1.000 µm, 900 µm, 800 µm, 700 µm, 600 µm, 500 µm, 400 µm, 300 µm, 200 µm, 100 µm, 90 µm, 80 µm, 70 µm, 60 µm, 50 µm, 40 µm, 30 µm, 20 µm, 10 µm ou menos. A zona de transição pode ter uma espessura que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. A zona de transição (108 na FIG. 1) pode ter uma espessura dentro de uma faixa, por exemplo, de 10 µm a 600 µm, de 20 µm a 600 µm, de 30 µm a 600 µm, de 40 µm a 500 µm, de 50 µm a 400 µm, de 100 µm a 300 µm, de 150 µm a 200 µm, de 50 µm a 100 µm, de 100 µm a 150 µm, de 150 µm a 200 µm, de 200 µm a 250 µm ou de 250 µm a 300 µm.

[0433] A porção óptica pode ter um perfil esférico e o raio de curvatura da superfície posterior e/ou da

superfície anterior pode estar, por exemplo, dentro de uma faixa de 5 mm a 10 mm, de 4 mm a 9 mm, de 3 mm a 8 mm, de 5 mm a 6 mm, de 6 mm a 7 mm, de 7 mm a 8 mm, de 8 mm a 9 mm, de 9 mm a 10 mm ou de 10 mm a 11 mm.

[0434] A porção óptica de uma lente de contato dinâmica pode compreender uma superfície posterior e uma superfície anterior.

[0435] Como fabricado, o formato da porção óptica incluindo as superfícies posterior e anterior pode compreender um abaulamento ou domo para fora, no qual a porção óptica se estende a partir da direção posterior para a direção anterior e na direção oposta ao perfil da curvatura de base periférica.

[0436] Nas lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação, a porção óptica pode ser configurada para assumir duas ou mais configurações, em que cada uma dentre as duas ou mais configurações não se conforma à superfície da córnea. Assim, uma lente de contato dinâmica pode compreender uma porção óptica, em que a porção óptica compreende pelo menos uma primeira configuração de não conformação configurada para fornecer uma primeira potência óptica para um olho que tem uma córnea; e pelo menos uma segunda configuração de não conformação configurada para fornecer uma segunda potência óptica para o olho, em que a segunda potência óptica é diferente da primeira potência óptica; pelo menos um primeiro recurso físico configurado para induzir uma alteração entre a primeira configuração de não conformação e a pelo menos uma segunda configuração de não conformação; e pelo menos um segundo recurso físico configurado para induzir uma alteração entre a pelo menos

uma segunda configuração de não conformação e a pelo menos uma primeira configuração de não conformação.

[0437] Um volume de um volume lacrimal óptico pode ser, por exemplo, dentro de uma faixa de 0,001 µl a 0,01 µl, de 0,001 µl a 0,1 µl, de 0,01 µl a 10 µl, de 0,02 µl a 8 µl, de 0,05 µl a 7 µl, de 0,1 µl a 6 µl, de 0,1 µl a 5 µl, de 0,5 µl a 4 µl ou dentro de uma faixa de 1 µl a 3 µl.

[0438] A porção periférica pode ter um diâmetro, por exemplo, dentro de uma faixa de 8 mm a 17 mm, de 8,5 mm a 16,5 mm, de 9 mm a 16 mm ou de 9,5 mm a 15,5 mm.

[0439] A porção periférica pode ser caracterizada pela curvatura de base, isto é, a curvatura da superfície anterior dentro de uma faixa, por exemplo, de 7 mm a 10 mm, de 7,2 mm a 9,8 mm, de 7,4 mm a 9,6 mm, de 7,6 mm a 9,4 mm, de 7,8 mm a 9,2 mm ou de 8 mm a 9 mm.

[0440] Em certas lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação, a porção óptica pode ser configurada para facilitar a alteração de modo dinâmico entre a configuração quando aplicada ao olho. Por exemplo, a porção óptica pode mudar de configuração durante o contato dinâmico com uma pálpebra induzido ou quando um dentre os recursos de lente interage com o menisco lacrimal, por exemplo, por uma alteração no ângulo de olhar, por piscação normal, por piscação intencional, mantendo as pálpebras fechadas ou apertando as pálpebras contra o olho.

[0441] As superfícies posterior e anterior da porção óptica pode ter independentemente um perfil esférico ou um perfil não esférico. Por exemplo, a espessura da porção óptica pode ser substancialmente constante ao longo do

perfil, pode ser mais fina em direção ao centro do que em direção à zona de transição, ou pode ser mais espessa em direção ao centro do que em direção à zona de transição.

[0442] As lentes de contato dinâmicas podem ter uma porção óptica compreendendo uma superfície posterior caracterizada por um primeiro raio de curvatura; e uma porção periférica caracterizada por pelo menos um segundo raio de curvatura; em que o primeiro raio de curvatura é menor que o segundo raio de curvatura. Em outras palavras, a porção óptica se estende para a parte anterior a partir da curvatura de base periférica.

[0443] A porção óptica de uma lente de contato dinâmica compreende uma espessura. A espessura da porção óptica pode compreender uma espessura central, que se refere à espessura da porção óptica no centro físico da porção óptica, e uma pluralidade de espessuras radiais que abrangem o segmento da porção óptica a partir do centro para a zona de transição da porção óptica com a porção periférica.

[0444] A espessura da porção óptica pode ser substancialmente uniforme ao longo do perfil. Em certas lentes, a espessura pode variar ou ser não uniforme através do perfil. Por exemplo, a espessura central pode ser maior que cada uma dentre a pluralidade de espessuras radiais. A espessura da porção óptica pode ser radialmente simétrica em torno do eixo geométrico central da porção óptica.

[0445] A espessura da porção óptica pode não ser uniforme ao longo do perfil. A espessura pode ser maior em direção ao centro ou menor em direção ao centro em comparação com a periferia. A espessura da porção óptica

também pode variar ao longo do perfil.

[0446] A porção óptica e a porção óptica podem ser alinhadas com o eixo geométrico óptico da lente de contato dinâmica. O eixo geométrico óptico da lente de contato dinâmica se refere ao eixo geométrico central da lente. Em algumas modalidades, a porção óptica não é alinhada com o eixo geométrico óptico da lente.

[0447] A região óptica pode ser caracterizada por um diâmetro dentro de uma faixa, por exemplo, de 1 mm a 8 mm, de 2 mm a 7 mm ou de 3 mm a 6 mm.

[0448] A porção óptica e a porção periférica de uma lente de contato dinâmica fornecida pela presente revelação podem compreender um silicone, um hidrogel ou um hidrogel de silicone. Qualquer material adequado de lente de contato macia pode ser usado.

[0449] A porção óptica e a porção periférica de uma lente de contato dinâmica podem compreender o mesmo material. A porção óptica e a porção periférica podem compreender materiais diferentes caracterizados, por exemplo, por propriedades físicas e/ou mecânicas diferentes. A porção óptica e a porção periférica podem ser caracterizadas por materiais que têm um módulo diferente, e as porções podem exibir rigidezes diferentes.

[0450] A porção óptica e a porção periférica também podem ser caracterizadas por uma rigidez. A rigidez de corte transversal é proporcional ao módulo de material vezes o cubo da espessura de corte transversal. Como pode ser observado, quando a porção periférica compreende um material único, a rigidez de corte transversal aumenta à medida que a espessura aumenta a partir da borda da porção

periférica em direção à zona de transição com a porção óptica.

[0451] As lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação podem compreender uma porção óptica deformável e uma porção periférica acoplada à porção óptica deformável. A porção óptica pode ser configurada para se deformar para acomodar uma profundidade de visão. A porção periférica pode ser configurada para reter a lente de contato dinâmica em uma córnea.

[0452] Quando aplicados ao olho, os volumes lenticulares entre a superfície posterior da porção óptica e a superfície anterior da córnea podem ser preenchidos com fluido lacrimal para formar um volume lacrimal. Em uma lente de contato dinâmica, a porção óptica é configurada para mudar de formato dependendo da distância da visão. A alteração na configuração da porção óptica fornece um volume lacrimal. A configuração da porção óptica pode mudar continuamente ou pode assumir configurações distintas. Deve ser observado que uma lente de contato dinâmica que tem uma porção óptica pode ser fabricada tendo um domo que se estende para fora (posterior à direção anterior) a partir da curvatura da porção periférica. Também deve ser observado que, quando a lente fabricada com um domo que se estende para fora é utilizada pelo usuário, o domo pode se estender para fora menos do que conforme fabricado. Em outras palavras, quando aplicada à córnea, a lente de contato dinâmica pode se estirar para fora.

[0453] A primeira e a segunda configurações correspondem a potências ópticas diferentes conferidas pela superfície anterior óptica. A primeira configuração pode ser

apropriada para a visão distante e a segunda configuração pode ser apropriada para a visão próxima. A primeira configuração pode ser apropriada para a visão próxima e a segunda configuração pode ser apropriada para a visão distante.

[0454] Um objetivo da porção óptica é facilitar a alteração da potência óptica da porção óptica em resposta à distância de visão de um olho. Por exemplo, em uma primeira configuração adequada para a visão distante, a porção óptica será disposta próxima à superfície corneal anterior, e para a visão próxima, a porção óptica se estenderá na direção oposta à córnea para formar um volume lacrimal.

[0455] Em lentes de contato dinâmicas, a potência óptica da porção óptica não é alterada quando a configuração da porção óptica é alterada. Por exemplo, a espessura da porção óptica e os perfis em corte transversal relativos das superfícies posterior e anterior da porção óptica dinâmica não são alterados à medida que a porção óptica assume configurações diferentes. Portanto, a potência óptica da própria lente não é alterada (isto é, a relação da curva anterior para a curva posterior e o índice de refração permanecem constantes). O formato da porção periférica não é alterado notavelmente quando a configuração da porção óptica é alterada. A porção periférica pode ser configurada para reter a lente de contato dinâmica na córnea, mantendo a lente de contato dinâmica centralizada na região óptica da córnea e minimizando a translação da lente de contato dinâmica na córnea. Por exemplo, a translação da lente de contato dinâmica na córnea pode ser menor que ± 1,5 mm, menor que ±

1,0 mm ou menor que ± 0,5 mm.

[0456] Nas configurações diferentes, a espessura central da porção óptica e as espessuras radiais da porção óptica podem não ser notavelmente alteradas. Por exemplo, a porção óptica pode compreender uma pluralidade de espessuras radiais, e a pluralidade de espessuras radiais em uma primeira configuração é substancialmente igual às espessuras radiais correspondentes em uma segunda configuração.

[0457] O perfil uniforme da porção óptica com configurações variáveis também pode ser considerado em termos da curvatura. Em certas lentes de contato dinâmicas, a porção óptica não terá uma potência óptica e as superfícies posterior e anterior da porção óptica terão perfis esféricos caracterizados pelo mesmo raio de curvatura. O raio de curvatura pode ser definido pelo diâmetro da porção óptica, a espessura da porção periférica na zona de transição com a porção óptica e a altura de vão.

[0458] Em certas lentes de contato dinâmicas, a porção óptica pode compreender uma superfície posterior compreendendo um primeiro raio de curvatura, a porção óptica pode compreender uma superfície anterior compreendendo um segundo raio de curvatura, e uma razão do primeiro raio de curvatura para o segundo raio de curvatura na primeira configuração é igual à razão na pelo menos uma segunda configuração.

[0459] Em certas lentes de contato dinâmicas, a porção óptica pode ser caracterizada por uma pluralidade de espessuras radiais, em que cada uma dentre a pluralidade de espessuras radiais é substancialmente igual ao longo da

faixa de alturas de vão acessíveis à porção óptica.

[0460] A configuração da porção óptica pode ser configurada para ser alterada mediante a aplicação de uma força aplicada à lente de contato dinâmica pelas pálpebras. A força pode ser aplicada à porção periférica, uma região da porção periférica e/ou à porção óptica.

[0461] O menisco lacrimal também pode servir como uma fonte principal de fluidos lacrimais e pode agir como uma força motriz para ativação do volume lacrimal. Por exemplo, durante a visão próxima e/ou o olhar para baixo, uma fenestração pode se tornar acoplada fluidamente ao menisco lacrimal e uma fonte de fluido lacrimal pode se tornar disponível para preencher o volume lacrimal óptico e possibilitar que a zona óptica transite para uma configuração de visão próxima formando um volume lacrimal.

[0462] Assim, uma lente de contato dinâmica pode ser configurada de modo que, durante o olhar primário, não haja conexão de fluido entre o menisco lacrimal e a porção óptica, enquanto, durante o olhar para baixo, a lente de contato dinâmica pode ser configurada de modo que uma fenestração e/ou outro elemento de transporte de fluido, se mova para baixo para se tornar acoplado fluidamente ao menisco lacrimal. Usando dimensões específicas para a fenestração e outros elementos como sulcos posteriores, sulcos anteriores e/ou reentrâncias, e para a porção óptica da lente, as forças passivas, como forças capilares e forças de válvula capilar, e forças ativas, como uma força de bombeamento gerada pela porção óptica, o fluido lacrimal pode fluir do menisco lacrimal para o volume lacrimal óptico para criar um volume lacrimal.

[0463] A força da pálpebra pode ser aplicada alterando um ângulo de olhar, como olhando para frente, para visão distante ou olhando para baixo, como para visão próxima. A força da pálpebra pode ser aplicada por piscação normal ou por piscação intencional. A piscação intencional pode envolver, manter as pálpebras fechadas por um período de tempo, apertar as pálpebras fechadas por um período de tempo e/ou repetir um dos supracitados múltiplas vezes.

[0464] As forças de pálpebra podem ser usadas para transitar a porção óptica de uma configuração para a outra e/ou para acelerar a transição de uma configuração para a outra.

[0465] À medida que a porção óptica muda de configuração devido à força aplicada pelas pálpebras, a potência óptica da superfície óptica anterior pode ser alterada.

[0466] Como fabricada, a porção óptica de uma lente de contato dinâmica se estende para a parte anterior para formar um domo em relação ao perfil estendido da porção periférica da lente de contato dinâmica.

[0467] Em uma configuração em que a porção óptica é proximal à superfície anterior da córnea, a porção óptica pode ser mantida nesta configuração quase estável por uma combinação de forças capilares adesivas e coesivas. À medida que a espessura da camada de filme lacrimal diminui, as forças adesivas entre a superfície posterior da porção óptica e a superfície anterior da córnea se tornarão maiores que as forças coesivas do fluido lacrimal, fazendo, assim, com que a porção óptica assuma uma configuração quase estável em que a porção óptica substancialmente se conforma à superfície da córnea.

[0468] A transição da porção óptica entre ou dentre as duas ou mais configurações induzidas por forças de pálpebra pode ser facilitada usando vários métodos e recursos.

[0469] Em certos métodos, as forças capilares mantendo a porção óptica contra a córnea podem ser rompidas aumentando a separação entre as duas superfícies. Isso pode ser realizado, por exemplo, impulsionando fluido lacrimal entre as superfícies, reduzindo, assim, a força adesiva e fazendo com que a superfície posterior da porção óptica seja liberada. Dependendo da construção, mediante a liberação, a porção óptica pode assumir uma configuração em formato de domo totalmente estendida e o fluido lacrimal pode ser puxado da zona de transição entre a superfície posterior da porção periférica e a córnea para preencher o volume lacrimal com fluido lacrimal. Alternativamente, ou em conjunto, piscar repetidamente pode ser usado para facilitar o movimento do fluido lacrimal para dentro e/ou a partir do volume lacrimal. A piscação pode compreender piscação intencional, em que um usuário pode alcançar uma correção da visão desejada sem a porção óptica ser totalmente estendida.

[0470] Em certos métodos, forças de atrito conferidas por uma pálpebra à porção periférica podem ser usadas para mudar a configuração da porção óptica e, portanto, a potência óptica da superfície óptica anterior. Em tais métodos, uma pálpebra pode prender a porção periférica e apertar fisicamente a lente de contato dinâmica em direção ao centro para conferir uma força suficiente para superar as forças capilares mantendo a porção óptica contra a córnea e, assim, fazer com que a porção óptica de

superfície posterior seja liberada e fornecer um volume lacrimal. Os exemplos de recursos de lente físicos que poderiam ser usados para facilitar a capacidade de uma pálpebra conferir uma força mecânica incluem protuberâncias como cristas na superfície anterior da porção periférica da lente de contato dinâmica, espessamento na porção periférica, recursos para aumentar o atrito entre a borda da porção periférica e a conjuntiva, e o uso de múltiplas curvaturas na porção periférica.

[0471] A porção óptica em uma configuração estendida pode ser trazida contra a superfície corneal por piscação intencional.

[0472] Adicional ou alternativamente aos métodos acima, a alteração da configuração da porção óptica pode ser facilitada manipulando o fluxo de fluido lacrimal para e a partir de reservatórios de fluido lacrimal.

[0473] Uma lente de contato dinâmica fornecida pela presente revelação pode compreender uma pluralidade de cavidades dispostas na superfície posterior da porção periférica. Pode ser desejável que as cavidades estejam fora da região óptica da lente, de modo que não interfiram com a visão.

[0474] Uma lente de contato dinâmica pode ser fabricada de modo que a superfície posterior da porção periférica compreenda uma ou mais cavidades.

[0475] A uma ou mais cavidades podem ser configuradas para fornecer um ou mais reservatórios de fluido lacrimal quando a lente de contato dinâmica é aplicada à córnea.

[0476] A uma ou mais cavidades podem ser configuradas para fornecer um ou mais reservatórios de fluido lacrimal

comprimíveis quando a lente de contato dinâmica é aplicada à córnea. A espessura da porção periférica entre a cavidade e a superfície anterior da porção periférica pode ser suficientemente fina, de modo que uma força aplicada por uma pálpebra possa comprimir a cavidade. A força da pálpebra pode ser conferida por piscação, piscação intencional ou pelo movimento de uma pálpebra se movendo sobre a cavidade.

[0477] As cavidades podem ser dispostas e configuradas de qualquer maneira adequada para facilitar a transição da porção óptica entre duas ou mais configurações.

[0478] Por exemplo, a uma ou mais cavidades podem ser dispostas simetricamente em torno da porção óptica. A uma ou mais cavidades podem ser dispostas assimetricamente em torno da porção óptica.

[0479] A uma ou mais cavidades podem compreender um ou mais anéis concêntricos, um ou mais sulcos, uma ou mais cavidades em formato de cunha e/ou uma ou mais cavidades arredondas.

[0480] As cavidades podem ser contínuas ao redor da porção óptica ou podem compreender uma pluralidade de cavidades separadas. As cavidades podem ser alongadas como oblongas ou em formato de cunha, em que o eixo geométrico longo aponta para o centro da lente. As cavidades separadas podem ser acopladas fluidamente com sulcos para facilitar o preenchimento e o fluxo de fluido lacrimal entre as cavidades e/ou entre as cavidades e a porção óptica.

[0481] Por exemplo, uma cavidade separada pode ter uma largura dentro de uma faixa de 0,1 mm a 5 mm, um comprimento dentro de uma faixa de 0,1 mm a 5 mm e uma

profundidade dentro de uma faixa de 10 µm a 200 µm.

[0482] As cavidades podem ser contínuas, semicontínuas ou separadas. Uma cavidade contínua se refere a uma cavidade única disposta ao redor da porção óptica. Um exemplo de uma cavidade contínua é um anel concêntrico ou uma pluralidade de anéis concêntricos. Os anéis concêntricos podem ter qualquer formato em corte transversal adequado. Por exemplo, o formato em corte transversal pode ser arredondado, oval, quadrado, retangular, triangular e/ou angular. Múltiplos anéis concêntricos podem ser acoplados fluidamente por um ou mais sulcos de fluido.

[0483] Um exemplo de cavidades de fluido separadas consiste em múltiplas cavidades dispostas em torno da porção óptica da lente de contato dinâmica. As múltiplas cavidades podem ser dispostas simetricamente em torno da porção óptica como separadas por 45° ou podem ser dispostas em intervalos ao redor da porção óptica. Por exemplo, grupos de cavidades podem ser dispostos em torno da porção óptica, por exemplo, a intervalos de 120°, 90°, 60°, 45° ou 30° ou qualquer outro intervalo adequado. As cavidades separadas podem ter qualquer dimensão e formato em corte transversal adequados. Por exemplo, as cavidades separadas podem ter um formato em corte transversal hemisférico ou triangular. As cavidades podem ser em formato em corte transversal oval, oblongo, cilíndrico, circular ou qualquer outro. As cavidades podem ser simétricas ou podem ser caracterizadas por um comprimento diferente da largura.

[0484] A uma ou mais cavidades podem ser dispostas a uma certa distância da porção óptica como, por exemplo, dentro

de uma faixa de 0,5 mm a 5,5 mm, de 1 mm a 5 mm, de 1,5 mm a 4,5 mm ou de 2 mm a 4 mm da porção óptica. Uma cavidade pode ter dimensões, por exemplo, dentro de uma faixa de 0,5 mm a 3 mm, de 1 mm a 3 mm ou de 1 mm a 2 mm. A uma ou mais cavidades podem ter independentemente uma altura da superfície anterior da lente de contato dinâmica, por exemplo, de 10 µm a 500 µm, de 50 µm a 450 µm, de 100 µm a 400 µm ou de 150 µm a 350 µm. A uma ou mais cavidades podem ter independentemente qualquer perfil de corte transversal adequado como formato oval, formato de rim, formato de domo ou formato oblongo, e os lados podem ter inclinações diferentes.

[0485] As cavidades semicontínuas se referem às cavidades separadas que são acopladas fluidamente por sulcos formados na superfície posterior de uma lente de contato dinâmica. Os sulcos podem permitir que o fluido lacrimal flua entre reservatórios de fluido lacrimal adjacentes.

[0486] Quando dispostas em uma córnea, as cavidades podem se preencher com fluido lacrimal para formar reservatórios de fluido lacrimal.

[0487] Quando comprimido pelo movimento de uma pálpebra ou contato dinâmico por uma pálpebra com uma alteração no ângulo de olhar, o fluido lacrimal pode ser impulsionado para a porção óptica da lente de contato dinâmica par romper as forças capilares mantendo a porção óptica contra a córnea e/ou para fazer com que a altura SAG aumente. Os reservatórios de fluido lacrimal podem fornecer uma fonte de fluido lacrimal para preencher o volume lacrimal, facilitando, assim, uma resposta mais rápida na alteração

de uma configuração para outra.

[0488] Quando a pressão de pálpebra é removida, os reservatórios podem se expandir e atuar para puxar o fluido lacrimal do volume lacrimal para preencher os reservatórios com fluido lacrimal, puxando efetivamente a porção óptica para a córnea. As cavidades e reservatórios de fluido lacrimal resultantes podem servir para impulsionar e puxar o fluido lacrimal para e a partir do volume lacrimal. As cavidades podem servir para modificar as propriedades mecânicas internas de uma lente de contato dinâmica para facilitar a transição da porção óptica entre as configurações quase estáveis.

[0489] Dispor simetricamente as cavidades e os reservatórios de fluido lacrimal em torno da porção óptica pode tornar a função da lente de contato dinâmica independente de orientação no olho. Fazer com que a lente de contato dinâmica seja simétrica giratoriamente pode facilitar a capacidade de um usuário utilizar a lente de contato dinâmica.

[0490] Esta ação de impulso/tração das cavidades comprimíveis para facilitar a transição da porção óptica de uma configuração para outra pode servir como o único mecanismo para alterar a configuração ou pode ser aumentada pela piscação intencional. Por exemplo, piscar intencionalmente pode ajudar a estabilizar a configuração em que a porção óptica é proximal à superfície corneal, por exemplo, expelindo fluido lacrimal de ou afinando a camada de fluido lacrimal entre a porção óptica e a córnea.

[0491] As lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação podem ter uma porção óptica, não incluir

um mecanismo para transitar entre as configurações. Uma lente de contato dinâmica pode ter um formato conforme fabricado, no qual a porção óptica se abaula para a parte anterior a partir da curvatura de base da superfície posterior da porção periférica. Quando aplicada a uma córnea, a porção óptica forma um volume lacrimal. Entretanto, diferente de um volume lacrimal, nesta modalidade, a lente de contato dinâmica pode produzir um volume lacrimal que não muda de configuração com uma alteração na pressão de pálpebra na lente. Em certas modalidades das lentes de contato, a porção óptica pode ser configurada para resistir à deformação. Com referência a uma lente de contato que tem uma porção óptica configurada para assumir a conformação e pelo menos uma ou mais configurações de conformação ou múltiplas configurações de não conformação, uma lente de contato que tem um volume lacrimal estático assumirá uma configuração de não conformação única quando colocada na córnea. A lente de contato, a porção óptica e a porção periférica de uma lente configurada para ter um volume lacrimal estático podem ser dimensionadas conforme uma lente de contato em que a porção óptica é configurada para assumir múltiplas configurações. As lentes de contato que têm um volume lacrimal estático podem ser adequadas para corrigir a visão de uma córnea irregular, tratar astigmatismo e para cicatrização de ferimento corneal.

[0492] As lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação podem compreender uma ou mais fenestrações.

[0493] A uma ou mais fenestrações podem ser dispostas na

porção periférica da lente e fora da região óptica, de modo que não interfiram com a visão.

[0494] A uma ou mais fenestrações podem se estender através da espessura da porção periférica, podem se acoplar de modo fluido à superfície anterior e superfície posterior da porção periférica. As fenestrações podem facilitar o fluxo de fluido lacrimal para o filme lacrimal adjacente ao epitélio e, dependendo da configuração de lente, podem facilitar o fluxo de fluido lacrimal para e a partir do volume lacrimal e/ou podem facilitar a troca de fluido lacrimal ao longo do epitélio para promover a saúde ocular.

[0495] A uma ou mais fenestrações podem ser acopladas fluidamente a uma ou mais cavidades. As fenestrações podem permitir que o fluido lacrimal flua da superfície anterior da lente de contato dinâmica para uma ou mais cavidades, o que pode facilitar a transição da porção óptica entre configurações diferentes.

[0496] As fenestrações podem ser acopladas fluidamente a sulcos na superfície posterior da lente de contato dinâmica. Os sulcos podem se estender da região periférica da lente para a porção óptica. Os sulcos também podem se acoplar de modo fluido a cavidades que podem ser ou não ser acopladas fluidamente à porção óptica da lente de contato dinâmica.

[0497] O menisco lacrimal é uma fonte de fluido lacrimal para troca com o volume lacrimal.

[0498] O menisco lacrimal pode ser acessado acoplando fluidamente uma ou mais fenestrações com os meniscos lacrimais superior e/ou inferior.

[0499] As fenestrações que têm diâmetro de 25 µm a 500

µm são relativamente pequenas e colocar a abertura de uma fenestração em contato com o menisco lacrimal raso pode ser difícil. Para facilitar a capacidade de uma fenestração se acoplar fluidamente ao menisco lacrimal, o orifício anterior de uma fenestração pode ser disposto dentro de uma reentrância ou cavidade na superfície anterior da lente de contato dinâmica. A reentrância grande, em comparação com o diâmetro de uma fenestração, pode facilitar a capacidade do orifício anterior da fenestração para se acoplar fluidamente ao menisco lacrimal. A reentrância pode ter um diâmetro, por exemplo, de 0,5 mm a 4 mm, como de 1 mm a 3 mm. Uma reentrância pode ter uma profundidade, por exemplo, de 3 µm a 150 µm. A reentrância pode ter qualquer perfil de corte transversal adequado como, por exemplo, arredondado, oval, em fenda, oblongo ou pode ter um contorno irregular. As bordas da reentrância podem ser alisadas ou chanfradas para facilitar o acoplamento de fluido à fenestração e/ou para aprimorar o conforto.

[0500] Por exemplo, as FIGS. 15A-15H mostram vistas de uma lente de contato dinâmica que tem reentrâncias e fenestrações dentro das reentrâncias dispostas na segunda porção periférica, perto da zona de transição. As FIGS. 15A e 15B mostram vistas da superfície anterior e uma vista em corte transversal, respectivamente, da lente de contato dinâmica. A lente de contato dinâmica mostrada nas FIGS. 15A e 15B inclui a primeira porção periférica 1501, a segunda porção periférica 1502, a porção óptica 1503, a zona de transição 1506, a fenestração 1504 dentre da reentrância 1507 e o sulco posterior 1505. A FIG. 15C mostra uma vista ampliada em corte transversal ilustrando a

reentrância 1507 e a fenestração 1504, que são acopladas a um sulco 1505 na superfície posterior da lente de contato. A FIG. 15C mostra uma reentrância 1507 e fenestração 1504 em porção periférica 1502 acoplada ao sulco posterior 1505. A FIG. 15D mostra uma vista superior ampliada dos elementos mostrados na FIG. 15C incluindo a superfície posterior periférica 1502, a reentrância 1507 e a fenestração 1504. A FIG. 15E mostra uma vista da superfície posterior de uma lente de contato dinâmica incluindo a primeira porção periférica 1501, a segunda porção periférica 1502, a porção óptica 1503 e a reentrância 1507 com uma fenestração 1504. A FIG. 15F mostra a superfície anterior da lente de contato dinâmica mostrada na FIG. 15E incluindo a primeira porção periférica 1501, a segunda porção periférica 1502, a porção óptica 1503 e a reentrância 1507 com uma fenestração 1504. Como mostrado nas FIGS. 15D e 15F, a reentrância e a fenestração estão localizadas em proximidade à zona de transição 1506 e à porção óptica 1503. A FIG. 15G mostra uma vista da superfície posterior de uma lente de contato dinâmica incluindo a primeira porção periférica 1501, a segunda porção periférica 1502, a porção óptica 1503 e o sulco 1505 com uma fenestração 1004. O sulco 1505 se estende da fenestração para a porção óptica. 1503. A FIG. 15H mostra a superfície anterior da lente de contato dinâmica mostrada na FIG. 15G incluindo a primeira porção periférica 1501, a segunda porção periférica 1502, a porção óptica 1503 e a reentrância 1507 com uma fenestração 1504.

[0501] Alternativamente, ou além de uma reentrância, uma fenestração pode ser acoplada fluidamente a sulcos na superfície anterior da porção periférica configurada para

extrair fluido do menisco lacrimal em direção e para dentro da fenestração por forças capilares. Os exemplos destas estruturas são mostrados nas FIGS. 16A-16C. As FIGS. 16A-16C mostram vistas lateral, em perspectiva e em corte transversal, respectivamente, de uma lente de contato dinâmica que tem uma primeira porção periférica 1601, uma segunda porção periférica 1602, uma porção óptica 1603 e uma reentrância 1604 na superfície anterior da segunda porção periférica 1602 com uma fenestração 1605 no fundo da reentrância 1604. Como mostrado na FIG. 16B, na superfície posterior, um sulco 1606 é acoplado à fenestração 1605 e se estende da segunda porção periférica 1602 na porção óptica 1603. Uma vista em corte transversal da lente de contato dinâmica é mostrada na FIG. 16C e, em adição aos elementos mostrados nas FIGS. 16A-16B, mostra que o sulco posterior 1606 se estreita em direção à porção óptica 1603 e é acoplada fluidamente ao volume lacrimal óptico 1607.

[0502] Para intensificar a capacidade de acessar o menisco lacrimal, múltiplas fenestrações localizadas a distâncias radiais diferentes do centro físico ou óptico da lente de contato dinâmica podem ser usadas. Por exemplo, uma fenestração que tem uma dimensão de 250 µm pode estar localizada a uma distância radial de 3,5 mm, e uma fenestração que tem uma dimensão de 300 µm pode estar localizada a uma distância radial de 4 mm. Outras dimensões de fenestração, distâncias radiais e número de fenestrações podem ser usados. As múltiplas fenestrações podem estar no mesmo meridiano ou em meridianos diferentes. Se usadas, as reentrâncias circundando o orifício anterior de uma fenestração podem ser diferentes ou iguais para

fenestrações diferentes. Por exemplo, uma reentrância pode ter uma dimensão máxima, por exemplo, de 10 µm a 5 mm, como de 50 µm a 4 mm, de 100 µm a 3 mm, de 200 µm a 2 mm ou de 500 µm a 1,5 mm. Uma reentrância pode ter uma profundidade, por exemplo, de 3 µm a 600 µm, de 10 µm a 500 µm, de 100 µm a 400 µm ou de 150 µm a 300 µm. Uma reentrância pode ter qualquer formato adequado, como, por exemplo, oval, arredondado, oblongo, triangular ou retangular.

[0503] Um exemplo de múltiplas fenestrações para acoplamento a um menisco lacrimal é mostrado nas FIGS. 17A-17D. As FIGS. 17A-17D mostram lentes de contato dinâmicas que têm uma primeira porção periférica 1701, uma segunda porção periférica 1702 e uma porção óptica 1703. As fenestrações 1704 são dispostas radialmente ao redor da porção óptica em várias distâncias radiais a partir do centro da porção óptica 1703. As FIGS. 17A e 17B mostram vistas anterior e posterior, respectivamente, de uma lente de contato dinâmica que tem 24 fenestrações dispostas em 12 segmentos radiais de duas fenestrações cada. Como mostrado na FIG. 17B, as fenestrações 1704 são acopladas a sulcos posteriores 1705 que se estendem a partir da segunda porção periférica 1702 para a porção óptica 1703. As FIGS. 17C e 17D mostram vistas anterior e posterior, respectivamente, de uma lente de contato dinâmica que tem 36 fenestrações dispostas em 12 segmentos radiais de três fenestrações cada, em que as fenestrações 1704 são dispostas a várias distâncias radiais do centro da porção óptica 1703. Como mostrado na FIG. 17D, cada uma das fenestrações é acoplada a um sulco radial 1705 que se estende a partir da segunda porção periférica 1702 para a porção óptica 1703.

[0504] Para facilitar o acoplamento de um sulco posterior com um menisco lacrimal, uma fenestração alongada pode ser usada. Uma fenestração alongada se estende a um ângulo em relação às superfícies da lente de contato dinâmica, em vez de ser substancialmente ortogonal à superfície da lente de contato dinâmica. Uma fenestração alongada pode ter um comprimento, por exemplo, de 0,6 mm a 5 mm, de 0,8 mm a 4 mm, de 1 mm a 3 mm ou de 1,5 mm a 2,5 mm.

[0505] As FIGS. 18A-18C e 19A-19C mostram exemplos de sulcos anteriores que se estendem radialmente a partir da periferia da lente de contato dinâmica em direção à porção óptica e são conectados a uma fenestração, que, por sua vez, é conectada a um sulco posterior. Quando em contato com o menisco lacrimal, o fluido lacrimal pode ser extraído do menisco lacrimal através do sulco anterior, através da fenestração, através do sulco posterior e para o volume lacrimal óptico por forças capilares e/ou uma combinação de forças. As FIGS. 18A-18C mostram a primeira porção periférica 1801, a segunda porção periférica 1802, a porção óptica 1803, o sulco radial anterior 1805 e a fenestração 1805. A FIG. 18B mostra a fenestração 1804 conectada ao sulco posterior 1806 que se estende a partir da fenestração 1804 para a zona óptica 1803. A FIG. 18C mostra uma vista em corte transversal incluindo o sulco anterior 1805 conectado ao sulco posterior 1806 pela fenestração 1804. O sulco posterior 1806 se estreita na interface de zona de transição com a porção óptica 1803 e acopla o sulco anterior 1805 ao volume lacrimal óptico 1807. O canal anterior 1805 pode ser configurado para se acoplar

fluidamente a um menisco lacrimal do olho, como durante o olhar para baixo.

[0506] A FIG. 32 mostra sulcos anteriores que se estendem a partir da porção periférica para a porção óptica. Os sulcos anteriores têm vários comprimentos para facilitar o acoplamento de fluido a um menisco lacrimal.

[0507] As FIGS. 19A-19C mostram vistas da superfície anterior, da superfície posterior e do corte transversal, respectivamente, de um exemplo de uma lente de contato dinâmica. Como mostrado na FIG. 19A, a lente inclui a primeira porção periférica 1901, a segunda porção periférica 1902, a porção óptica 1903 e cavidades 1904 na superfície anterior da segunda porção periférica 1902 com uma fenestração 1905 em cada uma das cavidades 1904. Como mostrado na FIG. 19B, na superfície posterior, um sulco 1906 se estende a partir da fenestração 1905 para a porção óptica 1903. Como mostrado na FIG. 19C, a cavidade 1904 é acoplada ao volume lacrimal 1907 pela fenestração 1905 e o sulco posterior 1906. A cavidade anterior 1904 pode ser configurada para se acoplar fluidamente a um menisco lacrimal do olho, como durante o olhar para baixo.

[0508] O menisco lacrimal teoricamente pode fornecer fluido lacrimal suficiente para preencher o volume lacrimal óptico.

[0509] A relação calculada entre o volume lacrimal óptico e a potência óptica do volume lacrimal pode ser determinada pelo diâmetro da porção óptica e a altura sagital pré-fabricada, que representa o maior volume lacrimal, é mostrada na Tabela 1. Conforme demonstrado na Tabela 1, um fluido lacrimal em um menisco que tem um

volume típico de 0,1 µl a 1 µl é suficiente para preencher o volume lacrimal óptico para corrigir a visão até 3D, para um diâmetro de porção óptica de 3 mm a 7 mm.

Tabela 1. Relação entre volume lacrimal óptico e potência óptica.

Diâmetro de Porção Óptica (mm)	Potência Óptica (D)	Volume (mm^3)	SAG (µm)
3,00	1,50	0,02	5,26
3,00	2,00	0,03	7,02
3,00	2,50	0,03	8,78
3,00	3,00	0,04	10,54
3,00	3,50	0,04	12,30
3,00	4,00	0,05	14,06
3,00	4,50	0,06	15,82
3,00	5,00	0,06	17,59
3,5	1,50	0,04	7,24
3,5	2,00	0,05	9,66
3,5	2,50	0,06	12,08
3,5	3,00	0,07	14,50
3,5	3,50	0,08	16,93
3,5	4,00	0,09	19,35
3,5	4,50	0,11	21,78
3,5	5,00	0,12	24,22
4	1,50	0,06	9,58
4	2,00	0,08	12,78
4	2,50	0,10	15,98
4	3,00	0,12	19,19
4	3,50	0,14	22,40

Diâmetro de Porção Óptica (mm)	Potência Óptica (D)	Volume (mm^3)	SAG (µm)
4	4,00	0,16	25,62
4	4,50	0,18	28,84
4	5,00	0,21	32,06
4,5	1,50	0,10	12,29
4,5	2,00	0,13	16,41
4,5	2,50	0,17	20,52
4,5	3,00	0,20	24,65
4,5	3,50	0,23	28,78
4,5	4,00	0,27	32,92
4,5	4,50	0,30	37,07
4,5	5,00	0,34	41,22
5	1,50	0,16	15,43
5	2,00	0,21	20,59
5	2,50	0,26	25,77
5	3,00	0,31	30,95
5	3,50	0,37	36,15
5	4,00	0,42	41,36
5	4,50	0,47	46,58
5	5,00	0,52	51,81
5,5	1,50	0,23	19,02
5,5	2,00	0,31	25,39
5,5	2,50	0,39	31,78
5,5	3,00	0,47	38,18
5,5	3,50	0,55	44,60
5,5	4,00	0,63	51,04

Diâmetro de Porção Óptica (mm)	Potência Óptica (D)	Volume (mm^3)	SAG (µm)
5,5	4,50	0,71	57,50
5,5	5,00	0,79	63,98
6	1,50	0,34	23,11
6	2,00	0,45	30,86
6	2,50	0,57	38,63
6	3,00	0,68	46,43
6	3,50	0,80	54,26
6	4,00	0,92	62,11
6	4,50	1,03	69,99
6	5,00	1,15	77,90
6,5	1,50	0,48	27,75
6,5	2,00	0,65	37,07
6,5	2,50	0,81	46,43
6,5	3,00	0,97	55,83
6,5	3,50	1,14	65,26
6,5	4,00	1,30	74,73
6,5	4,50	1,47	84,24
6,5	5,00	1,64	93,79
7	1,50	0,67	33,03
7	2,00	0,90	44,14
7	2,50	1,13	55,30
7	3,00	1,36	66,51
7	3,50	1,59	77,78
7	4,00	1,82	89,10
7	4,50	2,05	100,48

Diâmetro de Porção Óptica (mm)	Potência Óptica (D)	Volume (mm^3)	SAG (µm)
7	5,00	2,29	111,92

[0510] A superfície posterior da porção óptica, a superfície posterior da porção periférica ou as superfícies posteriores tanto da porção óptica quanto da porção periférica podem compreender um tratamento de superfície.

[0511] O tratamento de superfície pode ser configurado para controlar, modificar e/ou selecionar a força adesiva e coesiva do fluido lacrimal à superfície posterior da porção óptica, à superfície posterior da porção periférica ou às superfícies posteriores tanto da porção óptica quanto da porção periférica.

[0512] Um tratamento de superfície pode ser aplicado a toda ou a uma porção da superfície posterior interna e/ou da superfície posterior periférica de uma lente de contato dinâmica.

[0513] Em lentes de contato dinâmicas compreendendo cavidades, um tratamento de superfície pode ser aplicado às paredes das cavidades e/ou a sulcos que se estendem a partir das cavidades.

[0514] Um tratamento de superfície pode compreender, por exemplo, um revestimento, um filme fino, um tratamento químico, um tratamento de plasma ou uma combinação de qualquer um dos supracitados.

[0515] Um tratamento de superfície pode ser selecionado para modificar a hidrofobicidade/hidrofilicidade da superfície posterior da porção óptica, da superfície posterior da porção periférica ou das superfícies

posteriores tanto da porção óptica quanto da porção periférica.

[0516] Um tratamento de superfície pode ser selecionado para controlar e/ou para adaptar as forças capilares entre a superfície posterior da porção óptica e a córnea.

[0517] Um tratamento de superfície pode ser selecionado para controlar e/ou facilitar o fluxo de fluido lacrimal para e a partir do volume lacrimal óptico.

[0518] Uma superfície posterior de uma lente de contato dinâmica pode compreender um material selecionado para controlar a hidrofilicidade/hidrofobicidade da superfície posterior. Uma superfície posterior pode compreender um material selecionado para controlar a carga da superfície posterior, a polaridade da superfície posterior ou uma combinação das mesmas.

[0519] Dk se refere à permeabilidade ao oxigênio, *isto é*, a quantidade de oxigênio passando através de um dispositivo como uma lente de contato dinâmica ao longo de um dado período de tempo e condições de diferença de pressão. Dk é expresso em unidades de 10^{-11} (cm/s)(ml de O_2)(ml × mm Hg), também chamada de barrer. A transmissibilidade de oxigênio pode ser expressa como Dk/t, em que t é a espessura ad estrutura como uma lente de contato dinâmica e, portanto, Dk/t representa a quantidade de oxigênio passando através de uma lente de contato dinâmica de uma espessura especificada ao longo de um dado intervalo de tempo e condições de diferença de pressão. A transmissibilidade de oxigênio tem as unidades de barrers/cm ou 10^{-9} (cm/s)(ml de O_2)(ml × mm Hg).

[0520] A saúde ocular é promovida por materiais de lente

que têm permeabilidade ao oxigênio. Para lentes de contato dinâmicas, é geralmente desejável que a permeabilidade ao oxigênio seja maior que cerca de 80 Dk. Esta permeabilidade alta ao oxigênio pode ser difícil de se obter para materiais de módulo alto e/ou para cortes transversais de material mais espessos.

[0521] A porção óptica e a porção periférica de uma lente de contato dinâmica podem compreender um material caracterizado por uma permeabilidade ao oxigênio de pelo menos cerca de 10 Dk, 20 Dk, 30 Dk, 40 Dk, 50 Dk, 60 Dk, 70 Dk, 80 Dk, 90 Dk, 100 Dk, 200 Dk, 300 Dk, 400 Dk, 500 Dk ou mais. A porção óptica e a porção periférica de uma lente de contato dinâmica podem compreender um material caracterizado por uma permeabilidade ao oxigênio de, no máximo, cerca de 500 Dk, 400 Dk, 300 Dk, 200 Dk, 100 Dk, 90 Dk, 80 Dk, 70 Dk, 60 Dk, 50 Dk, 40 Dk, 30 Dk, 20 Dk, 10 Dk ou menos. A porção óptica e a porção periférica de uma lente de contato dinâmica podem compreender um material caracterizado por uma permeabilidade ao oxigênio que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. A porção óptica e a porção periférica de uma lente de contato dinâmica podem compreender um material caracterizado por uma permeabilidade ao oxigênio de cerca de 10 Dk a cerca de 500 Dk, de cerca de 50 Dk a cerca de 400 Dk, de cerca de 50 Dk a cerca de 300 DK e, em certas modalidades, de cerca de 50 DK a cerca de 100 Dk.

[0522] Uma lente de contato dinâmica pode compreender silicone ou hidrogel de silicone com uma ionoporosidade baixa. Por exemplo, uma lente de contato dinâmica pode compreender hidrogel de silicone ou silicone compreendendo

uma permeabilidade iônica baixa, e a faixa de água pode ser de cerca de 5 % a cerca de 35 %, de modo que a Dk seja 100 × 10^{-11} ou mais. A permeabilidade iônica baixa pode compreender um Coeficiente de Permeabilidade Iônica Ionoton de pelo menos cerca de 0,01 × 10^{-3} cm^2/s, 0,02 × 10^{-3} cm^2/s, 0,03 × 10^{-3} cm^2/s, 0,04 × 10^{-3} cm^2/s, 0,05 × 10^{-3} cm^2/s, 0,06 × 10^{-3} cm^2/s, 0,07 × 10^{-3} cm^2/s, 0,08 × 10^{-3} cm^2/s, 0,09 × 10^{-3} cm^2/s, 0,1 × 10^{-3} cm^2/s, 0,15 × 10^{-3} cm^2/s, 0,2 × 10^{-3} cm^2/s, 0,25 × 10^{-3} cm^2/s ou mais. A permeabilidade iônica baixa pode compreender um Coeficiente de Permeabilidade Iônica Ionoton de, no máximo, cerca de 0,25 × 10^{-3} cm^2/s, 0,2 × 10^{-3} cm^2/s, 0,15 × 10^{-3} cm^2/s, 0,1 × 10^{-3} cm^2/s, 0,09 × 10^{-3} cm^2/s, 0,08 × 10^{-3} cm^2/s, 0,07 × 10^{-3} cm^2/s, 0,06 × 10^{-3} cm^2/s, 0,05 × 10^{-3} cm^2/s, 0,04 × 10^{-3} cm^2/s, 0,03 × 10^{-3} cm^2/s, 0,02 × 10^{-3} cm^2/s, 0,01 × 10^{-3} cm^2/s ou menos. A permeabilidade iônica baixa pode compreender um Coeficiente de Permeabilidade Iônica Ionoton que está dentro de uma faixa definida por quaisquer dois dos valores anteriores. A permeabilidade iônica baixa pode compreender um Coeficiente de Permeabilidade Iônica Ionoton de não mais que cerca de 0,25 × 10^{-3} cm^2/s, por exemplo, não mais que cerca de 0,08 × 10^{-3} cm^2/s.

[0523] Uma lente de contato dinâmica pode compreender um revestimento de superfície umectável disposto pelo menos na superfície anterior da lente de contato dinâmica, de modo que o filme lacrimal seja liso sobre a lente de contato dinâmica. O revestimento de superfície umectável pode compreender um revestimento lubrificante para o conforto do paciente, por exemplo, para lubrificar o olho quando o paciente piscar. O revestimento umectável pode criar um

ângulo de contato de não mais que cerca de 80°. Por exemplo, o revestimento pode criar um ângulo de contato não maior que cerca de 70°, e o ângulo de contato pode estar dentro de uma faixa de cerca de 55° a 65° para fornecer uma superfície com uma camada lacrimal lisa para a visão. Por exemplo, o revestimento umectável pode ser disposto tanto em uma superfície superior quanto uma superfície inferior do dispositivo, *isto é*, nas superfícies anterior e posterior da lente de contato dinâmica. A superfície superior pode compreender um revestimento umectável se estendendo sobre pelo menos a porção óptica interna.

[0524] Um revestimento umectável pode compreender um ou mais materiais adequados. Por exemplo, o revestimento umectável pode compreender polietilenoglicol (PEG), e o revestimento de PEG pode ser disposto em Parylene™. Alternativamente, ou em combinação, o revestimento umectável pode compreender um revestimento de plasma, e o revestimento de plasma pode compreender um filme de deposição de vapor químico luminoso (LCVD). Por exemplo, o revestimento de plasma pode compreender pelo menos um dentre um hidrocarboneto, por exemplo, hidrocarboneto contendo flúor, CH_4 ou O_2, por exemplo, revestimento de CF_4. Alternativamente, ou em combinação, um revestimento umectável pode compreender um revestimento de polietilenoglicol (PEG) ou 2-hidroxietilmetacrilato (HEMA). Por exemplo, um revestimento umectável pode compreender HEMA disposto em um revestimento de Parylene™, ou um revestimento umectável

[0525] Uma lente de contato dinâmica fornecida pela presente revelação pode ter um teor de água, por exemplo,

de 10 % em peso a 70 % em peso, como de 30 % em peso a 60 % em peso, em que % em peso é baseada no peso total da lente de contato dinâmica.

[0526] As lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação podem ser fabricadas usando qualquer método adequado para fabricar lentes de contato e, em particular, lentes de contato macias. Os exemplos de métodos adequados incluem moldagem por compressão. As lentes de contato dinâmicas podem ser fabricadas de modo que, conforme fabricada, a porção óptica se abaule para fora para formar um domo, um abaulamento paracentral ou outro perfil de superfície direcionado à parte anterior.

[0527] Os métodos para fabricar uma lente de contato dinâmica compreendem, por exemplo, formar uma lente de contato dinâmica compreendendo: uma porção óptica, em que a porção óptica compreende uma altura sagital e uma espessura central, em que a espessura central é menor que a altura sagital; e uma porção periférica é acoplada à porção óptica, em que a porção periférica é configurada para reter a lente de contato dinâmica na córnea. Os métodos para fabricar uma lente de contato dinâmica compreendem, por exemplo, formar uma lente de contato dinâmica compreendendo: uma porção óptica caracterizada por uma curvatura de base posterior óptica; e uma porção periférica é acoplada à porção óptica, em que a porção periférica compreende uma curvatura de base periférica, em que a curvatura de base posterior óptica é diferente da curvatura de base posterior periférica. Por exemplo, o raio da curvatura da porção óptica pode ser menor que o raio de curvatura da porção periférica. Por exemplo, o raio da

curvatura da porção óptica pode ser menor que o raio de curvatura da porção periférica paracentral, em que a porção periférica paracentral é a parte da porção periférica adjunta à zona de transição e à porção óptica. O material usado para fabricar uma lente dinâmica pode ser um material adequado pra uso em lentes de contato macias convencionais. O material pode compreender, por exemplo, um módulo de Young de 0,05 MPa a 30 MPa, de 0,1 MPa a 20 MPa, de 0,1 MPa a 10 MPa, de 0,1 MPa a 5 MPa ou de 0,1 MPa a 2 MPa.

[0528] As lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação podem ser fabricadas com uma altura SAG conforme fabricada. A altura sagital central conforme fabricada se refere à distância da superfície posterior no centro da porção óptica à extensão da curva de base para a porção periférica paracentral adjacente à porção óptica. A SAG central conforme fabricada é mostrada como o elemento 110 na FIG. 1, em que a linha tracejada é a extensão da curva de base da porção periférica paracentral sob a porção óptica. A altura SAG conforme fabricada é o vão máximo que pode ser alcançado quando a lente é colocada na córnea e na porção óptica, se preenchida com fluido lacrimal para formar um volume lacrimal lenticular. Dependendo de inúmeros fatores, incluindo a disponibilidade de fluido lacrimal, uma porção óptica com uma altura sagital conforme fabricada de 40 µm, pode produzir, por exemplo, um volume lacrimal quase estável que tem um vão de 40 µm, 30 µm, 20 µm e/ou 10 µm. Uma porção óptica com uma altura SAG conforme fabricada de 100 µm, pode produzir, por exemplo, um volume lacrimal quase estável que tem um vão de 100 µm, 90 µm, 80 µm, 70 µm, 60 µm, 50 µm, 40 µm, 30 µm e/ou 10 µm.

[0529] As lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação podem ser usadas para corrigir ou para aprimorar a visão.

[0530] Os métodos para corrigir a visão em um paciente podem compreender aplicar uma lente de contato dinâmica fornecida pela presente revelação a um olho de um paciente que precisa de visão corrigida.

[0531] Corrigir a visão pode compreender corrigir a hipermetropia, miopia, astigmatismo ou presbiopia.

[0532] Os métodos fornecidos pela presente revelação compreendem tratar a presbiopia aplicando uma lente de contato dinâmica fornecida pela presente revelação a um olho de um paciente com presbiopia.

[0533] As lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação podem ser projetadas para corrigir dinamicamente a visão. Por exemplo, a presbiopia é caracterizada pela incapacidade do olho para focar em objetos próximos. A porção óptica de lentes de contato dinâmicas fornecida pela presente revelação pode alterar dinamicamente a configuração para acomodar a visão distante ou a visão próxima. Por exemplo, como relevante para a presbiopia, em uma primeira configuração apropriada para ver objetos distantes, a porção óptica de uma lente de contato dinâmica pode se situar próxima à córnea. Nesta configuração, não há volume lacrimal substancial e a visão distante não é corrigida. Então, quando o paciente vê um objeto próximo, a porção óptica da lente de contato dinâmica pode assumir uma segunda configuração que corrige a presbiopia e facilita a visualização clara de objetos próximos. Isso é alcançado sem alterar a espessura radial

da porção óptica ou alterando a razão da curvatura posterior óptica para a curvatura anterior óptica da porção óptica. Em vez disso, à medida que a porção óptica se abaula para fora, o volume lacrimal óptico lenticular se expande para fornecer um volume lacrimal que serve para corrigir dinamicamente a visão próxima alterando a curvatura da superfície anterior da porção óptica.

[0534] As lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação também podem ser usadas como lentes multifocais para corrigir a presbiopia e para impedir a progressão da miopia.

[0535] As configurações estáticas de lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação podem ser usadas para compensar por uma córnea irregular, para tratar astigmatismo ou para a cicatrização de ferimento corneal.

[0536] As lentes de contato dinâmicas incorporando um volume lacrimal podem corrigir a visão resultando de uma córnea em formato irregular. Uma córnea em formato irregular pode ser permanente ou temporária como resultado de cirurgia ocular incluindo ceratectomia fotorrefrativa ou procedimentos de reticulação corneal. O volume lacrimal pode corrigir o astigmatismo. Para o tratamento de tais condições, uma lente de contato dinâmica fornecida pela presente revelação que tem um volume lacrimal estático pode ser apropriada.

[0537] As lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação podem ser usadas para intensificar ou restaurar a acuidade visual após terapia ocular. As terapias oculares podem envolver manipulação do tecido ocular e podem ser associadas a uma lesão externa à região

óptica. As terapias oculares podem envolver incisão de um tecido ocular e implante de um dispositivo dentro da região óptica. Em certas modalidades, as terapias oculares envolvem ablação de pelo menos uma porção do estroma e/ou epitélio. As terapias oculares podem incluir, por exemplo, cirurgia de catarata incluindo facoemulsificação, extração de catarata extracapsular convencional e extração de catarata intracapsular; a cirurgia de glaucoma incluindo trabeculoplastia a laser, irdotomia, irdectomia, esclerotomia, goniotomia, cirurgia de implante de drenagem e canaloplastia; A cirurgia corneal incluindo a cirurgia de transplante corneal, ceratoplastia de penentração, ceratoprótese, excisão de pterígio, tatuagem corneal e osteodontoceratoprótese; e terapia fotorrefrativa incluindo ceratectomia fotorrefrativa (PRK) e ceratomileuse assistida por laser in-situ (LASIK). A terapia ocular também pode envolver tratar um ferimento no olho, em que o tratamento pode envolver ou não a cirurgia ocular. A terapia ocular pode compreender cirurgia de catarata, cirurgia de implantação corneal, cirurgia de transplante corneal ou tratamento de um ferimento de trauma ocular. A terapia ocular pode compreender incisão da córnea e/ou perfuração da córnea em um sítio externo à região óptica.

[0538] Em geral, as terapias oculares como cirurgia de catarata, cirurgia de implantação corneal e cirurgia de transplante corneal podem ser distinguidas de terapias oculares envolvendo manipulação apenas na região óptica da córnea ou principalmente na região óptica da córnea. As terapias oculares mencionadas anteriormente, que podem ser consideradas cirurgias de implantação em que um dispositivo

é implantado em um tecido ocular como um adjunto ou como uma substituição de um tecido ocular que é removido, os procedimentos envolvem a manipulação de tecido ocular externo à região óptica, assim como à própria região óptica. As terapias mencionadas posteriormente são exemplificadas por cirurgias refrativas, nas quais a região óptica da córnea é esculpida para corrigir o erro visual refrativo. Os exemplos de cirurgias refrativas incluem, por exemplo, PRK e LASIK. As terapias oculares envolvendo a manipulação da região óptica da córnea são abrangidas ao ponto em que a terapia também envolve a manipulação de tecido ocular externo à região óptica. Por exemplo, LASIK envolve fazer uma incisão no estroma externo à região óptica para formar uma aba. A aba, então, é levantada para expor o estroma, que é, então, submetido à ablação usando um laser para fornecer um formato para correção refrativa. Ademais, a manipulação ocular envolvendo tecido externo à região óptica e cirurgia fotorrefrativa envolvendo manipulação de tecido dentro da região óptica podem ser combinadas. Por exemplo, a cirurgia de implantação corneal e a cirurgia fotorrefrativa associada, como cirurgia de LASIK podem ser combinadas.

[0539] As lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação podem ser usadas para tratar a córnea após a cirurgia de implantação corneal ou cirurgia de posicionamento corneal. Os implantes e posicionamentos corneais são lentes pequenas ou outros dispositivos ópticos inseridos na córnea para remodelar a superfície frontal do olho, *isto é*, a superfície anterior da córnea, para aprimorar a visão e, em alguns casos, podem se assemelhar a

lentes de contato. O uso primário de implantes corneais atuais é para aprimorar a visão próxima e para solucionar a presbiopia. Em alguns casos, a cirurgia de implantação corneal pode ser combinada com a cirurgia fotorrefrativa, como LASIK para corrigir tanto a presbiopia quanto os erros refrativos comuns, como miopia, hipermetropia e/ou astigmatismo.

[0540] As lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação podem ser usadas para tratar a córnea após a cirurgia de catarata. Em certas modalidades, a terapia ocular compreende a cirurgia de catarata. A cirurgia de catarata envolve a remoção e substituição da lente natural do olho que desenvolveu opacificação, que é chamada de catarata.

[0541] As lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação podem ser usadas para tratar a córnea após a cirurgia de transplante corneal. As terapias de transplante corneal incluem, por exemplo, ceratoplastia de penetração, ceratoplastia lamelar, ceratoplastia lamelar anterior profunda e ceratoplastia endotelial.

[0542] As lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação, quando aplicadas a um olho de um paciente após a terapia ocular, aceleram a cicatrização de defeitos oculares. Os defeitos oculares incluem incisões e perfurações da córnea e/ou outro tecido ocular.

[0543] As lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação podem ser usadas para tratar a córnea após a terapia de reticulação. A reticulação corneal é uma técnica que fortalece as ligações químicas na córnea e a terapia facilita a capacidade da córnea para resistir a

alterações irregulares no formato corneal conhecido como ectasia.

[0544] As lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação podem ser usadas para tratar a córnea após a terapia fotorrefrativa como, por exemplo, PRK e LASIK. A cirurgia ocular refrativa é usada para aprimorar o estado refrativo do olho e inclui procedimentos como, por exemplo, ceratoplastia lamelar automatizada (ALK), ceratomileuse assistida por laser in-situ (LASIK), ceratectomia fotorrefrativa (PRK), ceratomileuse do subepitélio assistida por laser (LASEK), EPI-LASIK, ceratotomia radial, ceratotomia radial miniassimétrica, ceratotomia arqueada, incisões limbares relaxantes, ceratoplastia térmica, ceratoplastia térmica a laser, remoção de segmento anelar corneal intraestromal e implantação de lente intraocular Fáquica. Após qualquer um destes procedimentos, há um período de tempo antes que a visão ideal seja restaurada. Por exemplo, em LASIK, a visão ideal é alcançada tipicamente em cerca de 24 horas após a cirurgia. Durante este período de recuperação, além da acuidade visual subideal, um paciente pode experimentar desconfortos como fotofobia ou sensibilidade à luz e/ou uma sensação de queima. Os métodos para reduzir o tempo para alcançar a visão ideal e para reduzir ou eliminar o desconforto associado à cirurgia ocular refrativa são desejados.

[0545] A PRK é um procedimento cirúrgico em que um laser é usado para conformar o estroma para corrigir o erro fotorrefrativo. No processo, o epitélio sobreposto à porção do estroma submetida à ablação é removido para formar um

defeito epitelial.

[0546] A LASIK é um procedimento cirúrgico usado para corrigir erros de visão refrativos como uma miopia, hipermetropia e astigmatismo, em que um laser é usado para remodelar a córnea para aprimorar a acuidade visual, por exemplo, a clareza e nitidez de uma imagem. O procedimento de LASIK envolve tanto um corte cirúrgico quanto escultura a laser da córnea. Durante a LASIK, o olho é imobilizado por aplicação de um anel de sucção corneal macio. A aba na córnea externa é, então, criada usando uma lâmina ou um laser, deixando uma dobradiça em uma extremidade da aba. A aba, então, é dobrada para trás para expor o estroma, ou seção média da córnea. Um laser, então, é usado para vaporizar o estroma corneal para remover o tecido para remodelar a córnea para corrigir a visão. Após a camada estromal ser remodelada, a aba é reposicionada sobre o olho e permanece na posição por adesão natural. A acuidade visual ideal é alcançada geralmente em cerca de 24 horas após a cirurgia.

[0547] As lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação podem ser configuradas para corrigir o erro refrativo como astigmatismo. As lentes fornecem uma superfície anterior esférica lisa e minimizam as distorções induzidas pela lente através da redução de flexão da porção óptica interna e da manutenção da centralização da lente durante a utilização. A flexão reduzida da porção óptica interna pode, em parte, ser alcançada aumentando a rigidez da porção interna e criando um volume lacrimal. A centralização da porção óptica interna minimiza os efeitos astigmáticos e prismáticos causados pela inclinação pela

óptica e também minimiza a distorção de borda.

[0548] Embora o supracitado tenha focado nas terapias oculares associadas à manipulação intencional do olho, pode ser observado que as lentes de contato dinâmicas e métodos para usar a lente de contato dinâmica também podem ser úteis para tratar outras lesões nos olhos como, por exemplo, o tratamento de ferimentos de trauma. O trauma no olho também pode causar edema e comprometer as interfaces entre os vários tecidos oculares. Portanto, além de métodos pós-cirúrgicos, as lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação são úteis na cicatrização de ferimentos de trauma no olho. O trauma inclui, por exemplo, trauma físico, como trauma cego e trauma de penetração, trauma químico, lesão de explosão, queimadura e trauma psicológico. O tratamento de um ferimento de trauma pode envolver procedimentos cirúrgicos como a remoção de um objeto físico embutido ou a remoção de tecido de cicatrização. Ao ponto em que o trauma produza edema e irregularidades óptica, a aplicação de uma lente de contato dinâmica levará à recuperação visual mais rápida e, ao estabilizar o tecido ocular envolvido, acelerar a cicatrização. O trauma também pode causar defeitos no tecido ocular, incluindo à superfície anterior da córnea e envolver o epitélio e/ou estroma e pode causar danos ao tecido ocular interno. Portanto, a cicatrização de ferimento inclui cicatrizar ferimentos associados aos danos físicos ao tecido ocular, não necessariamente causados por procedimentos cirúrgicos.

[0549] As lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação também podem ser usadas como

dispositivos preventivos. Por exemplo, as lentes de contato dinâmicas podem ser usadas para proteger um olho de uma lesão potencial, como a lesão devido ao trauma físico, proteção contra produtos químicos, proteção contra particulados e proteção contra edema. Como um dispositivo preventivo, uma lente de contato dinâmica pode ser aplicada ao olho antes de uma exposição prevista a uma lesão potencial. Quando utilizada para proteger o olho contra uma lesão potencial, uma lente de contato dinâmica pode fornecer uma barreira física, uma barreira química em virtude da vedação à superfície anterior do olho e/ou pode impedir ou minimizar o edema causado por força não física, como pressão de explosão ou por trauma a outras partes do corpo. Em certas modalidades, proteger o olho contra lesão potencial inclui proteger o olho contra gases, vapores, poeira ou fumaça. Em certas modalidades, a proteção inclui proteção contra edema.

EXEMPLOS

[0550] As modalidades fornecidas pela presente revelação são adicionalmente ilustradas a título de referência aos seguintes exemplos, os quais descrevem lentes de contato dinâmicas e usos de lentes de contato dinâmicas fornecidas pela presente revelação.

Exemplo 1: Função Óptica de uma Lente de Contato Dinâmica em um Modelo Ocular

[0551] As imagens de OCT de uma lente de contato dinâmica que têm um mecanismo de transição são mostradas nas FIGS. 20A e 20B. A lente de contato dinâmica 2002 se sobrepõe a uma córnea 2001. Como mostrado na FIG. 20A, a fenestração 2005 acopla fluido lacrimal do menisco lacrimal

2006 a um sulco 2004 disposto na superfície posterior da porção periférica 2007 da lente de contato dinâmica 2002. O sulco 2004 é chanfrado em direção à porção óptica 2008 da lente de contato dinâmica, de modo que o sulco 2004 acople fluidamente o fluido lacrimal do menisco lacrimal ao volume lacrimal 2003 formado entre a superfície posterior da porção óptica e a superfície anterior da córnea.

[0552] Uma vista aproximada do volume lacrimal óptico 2003 e do acoplamento de fluido com o sulco 2004 é mostrada na FIG. 20B.

[0553] As FIGS. 21A e 21B mostram imagens de OCT horizontal e vertical de uma lente de contato dinâmica 2102 na córnea 2101 do paciente para ilustrar adicionalmente o acoplamento do fluido lacrimal no menisco lacrimal 2106 com o sulco 2104 por meio da fenestração 2105.

[0554] A FIG. 21C mostra uma imagem de OCT de uma lente de contato dinâmica em uma córnea mostrando o acoplamento de fluido de um menisco lacrimal a um sulco com uma altura de vão de 68 µm entre a superfície posterior da porção óptica e a superfície anterior da córnea. O sulco tem dimensões de 498 µm.

[0555] A FIG. 22 mostra uma imagem de OCT do volume lacrimal 2203 formada entre a porção óptica da lente de contato dinâmica 2202 e a córnea 2201 durante o olhar para baixo do olho. Durante o olhar para baixo, as pálpebras exercem pressão na porção periférica da lente de contato dinâmica e impulsionam o fluido lacrimal para o volume entre a porção óptica e a córnea para alterar o volume lacrimal. Alternativa ou adicionalmente, o acoplamento de fluido do volume lacrimal óptico a uma fonte de fluido

lacrimal como um menisco lacrimal durante o olhar para baixo pode alterar as forças de lente de modo a fazer com que o volume lacrimal óptico se abaule na direção oposta à córnea. Como mostrado na FIG. 22, neste exemplo, o volume lacrimal óptico 2203 tem uma altura de vão máxima de 29 µm.

Exemplo 2: Lente de Contato Dinâmica com Fenestrações e Sulcos

[0556] As lentes de contato dinâmicas foram fabricadas tendo os parâmetros mostrados na Tabela 2.

Tabela 2. Parâmetros da lente de contato dinâmica do Exemplo 2.

Elemento de Lente	Parâmetro	Valor
Lente de contato dinâmica	EBC (curvatura de base média)	8,9 mm
	Material	Hidrogel de silicone
Porção óptica	SAG conforme fabricada	0,1 mm
	Espessura central	200 µm
	Curvatura de base	7,86 mm
	Diâmetro	4 mm
	Volume lacrimal (calculado)	0,0114 µl
Porção Periférica	Espessura máxima	200 µm

Elemento de Lente	Parâmetro	Valor
	Curvatura de base	9,32 mm
	Diâmetro	10
Zona de Transição	Abrupta	Abrupta
Sulcos	Número	12
	Disposição	30 graus
	Largura	0,4
	Profundidade	140 µm
	Comprimento	3,5 mm
	Posição radial	2,5 mm
Fenestrações	Número	12
	Diâmetro	0,4 mm
	Localização radial	3,5 mm

[0557] A lente de contato dinâmica foi colocada em uma córnea de um paciente. A FIG. 23 mostra uma fotografia da lente de contato dinâmica em um olho de um paciente e as fenestrações 2301 são evidentes no lado esquerdo do olho, fora da região óptica do olho. Uma imagem de OCT da lente de contato dinâmica na córnea no olhar para frente é mostrada na FIG. 24. A FIG. 24 mostra a lente de contato dinâmica 2401, a córnea 2402, a porção óptica 2403, a fenestração 2404 e o sulco 2405, que se afunila em direção à porção óptica 2403. Embora seja difícil visualizar a partir da imagem de OCT, a altura de vão foi de cerca de 10

µm a 15 µm.

[0558] Usando uma micropipeta adaptada para volume baixo, 0,1 µl de fluido lacrimal foi colocado sobre a fenestração inferior. Uma imagem de OCT da lente de contato dinâmica e da córnea com o paciente olhando para frente é mostrada na FIG. 25. Como mostrado na FIG. 25, a porção óptica 2503 imediatamente se abaulou para a parte anterior para fornecer um vão de 70 µm entre o centro da porção óptica 2503 e a córnea 2502. A FIG. 25 mostra uma imagem de OCT da lente de contato dinâmica incluindo a porção óptica 2501, a córnea 2502, o volume lacrimal 2503, a fenestração 2504 e o sulco posterior 2505 que se estende para a zona de transição 2506.

Exemplo 3: Lente de Contato Dinâmica com Fenestrações e Sulcos

[0559] Uma lente de contato dinâmica foi fabricada tendo os parâmetros mostrados na Tabela 3.

Tabela 3. Parâmetros da lente de contato dinâmica do Exemplo 3.

Elemento de Lente	Parâmetro	Valor
Lente de contato dinâmica	EBC	8,9
	Material	Hidrogel de silicone
Porção óptica	SAG conforme fabricada	0,1 mm
	Espessura central	200 µm
	Curvatura de	7,86 mm

Elemento de Lente	Parâmetro	Valor
	base	
	Diâmetro	3 mm
Porção Periférica	Espessura máxima	200 µm
	Curvatura de base	9,32 mm
	Diâmetro	10 mm
Zona de Transição	Abrupta	Abrupta
Sulcos	Número	1
	Disposição	Superfície posterior
	Largura	400 µm
	Profundidade	100 µm
	Comprimento	2,5 mm
	Posição radial	2,5 mm
Fenestrações	Número	1
	Diâmetro	400 µm
	Localização radial	2,5 mm

[0560] A lente de contato dinâmica caracterizada pelos parâmetros na Tabela 2 foi colocada no olho do paciente. No olhar primário (olhar para frente), a porção óptica da lente foi achatada em uma configuração de conformação contra a córnea. Como mostrado na FIG. 26 (e mostrado na seção de OCT horizontal superior) o sulco posterior foi 1

mm abaixo (FIG. 27) e a fenestração foi 2,5 mm abaixo do centro (FIG. 28) e cerca de 2,5 mm acima do menisco lacrimal. A FIG. 26 mostra uma imagem de OCT da lente de contato dinâmica sobreposta à córnea 2602 com a porção óptica 2601 substancialmente se conformando à córnea 2602 com um volume lacrimal pequeno 2603. A FIG. 27 mostra uma imagem de OCT de um corte transversal da lente de contato dinâmica mostrando o sulco posterior 2707. A FIG. 28 mostra uma imagem de OCT de um corte transversal da lente de contato dinâmica 2801 sobreposta à córnea 2802 e mostrando o sulco posterior 2807 e a fenestração 2808.

[0561] O paciente, então, divergiu seu olhar para baixo a cerca de 40 graus em uma posição de leitura. Como mostrado na FIG. 29, durante o olhar para baixo, as fenestrações inferiores se tornaram acopladas fluidamente ao menisco lacrimal, acoplando, assim, de modo fluido o menisco lacrimal ao volume lacrimal óptico através da fenestração e do sulco. Quando a fenestração foi acoplada fluidamente ao menisco lacrimal, a porção óptica se abaulou imediatamente para a parte anterior, como mostrado na FIG. 30, e um vão de 40 µm se formou entre a superfície posterior da lente e a córnea. A FIG. 30 mostra uma imagem de OCT da lente de contato dinâmica 3001 sobreposta à córnea 3002, e com o volume lacrimal 3006 entre a superfície posterior da porção óptica 3003 e da córnea 3002. A FIG. 31 é uma imagem de OCT que mostra um sulco posterior 3107 durante o olhar para baixo.

ASPECTOS ADICIONAIS DA INVENÇÃO

[0562] Aspecto 1. Uma lente de contato compreendendo: uma porção óptica, em que a porção óptica

compreende uma curvatura de base posterior óptica; e um centro óptico; a porção periférica, em que a porção periférica compreende uma curvatura de base posterior periférica; e uma zona de transição acoplando a porção óptica e a porção periférica, em que a zona de transição está localizada a um raio menor que 3,5 mm a partir do centro óptico; a curvatura de base central (também chamada, no presente documento, de curvaturas de base posterior óptica) é menor que 7,4 mm; e a curvatura de base periférica é pelo menos 0,4 mm maior que a curvatura de base central.

[0563] Aspecto 1.1. A lente de contato, de acordo com o aspecto 1, em que a curvatura de base posterior óptica é menor que 7,3 mm.

[0564] Aspecto 1.2. A lente de contato, de acordo com o aspecto 1, em que a curvatura de base posterior óptica é menor que 7,2 mm.

[0565] Aspecto 1.3. A lente de contato, de acordo com o aspecto 1, em que a curvatura de base posterior óptica é menor que 7,1 mm.

[0566] Aspecto 1.4. A lente de contato, de acordo com o aspecto 1, em que a curvatura de base posterior óptica é menor que 7,0 mm.

[0567] Aspecto 1.5. A lente de contato, de acordo com o aspecto 1, em que a curvatura de base posterior óptica é menor que 6,9 mm.

[0568] Aspecto 1.6. A lente de contato, de acordo com o aspecto 1, em que a curvatura de base posterior óptica é menor que 6,8 mm.

[0569] Aspecto 1.7. A lente de contato, de acordo com

o aspecto 1, em que a curvatura de base posterior óptica é menor que 6,7 mm.

[0570] Aspecto 1.8. A lente de contato, de acordo com o aspecto 1, em que a curvatura de base posterior óptica é menor que 6,6 mm.

[0571] Aspecto 1.9. A lente de contato, de acordo com o aspecto 1, em que a curvatura de base posterior óptica é menor que 6,5 mm.

[0572] Aspecto 1.10. A lente de contato, de acordo com o aspecto 1, em que uma curvatura imediatamente adjacente à curvatura de base central é pelo menos 0,2 mm maior que a curvatura de base central.

[0573] Aspecto 2. Uma lente de contato compreendendo: uma porção óptica, em que a porção óptica compreende uma curvatura de base posterior óptica; a porção periférica em que a porção periférica compreende uma curvatura de base posterior periférica; e uma zona de transição acoplando a porção óptica e a porção periférica, em que, a zona de transição compreende uma largura radial de 150 mícrons ou menos.

[0574] Aspecto 3. Uma lente de contato compreendendo: uma porção óptica, em que a porção óptica compreende uma curvatura de base posterior óptica; a porção periférica, em que a porção periférica compreende uma curvatura de base posterior periférica; e uma zona de transição acoplando a porção óptica e a porção periférica, em que a zona de transição compreende uma circunferência e uma espessura, em que a espessura varia em torno da circunferência da zona de transição.

[0575] Aspecto 4. Uma lente de contato

compreendendo: uma porção óptica, em que a porção óptica compreende um centro óptico, uma curvatura de base posterior óptica e uma superfície posterior óptica; uma porção periférica, em que a porção periférica compreende uma curvatura de base posterior periférica, uma superfície posterior periférica e uma superfície anterior periférica; uma zona de transição acoplando a porção óptica e a porção periférica; um ou mais sulcos na superfície posterior periférica, em que pelo menos um sulco se estende a partir da superfície posterior periférica para a porção óptica; e pelo menos uma fenestração conectando o pelo menos um sulco à superfície anterior periférica, em que a zona de transição compreende uma circunferência e uma espessura; a espessura varia em torno da circunferência da zona de transição; a curvatura de base posterior óptica é menor que 7,1 mm; e a curvatura de base posterior periférica é pelo menos 0,4 mm maior que a curvatura de base posterior óptica a um raio menor que 3,5 mm do centro óptico.

[0576] Aspecto 5. Uma lente de contato compreendendo: uma porção óptica, em que a porção óptica compreende um centro óptico, uma curvatura de base posterior óptica e uma superfície posterior óptica; e uma porção periférica acoplada à porção óptica, em que a porção periférica compreende uma curvatura de base posterior periférica, um diâmetro periférico, uma superfície posterior periférica e uma superfície anterior periférica; em que a lente de contato é configurada de modo que, quando utilizada em um olho de um paciente, a porção óptica forme um volume lenticular entre a córnea e a superfície posterior óptica; e em que o volume lenticular compreende

um diâmetro de pelo menos 1,5 mm e uma altura de pelo menos 0,01 mm sobre a córnea.

[0577] Aspecto 6. Uma lente de contato compreendendo: uma porção óptica, em que a porção óptica compreende uma curvatura de base posterior óptica; e uma porção periférica acoplada à porção óptica, em que a porção periférica compreende uma curvatura de base posterior periférica e um diâmetro periférico; em que a lente de contato é configurada de modo que, quando utilizada em um olho de um paciente, a porção óptica possa assumir uma primeira configuração quase estável e uma segunda configuração quase estável.

[0578] Aspecto 7. Lente de contato compreendendo: Uma porção óptica, em que a porção óptica compreende uma superfície posterior óptica; Uma porção periférica, em que a porção periférica compreende uma superfície posterior periférica; e uma zona de transição acoplando a porção óptica e a porção periférica, em que a lente de contato é configurada de modo que, quando utilizada no olho de um paciente, a porção óptica possa assumir uma pluralidade de configurações em resposta a uma pressão aplicada à porção óptica; em que, quando uma pressão negativa é aplicada à superfície posterior óptica, a superfície posterior óptica assume uma ou mais configurações de conformação substancial em relação à superfície anterior da córnea; e em que, na ausência de uma pressão negativa, a superfície posterior óptica assume uma configuração neutra para fornecer um volume lacrimal entre a superfície posterior óptica e a superfície anterior da córnea.

[0579] Aspecto 8. A lente de contato, de acordo com

o aspecto 7, em que, na uma ou mais configurações de conformação substancial, a espessura de um filme lacrimal entre a superfície posterior óptica e a superfície anterior da córnea varia em menos de 10 µm.

[0580] Aspecto 9. A lente de contato, de acordo com o aspecto 7, em que, na uma ou mais configurações de conformação substancial, a espessura de um filme lacrimal entre a superfície posterior óptica e a superfície anterior da córnea varia em menos de 3 µm.

[0581] Aspecto 10. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 7 a 9, em que a pressão negativa é de 5 Pa a 1.500 Pa.

[0582] Aspecto 11. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 7 a 9, em que a pressão negativa é de 10 Pa a 250 Pa.

[0583] Aspecto 12. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 2, 3 e 5 a 11, em que a curvatura de base posterior periférica é de 7,5 mm a 9,5 mm; e a diferença entre a curvatura de base posterior periférica e a curvatura de base posterior óptica é maior que 0,4 mm.

[0584] Aspecto 13. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 1 a 12, em que a curvatura de base posterior óptica é menor que 6,8 mm.

[0585] Aspecto 14. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 1 a 13, em que a zona de transição tem uma espessura que varia em torno da circunferência da zona de transição.

[0586] Aspecto 15. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 1 a 13, em que a zona de transição tem uma espessura que varia em um padrão irregular em torno

da circunferência da zona de transição.

[0587] Aspecto 16. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 1 a 13, em que a zona de transição compreende uma ou mais descontinuidades que se estendem através da zona de transição.

[0588] Aspecto 17. A lente de contato, de acordo com o aspecto 16, em que a uma ou mais descontinuidades compreendem um ou mais sulcos posteriores na superfície posterior da porção periférica e se estendendo para a porção óptica.

[0589] Aspecto 18. A lente de contato, de acordo com o aspecto 17, em que o um ou mais sulcos posteriores são acoplados a uma fenestração.

[0590] Aspecto 19. A lente de contato, de acordo com o aspecto 17, em que o um ou mais sulcos posteriores são acoplados a um reservatório de fluido lacrimal.

[0591] Aspecto 20. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 1 a 19, em que a curvatura de base posterior óptica é menor que 7,1 mm; e a curvatura de base periférica é pelo menos 0,4 mm maior que a curvatura de base posterior óptica.

[0592] Aspecto 21. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 1 a 20, em que cada uma dentre a porção óptica e a porção periférica compreende um material que tem um módulo de 0,1 MPa a 10 MPa.

[0593] Aspecto 22. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 1 a 21, compreendendo um ou mais sulcos posteriores na superfície posterior periférica, em que pelo menos um sulco posterior se estende a partir da superfície posterior periférica para a porção óptica.

[0594] Aspecto 23. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 4 e 22, em que cada um dentre o um ou mais sulcos se estende radialmente do centro da porção óptica.

[0595] Aspecto 24. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 1 a 23, em que, quando utilizada no olho de um paciente, a porção óptica é caracterizada por uma primeira configuração quase estável e uma segunda configuração quase estável, em que a interação da lente de contato com o movimento do olho causa uma transição entre a primeira configuração quase estável e a segunda configuração quase estável.

[0596] Aspecto 25. A lente de contato, de acordo com o aspecto 24, em que a primeira configuração quase estável compreende uma primeira altura de vão; a segunda configuração quase estável compreende uma segunda altura de vão; a primeira altura de vão e a segunda altura de vão são diferentes; e em que a altura de vão é a distância entre um centro da superfície posterior óptica e a córnea.

[0597] Aspecto 26. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 24 a 25, em que o movimento do olho compreende alterar uma posição de olhar do olho.

[0598] Aspecto 27. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 24 a 26, em que, na primeira configuração quase estável, a porção óptica compreende uma primeira potência óptica; e, na segunda configuração quase estável, a porção óptica compreende uma segunda potência óptica, em que a primeira potência óptica é diferente da segunda potência óptica.

[0599] Aspecto 28. A lente de contato, de acordo com

qualquer um dos aspectos 24 a 27, em que, quando utilizada no olho de um paciente, um volume lacrimal óptico é formado entre a superfície posterior óptica e a superfície anterior da córnea; na primeira configuração quase estável, o volume lacrimal óptico compreende um primeiro volume; e, na segunda configuração quase estável, o volume lacrimal óptico compreende um segundo volume; em que o primeiro volume é diferente do segundo volume.

[0600] Aspecto 29. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 24 a 28, em que, quando utilizada no olho de um paciente, um volume lacrimal óptico é formado entre a superfície posterior óptica e a superfície anterior da córnea; na primeira configuração quase estável, o volume lacrimal óptico compreende um primeiro formato; na segunda configuração quase estável, o volume lacrimal óptico compreende um segundo formato; e o primeiro formato é diferente do segundo formato.

[0601] Aspecto 30. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 24 a 29, em que a primeira configuração quase estável fornece uma potência óptica que focaliza uma imagem na fóvea a partir de uma primeira distância; e a segunda configuração quase estável fornece uma potência óptica que focaliza uma imagem na fóvea a partir da uma segunda distância.

[0602] Aspecto 31. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 1 a 30, em que, quando utilizada no olho de um paciente, a porção óptica é caracterizada por uma primeira configuração quase estável e uma segunda configuração quase estável, e um volume lacrimal óptico é formado entre a superfície posterior óptica e a superfície

anterior da córnea; e uma transição entre a primeira configuração quase estável e a segunda configuração quase estável é controlada pelo fluxo de fluido lacrimal para dentro e para fora do volume lacrimal óptico.

[0603] Aspecto 32. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 1 a 30, em que, quando utilizada no olho de um paciente, a porção óptica é caracterizada por uma primeira configuração quase estável e uma segunda configuração quase estável, e um volume lacrimal óptico é formado entre a superfície posterior óptica e a superfície anterior da córnea; e uma transição entre a primeira configuração quase estável e a segunda configuração quase estável é controlada acoplando e desacoplando de modo fluido o volume lacrimal óptico com um menisco lacrimal.

[0604] Aspecto 33. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 1 a 30, em que, quando utilizada no olho de um paciente, a porção óptica é caracterizada por uma primeira configuração quase estável e uma segunda configuração quase estável; a lente de contato compreende uma ou mais fenestrações conectando a superfície posterior periférica à superfície posterior anterior; e acoplar de modo fluido uma ou mais fenestrações a um menisco lacrimal causa uma alteração na potência óptica da porção óptica.

[0605] Aspecto 34. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 1 a 30, em que, quando utilizada no olho de um paciente, a porção óptica é caracterizada por uma primeira configuração quase estável e uma segunda configuração quase estável; a lente de contato compreende uma ou mais fenestrações conectando a superfície posterior periférica à superfície anterior periférica; e desacoplar

de modo fluido uma ou mais fenestrações de um menisco lacrimal causa uma alteração na potência óptica da porção óptica.

[0606] Aspecto 35. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 1 a 34, em que a lente de contato compreende: pelo menos um sulco na superfície posterior periférica, em que o pelo menos um sulco se estende a partir da superfície posterior periférica para a porção óptica; e pelo menos uma fenestração conectando o pelo menos um sulco à superfície anterior periférica.

[0607] Aspecto 36. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 1 a 35, em que, quando utilizada em um olho de um paciente, um volume lacrimal óptico é formado entre a superfície posterior da porção óptica e a superfície anterior da córnea.

[0608] Aspecto 37. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 1 a 36, em que, quando utilizada em um olho de um paciente, um vão é formado entre a superfície posterior da porção óptica e a superfície anterior da córnea, em que o vão tem uma altura máxima de 1 µm a 200 µm.

[0609] Aspecto 38. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 1 a 37, em que a porção óptica é centralizada no eixo geométrico central da lente de contato.

[0610] Aspecto 39. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 1 a 37, em que a porção óptica não é centralizada no eixo geométrico central da lente de contato.

[0611] Aspecto 40. A lente de contato, de acordo com

qualquer um dos aspectos 1 a 37, em que a porção óptica é centralizada em um eixo geométrico que está a menos de 45 graus do eixo geométrico central da lente de contato.

[0612] Aspecto 41. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 1 a 40, em que a porção óptica compreende uma espessura máxima dentro de uma faixa de 30 µm a 600 µm.

[0613] Aspecto 42. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 1 a 41, em que a porção óptica compreende uma rigidez máxima dentro de uma faixa de 2E3 MPa×µm^3 a 3E9 MPa×µm^3.

[0614] Aspecto 43. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 1 a 42, em que a porção óptica, a porção periférica ou tanto a porção óptica quanto a porção periférica compreendem pelo menos um mecanismo configurado para transportar fluido lacrimal para dentro e para fora de um volume lacrimal óptico formado entre a superfície posterior óptica e a superfície anterior da córnea, quando utilizada em um olho de um paciente.

[0615] Aspecto 44. A lente de contato, de acordo com o aspecto 43, em que o transporte de fluido lacrimal para dentro e para fora do volume lacrimal óptico é associado a uma transição entre uma primeira configuração quase estável da porção óptica e uma segunda configuração quase estável da porção óptica.

[0616] Aspecto 45. A lente de contato, de acordo com o aspecto 43, em que o pelo menos um mecanismo compreende um sulco posterior, um sulco anterior, uma fenestração, um reservatório de fluido lacrimal, uma protuberância, uma reentrância, uma válvula, uma fenestração compreendendo uma

válvula, uma geometria da porção óptica, uma geometria da porção periférica, ou uma combinação de qualquer um dos supracitados.

[0617] Aspecto 46. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 43 a 45, em que a interação de fluido lacrimal no menisco lacrimal com o volume lacrimal óptico induz uma transição entre uma primeira configuração quase estável da porção óptica e uma segunda configuração quase estável da porção óptica, mantém uma primeira configuração quase estável da porção óptica, mantém uma segunda configuração quase estável da porção óptica, ou uma combinação de qualquer um dos supracitados.

[0618] Aspecto 47. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 43 a 46, em que o movimento do olho, uma pálpebra ou uma combinação dos mesmos induz uma transição entre uma primeira configuração quase estável da porção óptica e uma segunda configuração quase estável da porção óptica, mantém uma primeira configuração quase estável da porção óptica, mantém uma segunda configuração quase estável da porção óptica, ou uma combinação de qualquer um dos supracitados.

[0619] Aspecto 48. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 43 a 47, em que a interação de fluido lacrimal no menisco lacrimal com pelo menos dois dentre a porção óptica, a porção periférica e o pelo menos um mecanismo induz uma transição entre uma primeira configuração quase estável da porção óptica e uma segunda configuração quase estável da porção óptica, mantém uma primeira configuração quase estável da porção óptica, mantém uma segunda configuração quase estável da porção

óptica, ou uma combinação de qualquer um dos supracitados.

[0620] Aspecto 49. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 43 a 47, em que a interação entre o fluido lacrimal dentro do volume lacrimal óptico e o fluido lacrimal dentro de uma fonte de fluido lacrimal induz uma transição entre uma primeira configuração quase estável da porção óptica e uma segunda configuração quase estável da porção óptica, mantém uma primeira configuração quase estável da porção óptica, mantém uma segunda configuração quase estável da porção óptica, ou uma combinação de qualquer um dos supracitados.

[0621] Aspecto 50. A lente de contato, de acordo com o aspecto 49, em que a fonte de fluido lacrimal compreende um reservatório de fluido lacrimal, uma reentrância de fluido lacrimal, um menisco lacrimal, ou uma combinação de qualquer um dos supracitados.

[0622] Aspecto 51. A lente de contato, de acordo com o aspecto 49, em que a interação é induzida por uma alteração no ângulo de olhar, por interação de uma pálpebra com a lente de contato, ou por uma combinação das mesmas.

[0623] Aspecto 52. A lente de contato, de acordo com o aspecto 49, em que a interação compreende acoplar de modo fluido e desacoplar de modo fluido o volume lacrimal óptico com uma fonte de fluido lacrimal.

[0624] Aspecto 53. A lente de contato, de acordo com o aspecto 49, em que a interação compreende acoplar de modo fluido e desacoplar de modo fluido o volume lacrimal óptico com um menisco lacrimal.

[0625] Aspecto 54. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 43 a 53, em que o pelo menos um

mecanismo compreende um ou mais sulcos posteriores, em que cada um dentre o um ou mais sulcos posteriores é disposto na superfície posterior periférica.

[0626] Aspecto 55. A lente de contato, de acordo com o aspecto 54, em que o pelo menos um dentre o um ou mais sulcos posteriores cruza a circunferência da porção óptica.

[0627] Aspecto 56. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 43 a 55, em que o pelo menos um mecanismo é disposto dentro da porção periférica, na superfície posterior da porção periférica, na superfície anterior da porção periférica, ou uma combinação de qualquer um dos supracitados.

[0628] Aspecto 57. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 43 a 55, em que o pelo menos um mecanismo compreende uma protuberância na superfície anterior periférica.

[0629] Aspecto 58. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 1 a 57, em que a lente de contato compreende pelo menos uma fenestração conectando a superfície posterior periférica à superfície posterior anterior; e pelo menos uma das fenestrações compreende uma válvula.

[0630] Aspecto 59. A lente de contato, de acordo com o aspecto 58, em que a válvula compreende uma válvula capilar.

[0631] Aspecto 60. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 1 a 59, compreendendo um ou mais sulcos anteriores dispostos na superfície anterior periférica e uma ou mais fenestrações conectadas a cada um dentre o um ou mais sulcos anteriores, em que a pelo menos

uma fenestração conecta o sulco anterior à superfície posterior periférica.

[0632] Aspecto 61. A lente de contato, de acordo com o aspecto 60, compreendendo um sulco posterior disposto na superfície posterior periférica e conectada a pelo menos uma dentre a uma ou mais fenestrações.

[0633] Aspecto 62. A lente de contato, de acordo com o aspecto 61, em que pelo menos um dentre o um ou mais sulcos posteriores se estende para a porção óptica.

[0634] Aspecto 63. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 1 a 62, compreendendo: uma pluralidade de sulcos posteriores dispostos radialmente; e uma ou mais fenestrações, em que uma ou mais fenestrações são acopladas a cada um dentre a pluralidade de sulcos posteriores dispostos radialmente.

[0635] Aspecto 64. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 1 a 63, compreendendo uma ou mais reentrâncias dispostas na superfície periférica anterior, e uma fenestração acoplada a cada uma dentre a uma ou mais reentrâncias.

[0636] Aspecto 65. A lente de contato, de acordo com o aspecto 64, em que a fenestração é acoplada a um sulco posterior.

[0637] Aspecto 66. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 1 a 65, em que a porção periférica compreende uma cavidade disposta na superfície posterior periférica.

[0638] Aspecto 67. A lente de contato, de acordo com o aspecto 66, em que a cavidade é deformável mediante a interação com uma pálpebra, movimento do olho ou uma

combinação dos mesmos.

[0639] Aspecto 68. A lente de contato, de acordo com qualquer um dos aspectos 1 a 67, em que a porção periférica compreende uma reentrância na superfície anterior periférica; e uma fenestração acoplada à reentrância; e um sulco posterior acoplado à fenestração, em que o sulco posterior se estende para a porção óptica.

[0640] Aspecto 69. Um método para corrigir a visão compreendendo a utilização de uma lente de contato de acordo com qualquer um dos aspectos 1 a 68.

[0641] Embora modalidades preferenciais da presente invenção tenham sido apresentadas e descritas no presente documento, será óbvio para aqueles versados na técnica que tais modalidades são fornecidas apenas por meio de exemplo. Não se pretende que a invenção seja limitada pelos exemplos específicos fornecidos no relatório descritivo. Embora a invenção tenha sido descrita com referência ao relatório descritivo supracitado, as descrições e ilustrações das modalidades no presente documento não são destinadas a serem interpretadas em um sentido limitante. Diversas variações, alterações e substituições ocorrerão agora para aqueles versados na técnica sem se afastar da invenção. Ademais, deve ser entendido que todos os aspectos da invenção não são limitados às representações, configurações ou proporções relativas específicas apresentadas no presente documento, que dependem de uma variedade de condições e variáveis. Deve ser entendido que várias alternativas às modalidades da invenção descritas no presente documento podem ser empregues na prática da invenção. Portanto, é contemplado que a invenção também

deve abranger qualquer uma de tais alternativas, modificações, variações ou equivalentes. Pretende-se que as seguintes reivindicações definam o escopo da invenção e que os métodos e estruturas dentro do escopo dessas reivindicações e seus equivalentes sejam cobertos por elas.

Reivindicações do documento WO2020049356A1 de Fase Nacional EUA/ CON com desvio

1. Lente de contato compreendendo:

uma porção óptica, em que a porção óptica compreende uma curvatura de base posterior óptica; e um centro óptico;

a porção periférica, em que a porção periférica compreende uma curvatura de base posterior periférica; e

uma zona de transição acoplando a porção óptica e a porção periférica, em que, quando utilizada no olho de um paciente, a porção óptica é **caracterizada por** uma primeira configuração quase estável e uma segunda configuração quase estável, em que a interação da lente de contato com o movimento do olho causa uma transição entre a primeira configuração quase estável e a segunda configuração quase estável,

em que, durante a transição, uma espessura da porção óptica não é alterada.

2. Lente de contato, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizada pelo** fato de que a porção óptica compreende uma superfície posterior óptica;

em que a porção periférica compreende uma superfície posterior periférica;

em que a lente de contato é configurada de modo que, quando utilizada no olho de um paciente, a porção óptica possa assumir uma pluralidade de configurações em resposta a uma pressão aplicada à porção óptica;

em que, quando uma pressão negativa é aplicada à superfície posterior óptica, a superfície posterior óptica assume uma ou mais configurações de conformação substancial

em relação à superfície anterior da córnea; e

em que, na ausência de uma pressão negativa, a superfície posterior óptica assume uma configuração neutra para fornecer um volume lacrimal entre a superfície posterior óptica e a superfície anterior da córnea.

3. Lente de contato, de acordo com a reivindicação 2, **caracterizada pelo** fato de que a pressão negativa é de 5 Pa a 1.500 Pa.

4. Lente de contato, de acordo com a reivindicação 2, **caracterizada pelo** fato de que a pressão negativa é de 10 Pa a 250 Pa.

5. Lente de contato, de acordo com a reivindicação 2, **caracterizada pelo** fato de que

a curvatura de base posterior periférica é de 7,5 mm a 9,5 mm; e

a diferença entre a curvatura de base posterior periférica e a curvatura de base posterior óptica é maior que 0,1 mm.

6. Lente de contato, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizada pelo** fato de que a zona de transição compreende uma ou mais descontinuidades se estendendo através da zona de transição.

7. Lente de contato, de acordo com a reivindicação 6, **caracterizada pelo** fato de que a uma ou mais descontinuidades compreendem um ou mais sulcos posteriores na superfície posterior da porção periférica e se estendendo para a porção óptica.

8. Lente de contato, de acordo com a reivindicação 7, **caracterizada pelo** fato de que o um ou mais sulcos posteriores são acoplados a uma fenestração.

9. Lente de contato, de acordo com a reivindicação 7, **caracterizada por** compreender um ou mais sulcos anteriores na superfície anterior periférica.

10. Lente de contato, de acordo com a reivindicação 9, **caracterizada pelo** fato de que o um ou mais sulcos anteriores são conectados a um ou mais sulcos posteriores.

11. Lente de contato, de acordo com a reivindicação 9, **caracterizada pelo** fato de que o um ou mais sulcos anteriores não são conectados a um ou mais sulcos posteriores.

12. Lente de contato, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizada pelo** fato de que o movimento do olho compreende alterar uma posição de olhar do globo ocular ou pálpebras.

13. Lente de contato, de acordo com a reivindicação 1, em que,

quando utilizada no olho de um paciente, a porção óptica é **caracterizada pela** primeira configuração quase estável e pela segunda configuração quase estável;

a lente de contato compreende uma ou mais fenestrações conectando a superfície posterior periférica à superfície anterior; e

acoplar de modo fluido uma ou mais fenestrações a um menisco lacrimal causa uma alteração na potência óptica de um sistema de lente óptica compreendendo a porção óptica da lente de contato, um filme lacrimal e um volume lacrimal óptico lenticular.

14. Lente de contato, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizada pelo** fato de que a porção óptica, a porção periférica ou tanto a porção óptica quanto a porção

periférica compreendem pelo menos um mecanismo configurado para transportar fluido lacrimal para dentro e para fora de um volume lacrimal óptico formado entre a superfície posterior óptica e a superfície anterior da córnea, quando utilizada em um olho de um paciente.

15. Lente de contato, de acordo com a reivindicação 14, **caracterizada pelo** fato de que o transporte de fluido lacrimal para dentro e para fora do volume lacrimal óptico está associado à transição entre a primeira configuração quase estável da porção óptica e a segunda configuração quase estável da porção óptica.

16. Lente de contato, de acordo com a reivindicação 14, **caracterizada pelo** fato de que o pelo menos um mecanismo compreende um sulco posterior, um sulco anterior, uma fenestração, um reservatório de fluido lacrimal, uma protuberância, uma reentrância, uma válvula, uma fenestração compreendendo uma válvula, uma geometria da porção óptica, uma geometria da porção periférica, ou uma combinação de qualquer um dos supracitados.

17. Lente de contato, de acordo com a reivindicação 14, **caracterizada pelo** fato de que a interação de fluido lacrimal no menisco lacrimal com o volume lacrimal óptico induz à transição entre a primeira configuração quase estável da porção óptica e a segunda configuração quase estável da porção óptica, mantém a primeira configuração quase estável da porção óptica, mantém a segunda configuração quase estável da porção óptica, ou uma combinação de qualquer um dos supracitados.

18. Lente de contato, de acordo com a reivindicação 14, **caracterizada pelo** fato de que o movimento do olho, uma

pálpebra ou uma combinação dos mesmos, induz à transição entre a primeira configuração quase estável da porção óptica e a segunda configuração quase estável da porção óptica, mantém a primeira configuração quase estável da porção óptica, mantém a segunda configuração quase estável da porção óptica, ou uma combinação de qualquer um dos supracitados.

19. Lente de contato, de acordo com a reivindicação 14, **caracterizada pelo** fato de que a interação de fluido lacrimal no menisco lacrimal com pelo menos dois dentre a porção óptica, a porção periférica e o pelo menos um mecanismo, induz à transição entre a primeira configuração quase estável da porção óptica e a segunda configuração quase estável da porção óptica, mantém a primeira configuração quase estável da porção óptica, mantém a segunda configuração quase estável da porção óptica ou uma combinação de qualquer um dos supracitados.

20. Lente de contato, de acordo com a reivindicação 1, sendo

a lente de contato **caracterizada por** compreender pelo menos uma fenestração conectando a superfície posterior periférica à superfície anterior; e

pelo menos uma das fenestrações compreende uma válvula.

21. Lente de contato, de acordo com a reivindicação 20, **caracterizada pelo** fato de que a válvula compreende uma válvula capilar.

22. Lente de contato, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizada por** compreender um ou mais sulcos anteriores dispostos na superfície anterior periférica e uma ou mais

fenestrações conectadas a cada um do um ou mais sulcos anteriores, em que a pelo menos uma fenestração conecta o sulco anterior à superfície posterior periférica.

23. Lente de contato, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizada por** compreender:

uma pluralidade de sulcos posteriores dispostos radialmente; e

uma ou mais fenestrações, em que uma ou mais fenestrações são acopladas a cada um dentre a pluralidade de sulcos posteriores dispostos radialmente.

24. Lente de contato, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizada por** compreender uma ou mais reentrâncias dispostas na superfície periférica anterior, e uma fenestração acoplada a cada uma da uma ou mais reentrâncias.

25. Lente de contato, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizada pelo** fato de que

a porção periférica compreende uma reentrância na superfície anterior periférica; e uma fenestração acoplada à reentrância; e

um sulco posterior acoplado à fenestração, em que o sulco posterior se estende para a porção óptica.

26. Lente de contato compreendendo:

uma porção óptica, em que a porção óptica compreende uma curvatura de base posterior óptica e um centro óptico;

a porção periférica, em que a porção periférica compreende uma curvatura de base posterior periférica;

uma zona de transição acoplando a porção óptica e a porção periférica, em que, quando utilizada no olho de um paciente, a porção óptica é **caracterizada por** uma primeira

configuração quase estável e uma segunda configuração quase estável, em que a interação da lente de contato com o movimento do olho causa uma transição entre a primeira configuração quase estável e a segunda configuração quase estável; e

pelo menos uma fenestração conectando uma superfície posterior periférica da lente de contato de uma superfície anterior da lente de contato,

em que a pelo menos uma fenestração compreende uma válvula.

27. Lente de contato compreendendo:

uma porção óptica, em que a porção óptica compreende uma curvatura de base posterior óptica e um centro óptico;

a porção periférica, em que a porção periférica compreende uma curvatura de base posterior periférica; e

uma zona de transição acoplando a porção óptica e a porção periférica, em que, quando utilizada no olho de um paciente, a porção óptica é **caracterizada por** uma primeira configuração quase estável e uma segunda configuração quase estável, em que a interação da lente de contato com o movimento do olho causa uma transição entre a primeira configuração quase estável e a segunda configuração quase estável,

em que a porção óptica compreende uma superfície posterior óptica;

em que a porção periférica compreende uma superfície posterior periférica;

em que a lente de contato é configurada de modo que, quando utilizada no olho de um paciente, a porção óptica possa assumir uma pluralidade de configurações em resposta

a uma pressão aplicada à porção óptica;

em que, quando uma pressão negativa é aplicada à superfície posterior óptica, a superfície posterior óptica assume uma ou mais configurações de conformação substancial em relação à superfície anterior da córnea; e

em que, na ausência de uma pressão negativa, a superfície posterior óptica assume uma configuração neutra para fornecer um volume lacrimal entre a superfície posterior óptica e a superfície anterior da córnea.

27. Lente de contato compreendendo:

uma porção óptica, em que a porção óptica compreende uma curvatura de base posterior óptica; e um centro óptico;

a porção periférica, em que a porção periférica compreende uma curvatura de base posterior periférica; e

uma zona de transição acoplando a porção óptica e a porção periférica, em que, quando utilizada no olho de um paciente, a porção óptica é **caracterizada por** uma primeira configuração quase estável e uma segunda configuração quase estável, em que a interação da lente de contato com o movimento do olho causa uma transição entre a primeira configuração quase estável e a segunda configuração quase estável,

em que, durante a transição, uma potência óptica da porção óptica não é alterada.

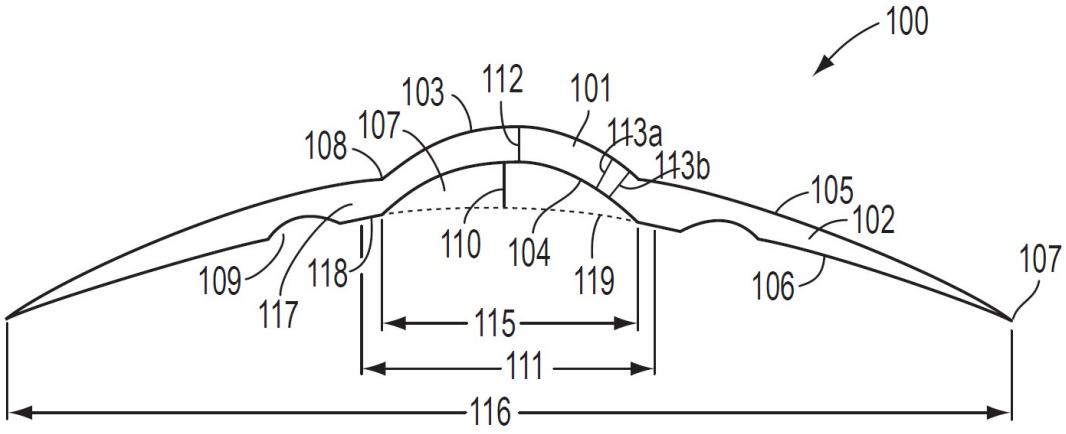


FIG. 1

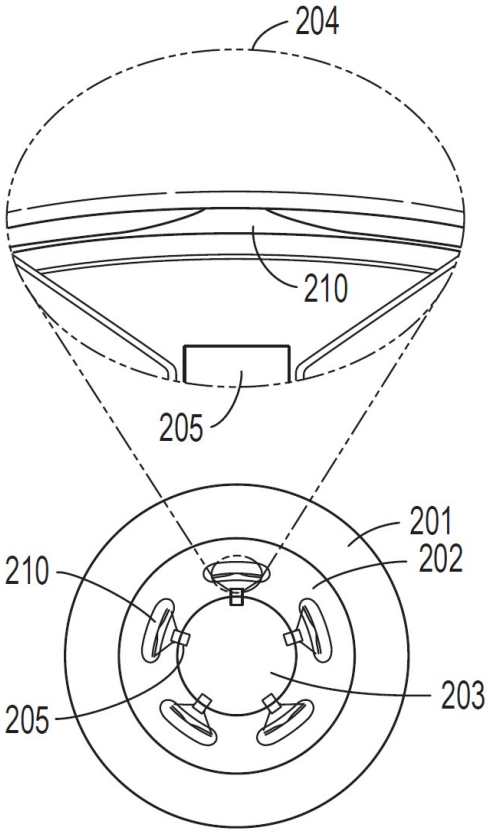


FIG. 2A

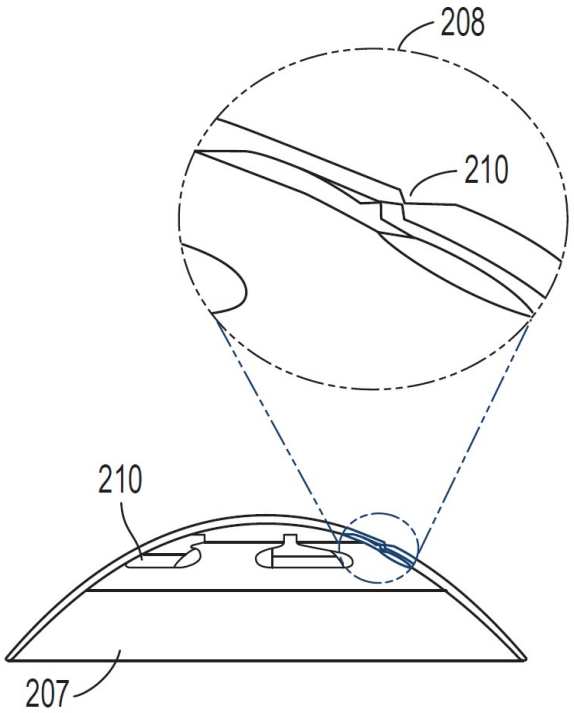


FIG. 2B

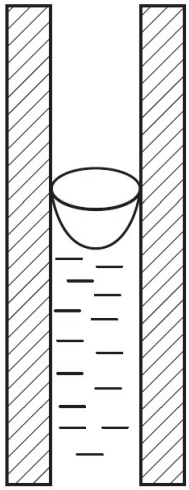


FIG. 3A

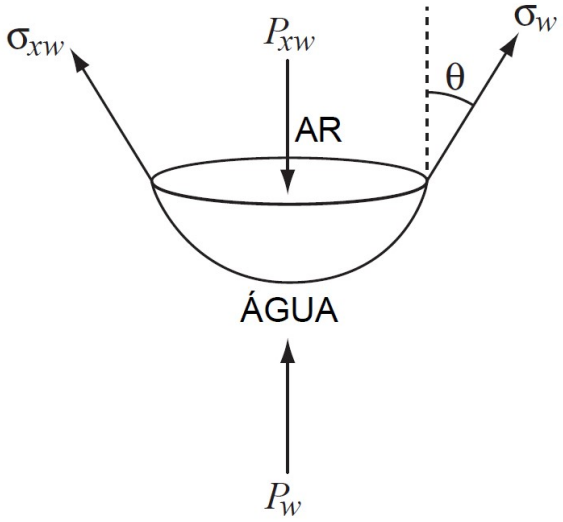


FIG. 3B

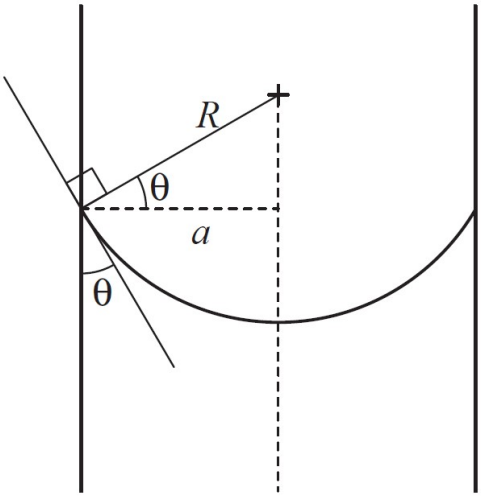


FIG. 3C

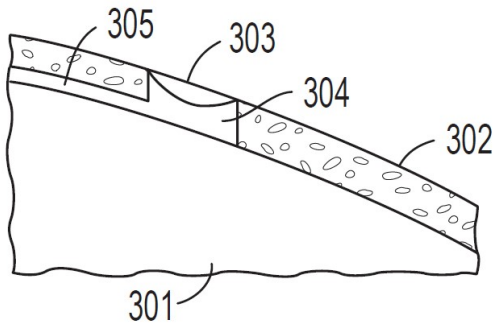


FIG. 3D

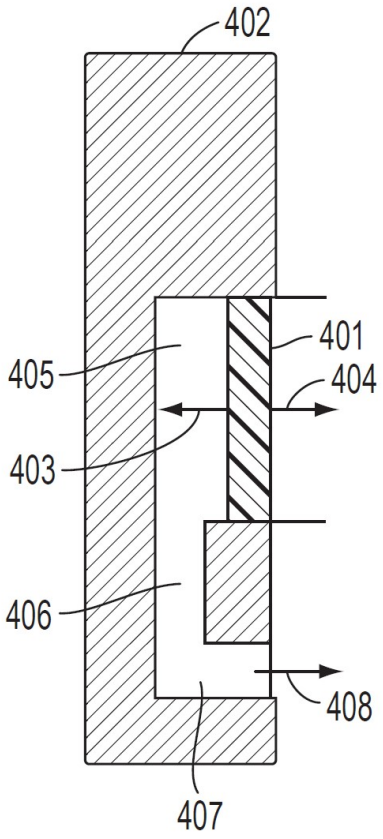

402
401
405
404
403
406
408
407

FIG. 4A

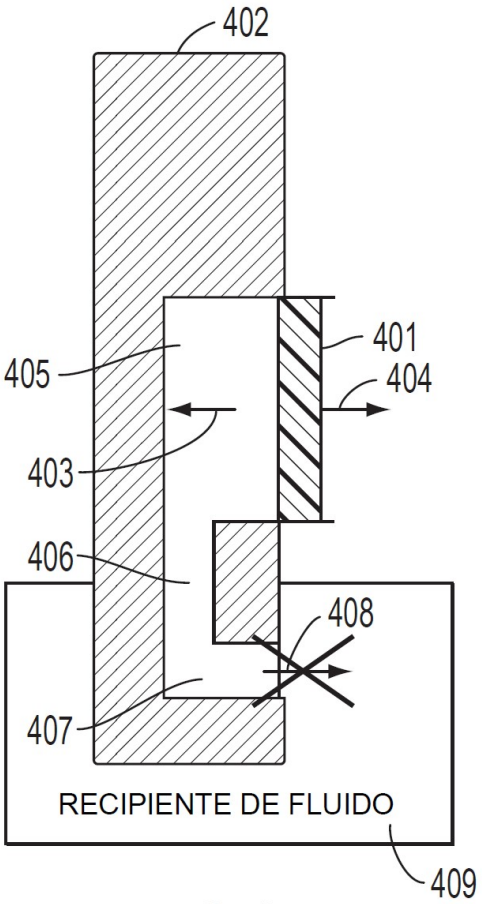

402
401
405
404
403
406
408
407
RECIPIENTE DE FLUIDO
409

FIG. 4B

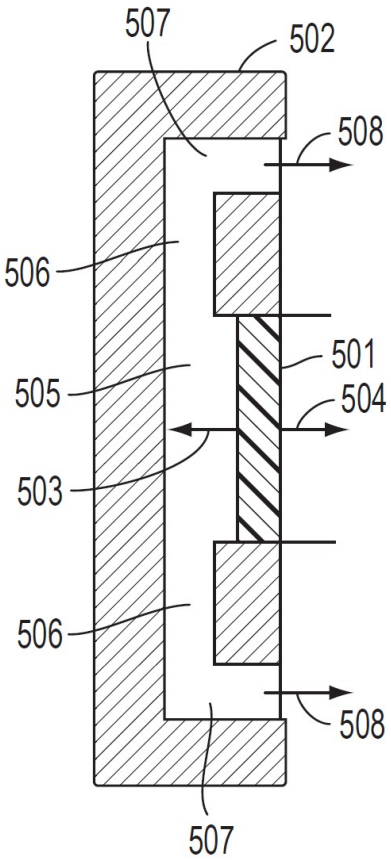

507
502
508
506
501
505
504
503
506
508
507

FIG. 5A

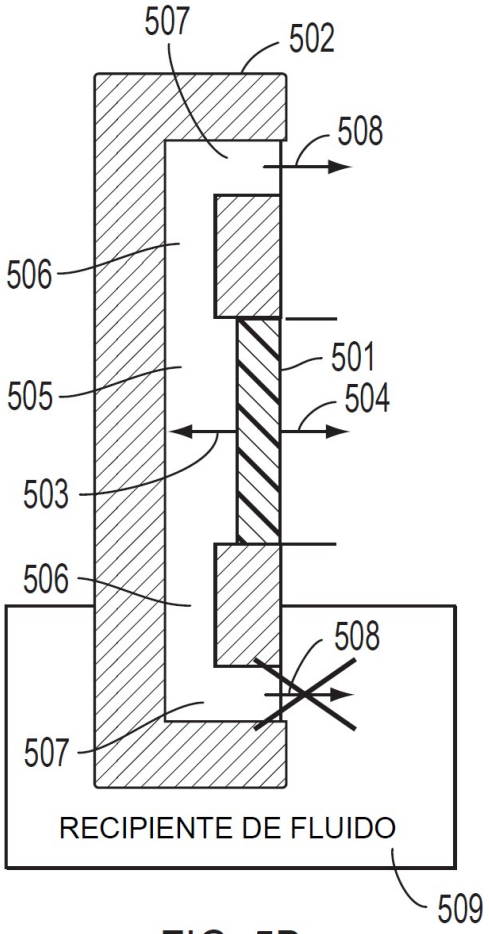

507
502
508
506
501
505
504
503
506
508
507
RECIPIENTE DE FLUIDO
509

FIG. 5B

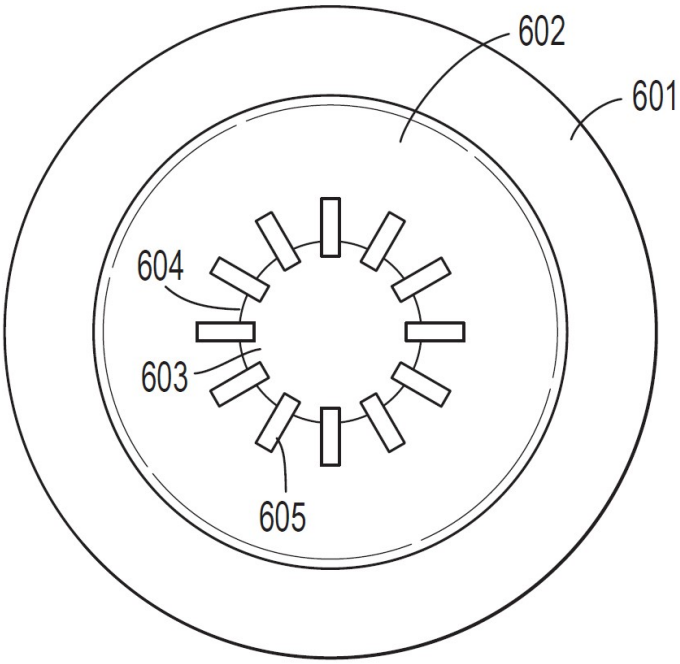


FIG. 6A

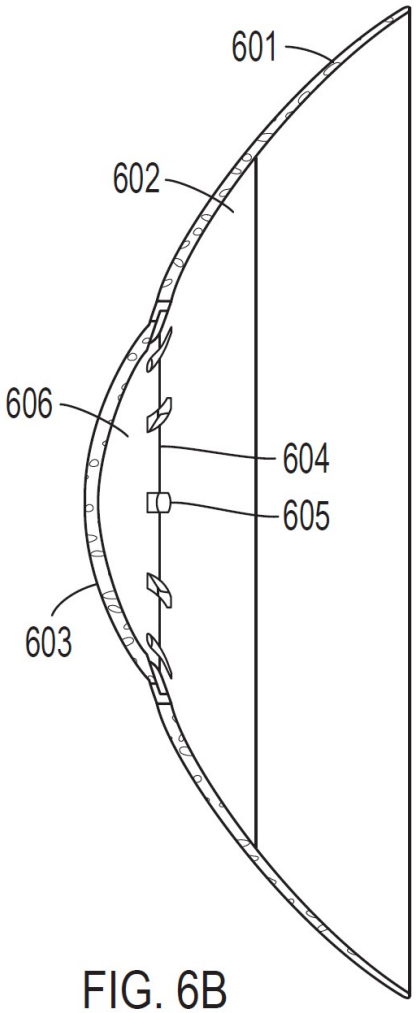


FIG. 6B

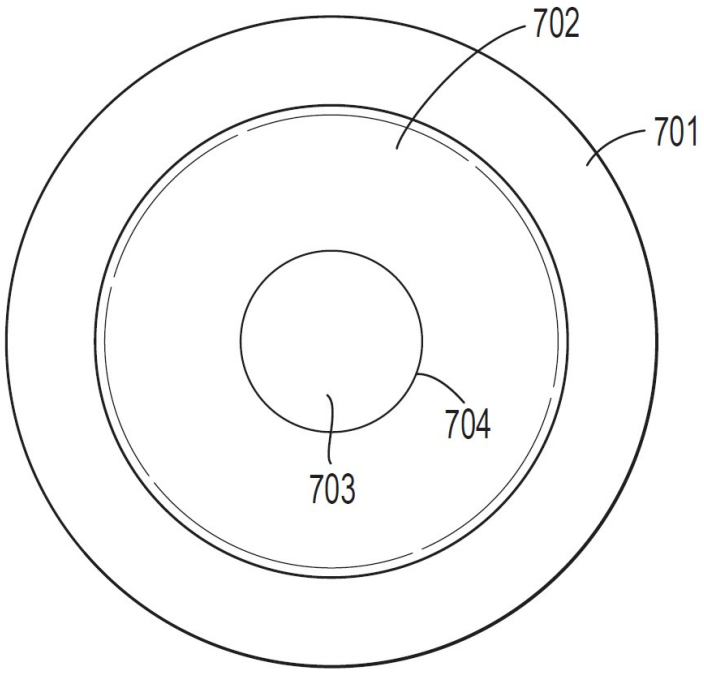


FIG. 7A

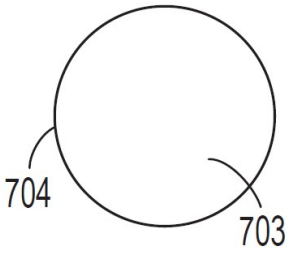


FIG. 7B

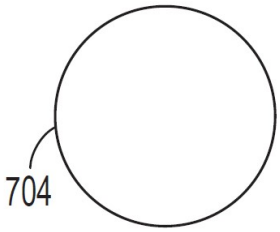


FIG. 7C

FIG. 7D

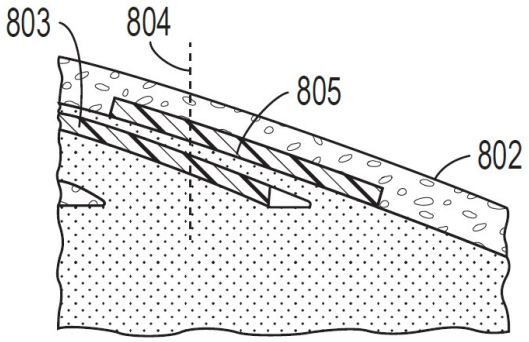


FIG. 8A

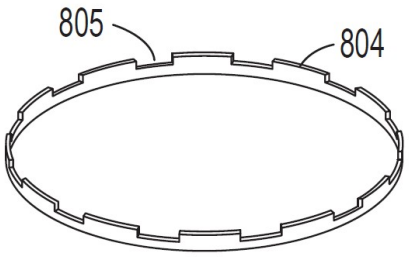


FIG. 8B

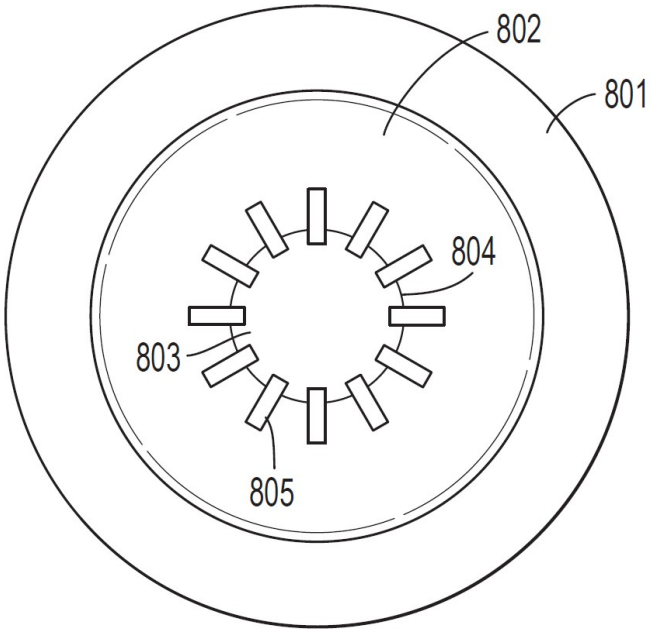


FIG. 8C

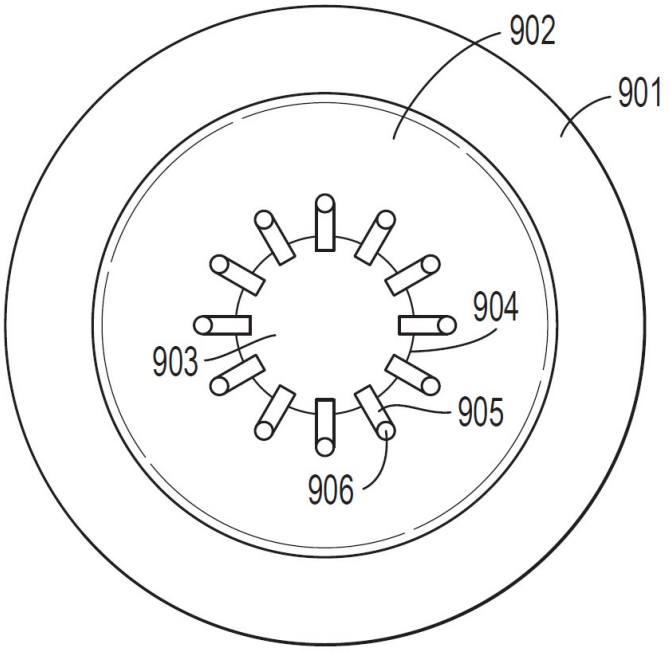


FIG. 9A

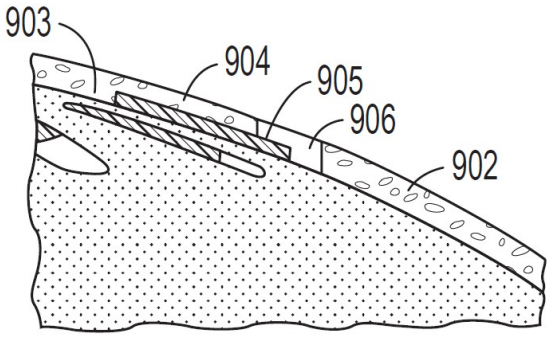


FIG. 9B

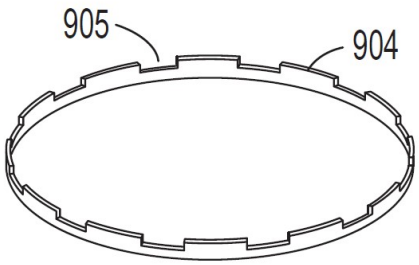


FIG. 9C

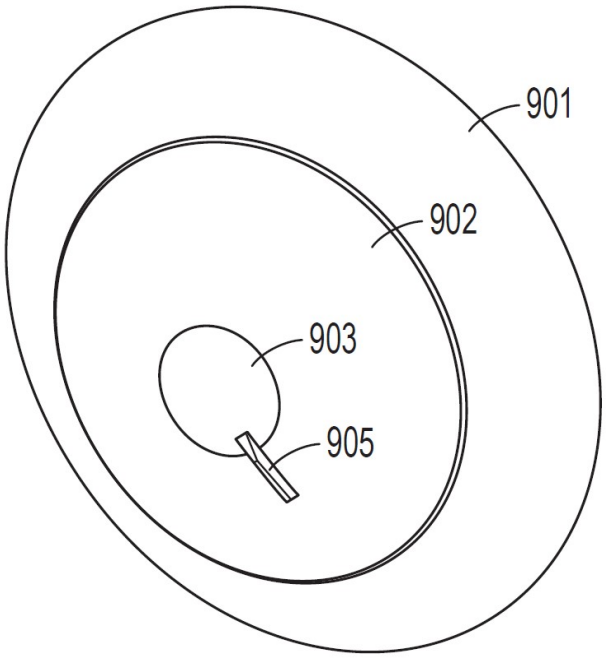


FIG. 9D

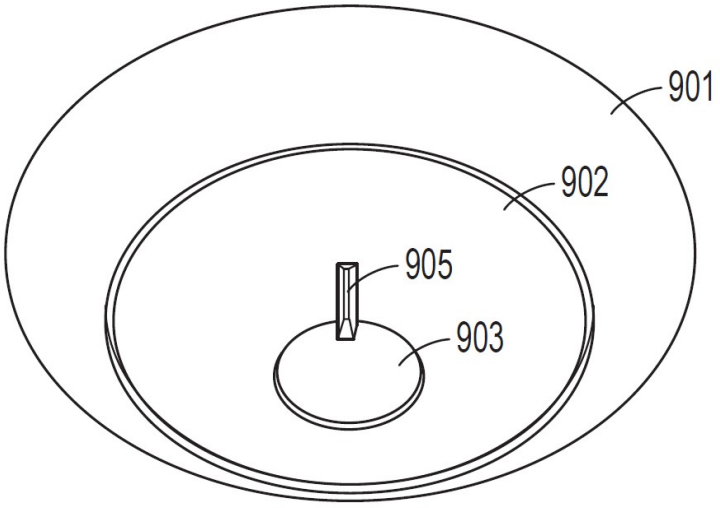


FIG. 9E

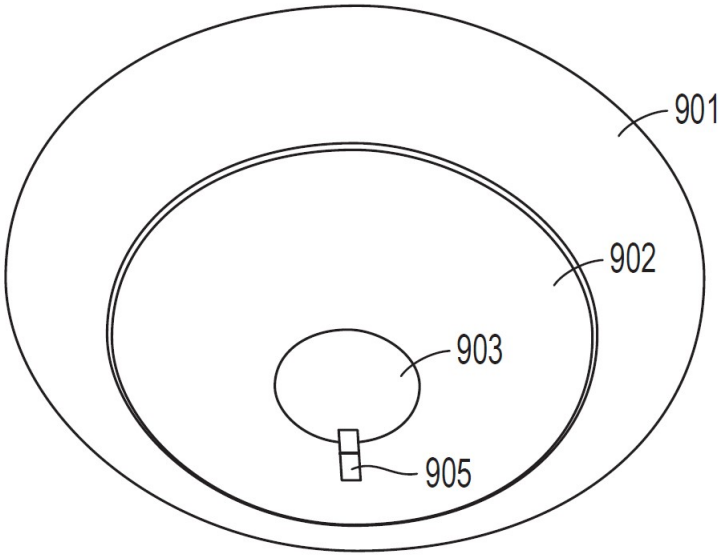


FIG. 9F

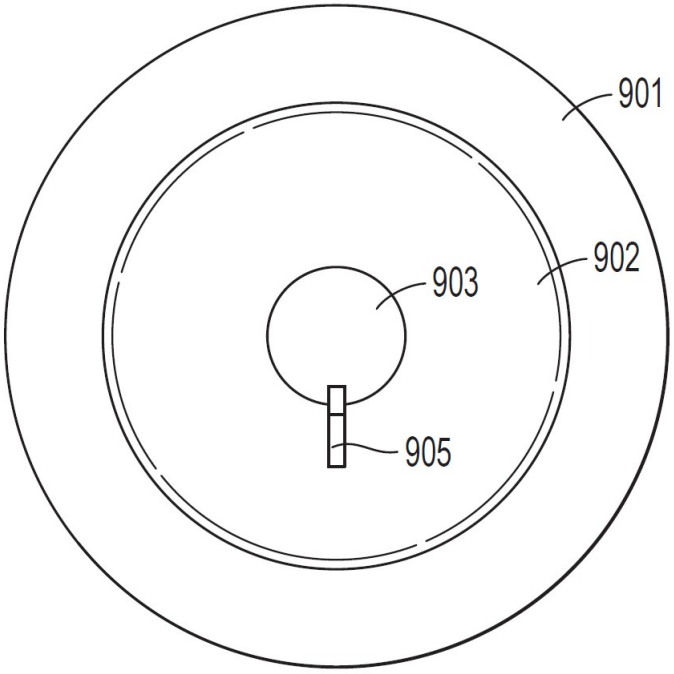


FIG. 9G

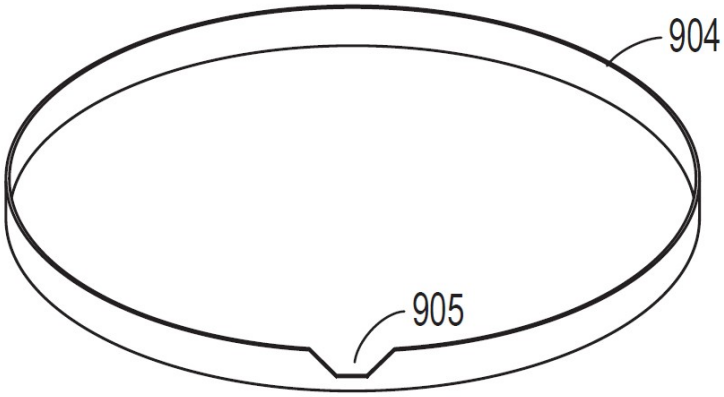


FIG. 9H

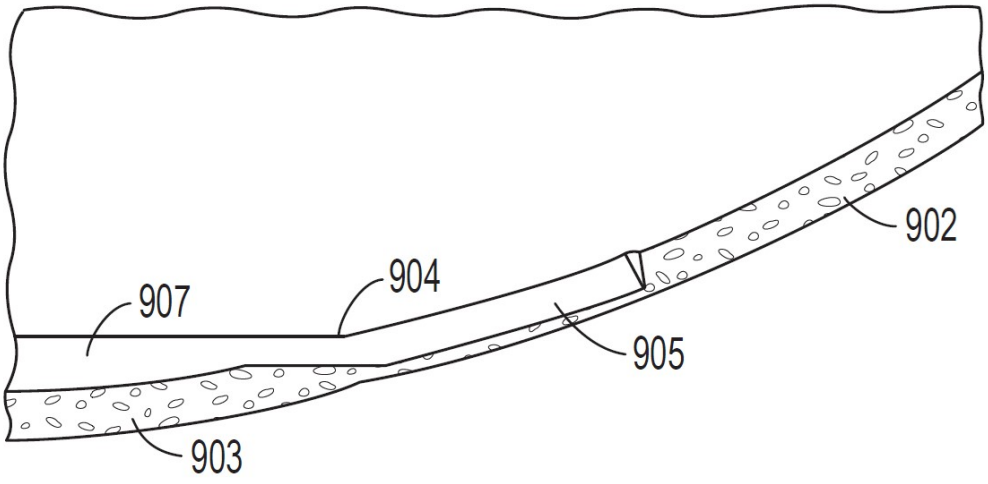


FIG. 9I

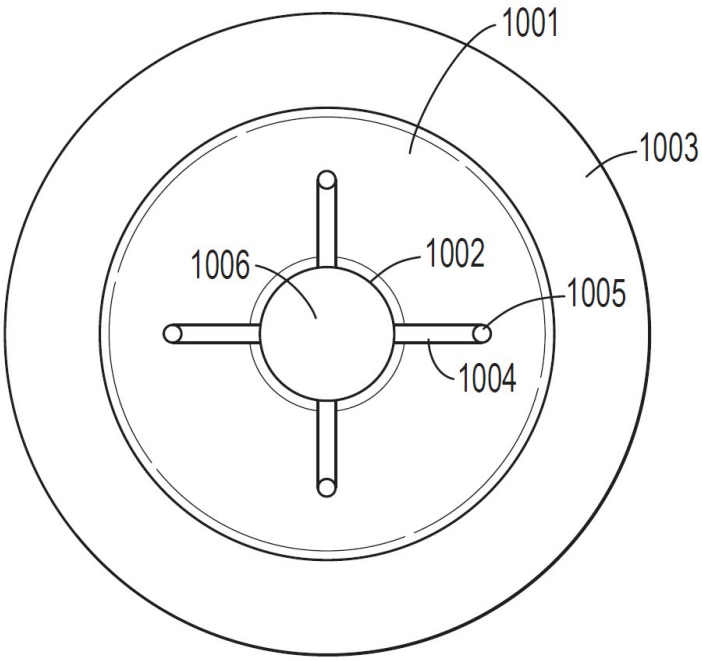


FIG. 10

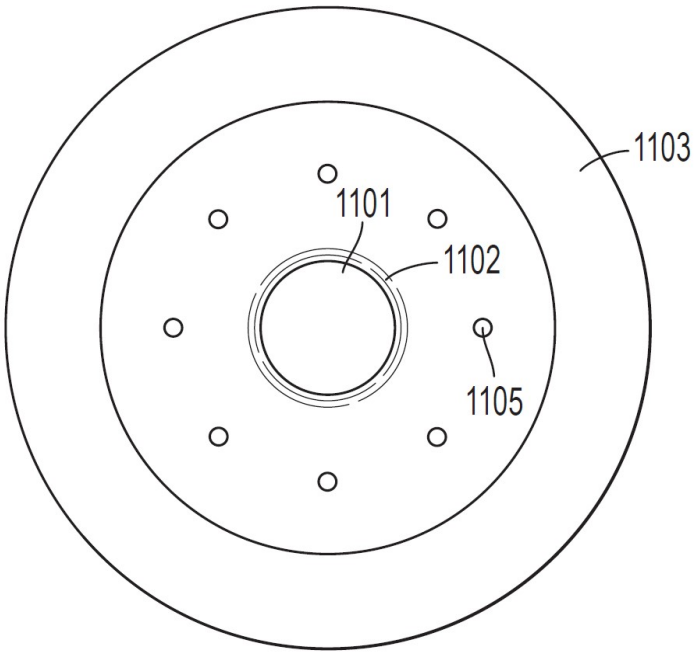


FIG. 11

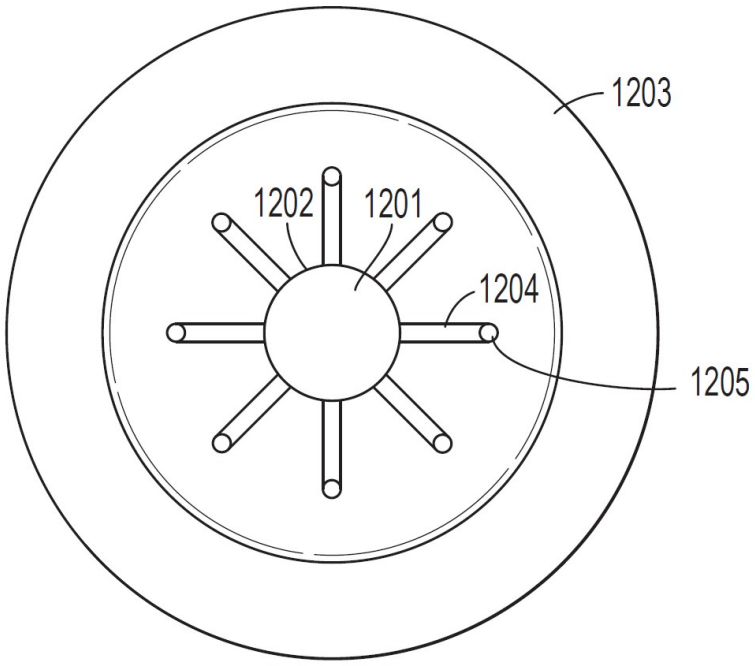


FIG. 12

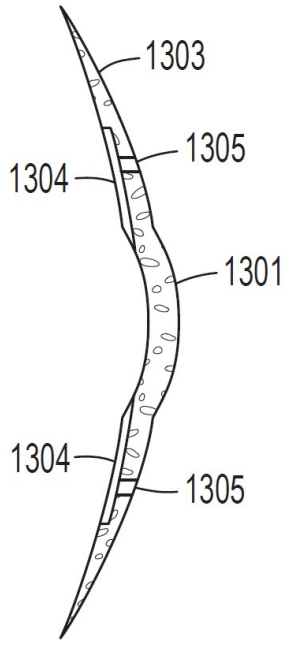


FIG. 13A

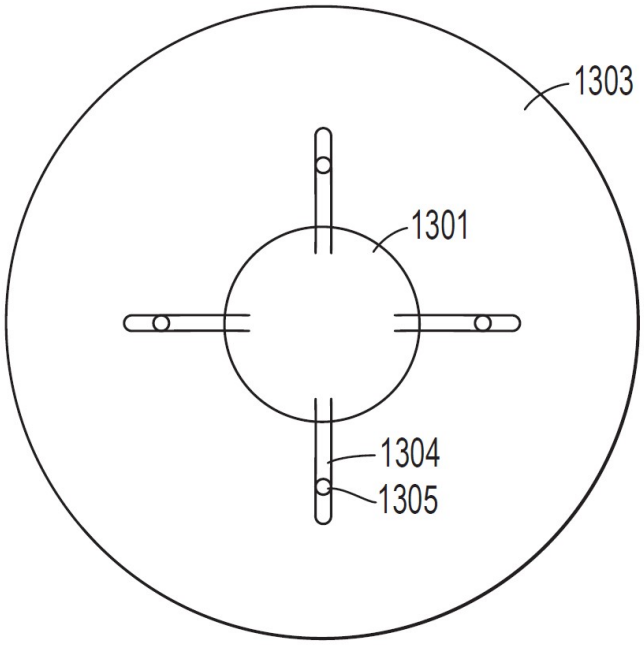


FIG. 13B

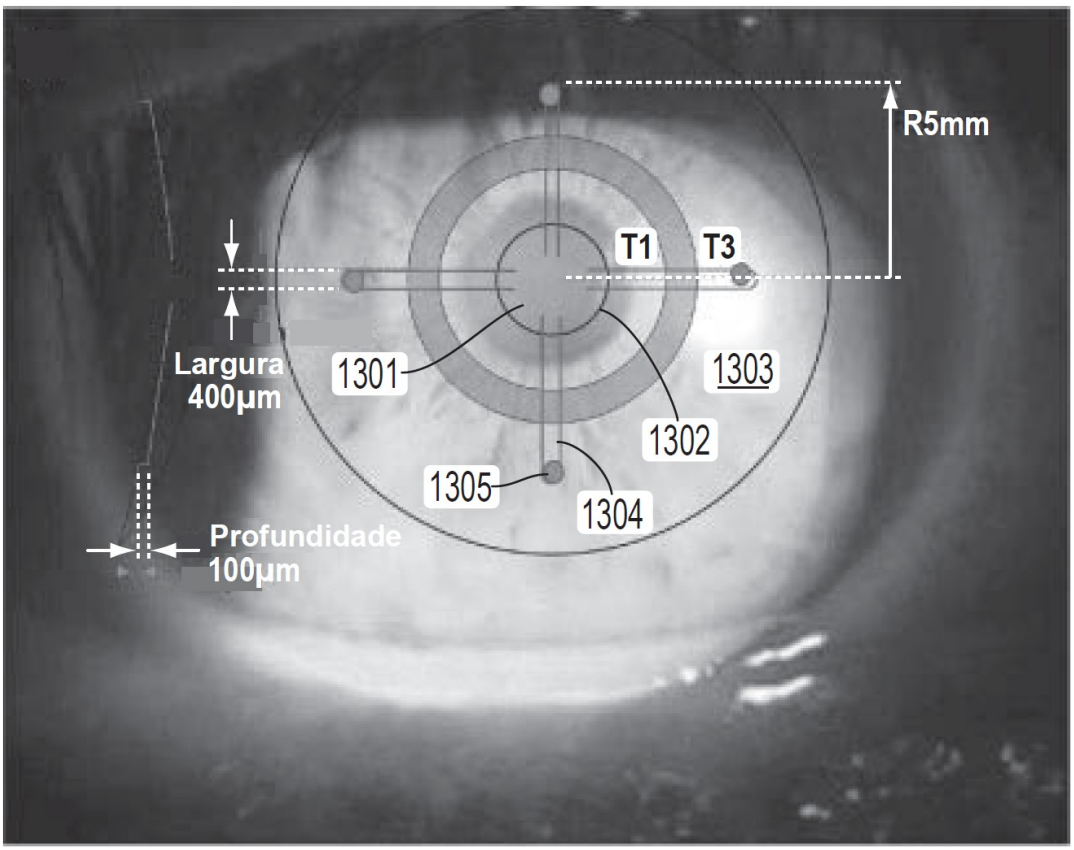

R5mm
T1
T3
Largura
400µm
1301
1303
1302
1305
1304
Profundidade
100µm

FIG. 13C

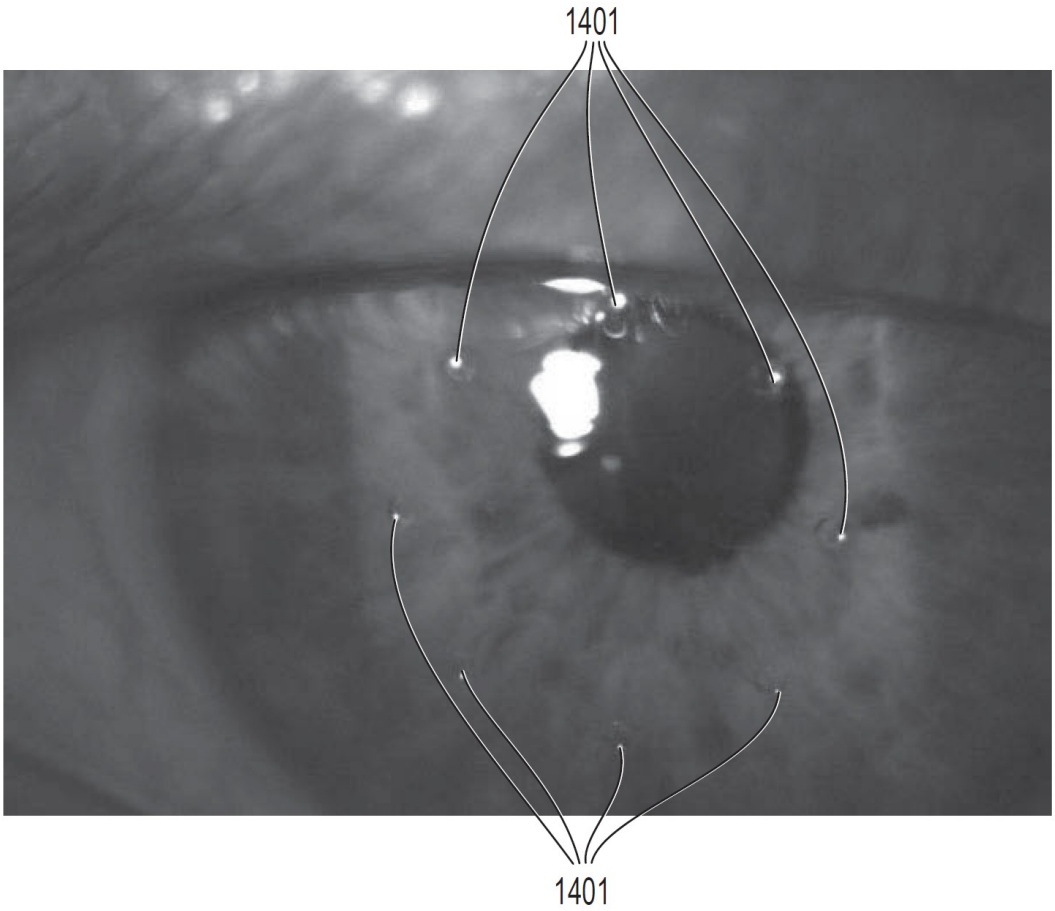


FIG. 14

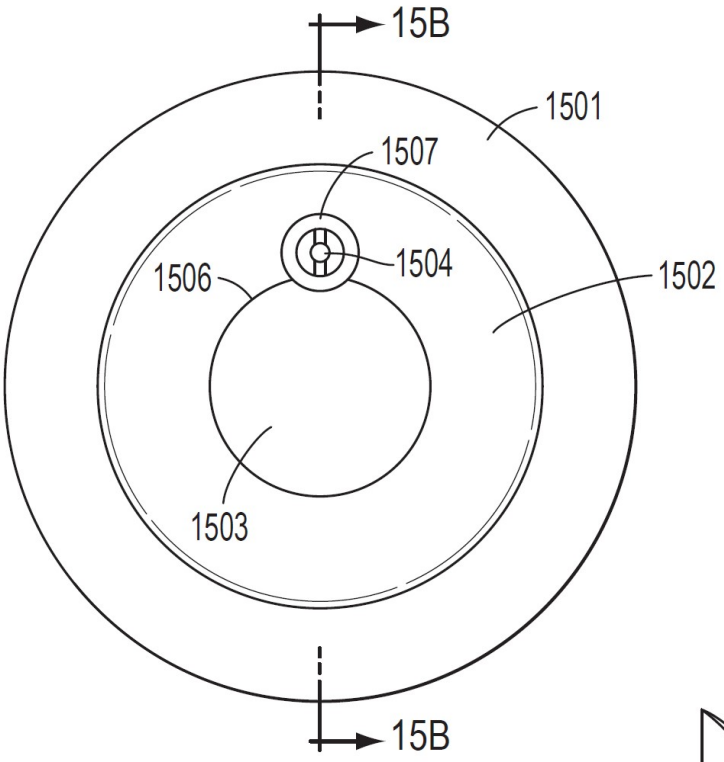


FIG. 15A

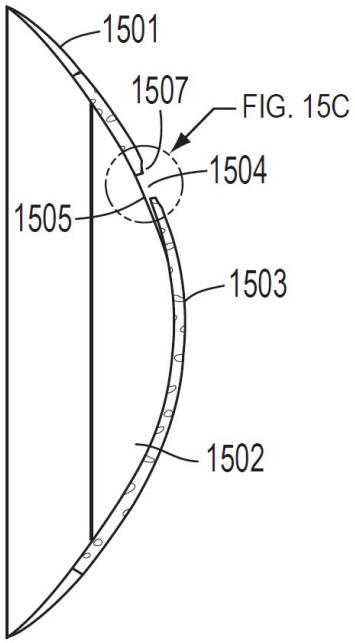


FIG. 15B

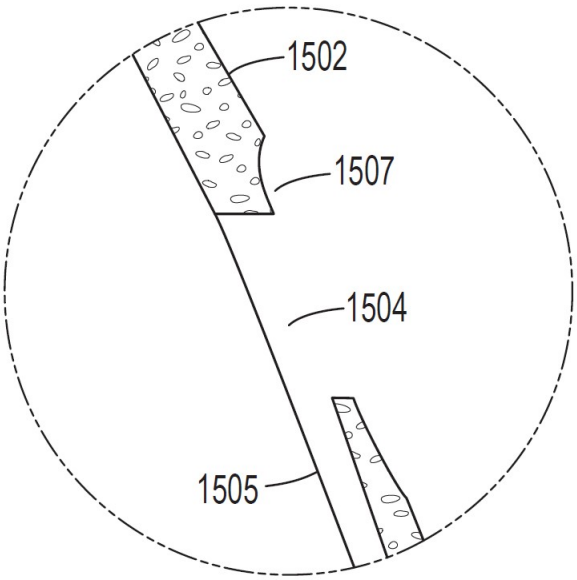


FIG. 15C

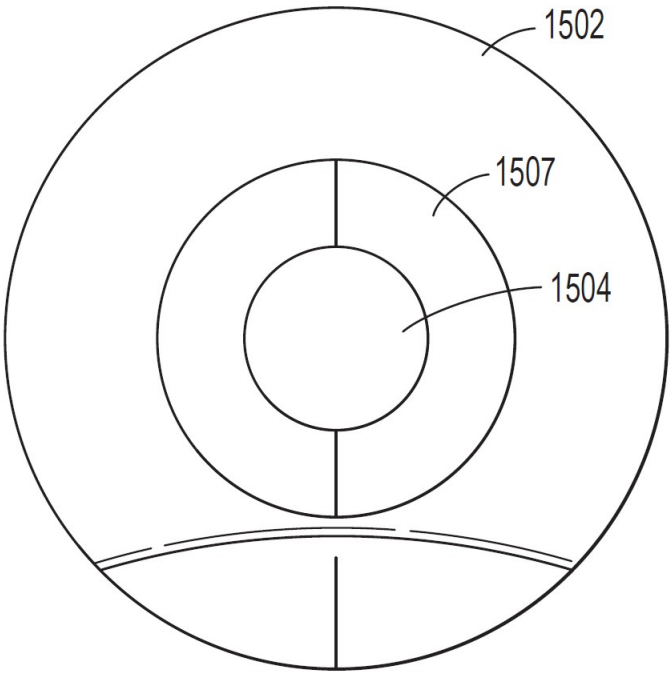


FIG. 15D

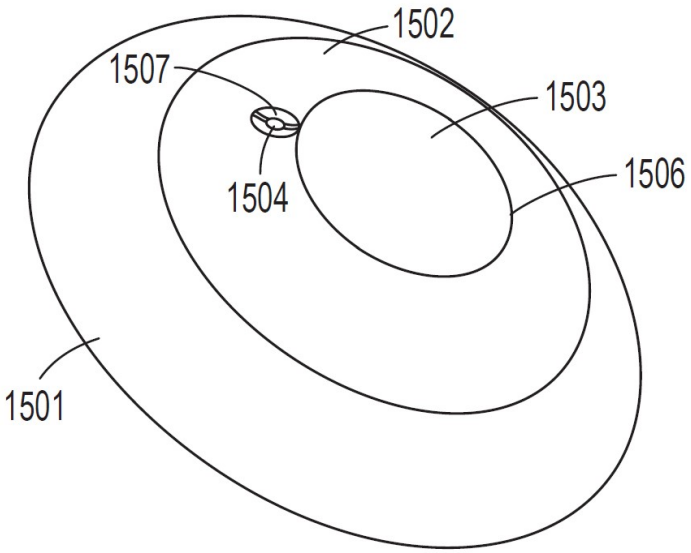


FIG. 15E

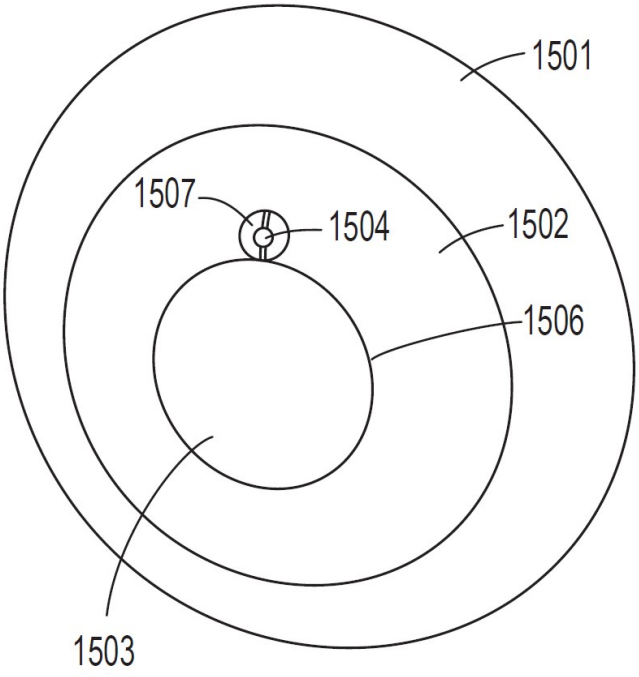


FIG. 15F

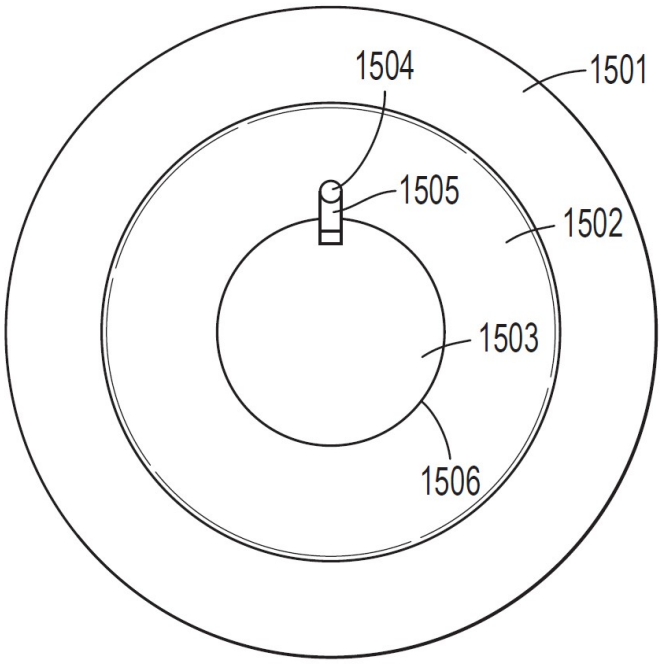


FIG. 15G

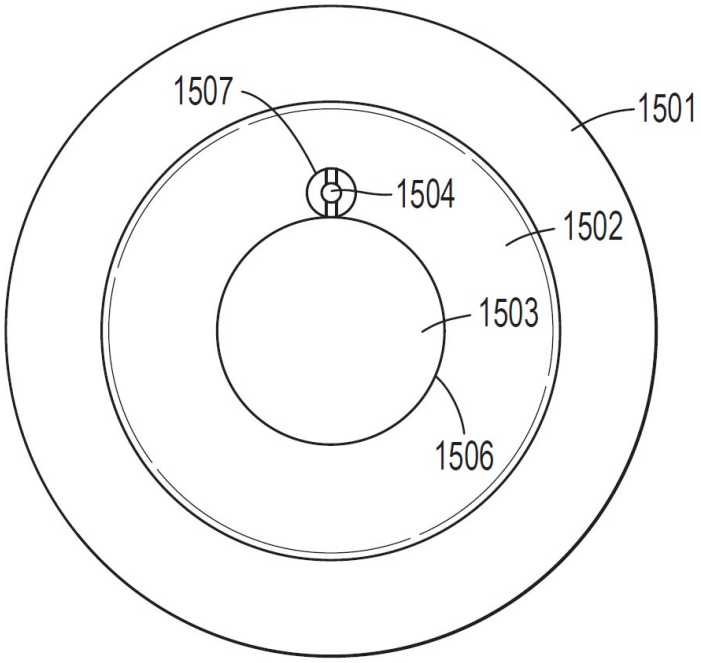


FIG. 15H

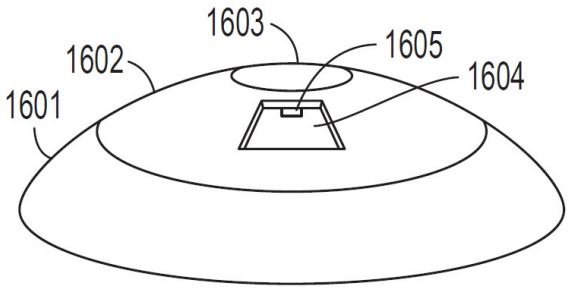


FIG. 16A

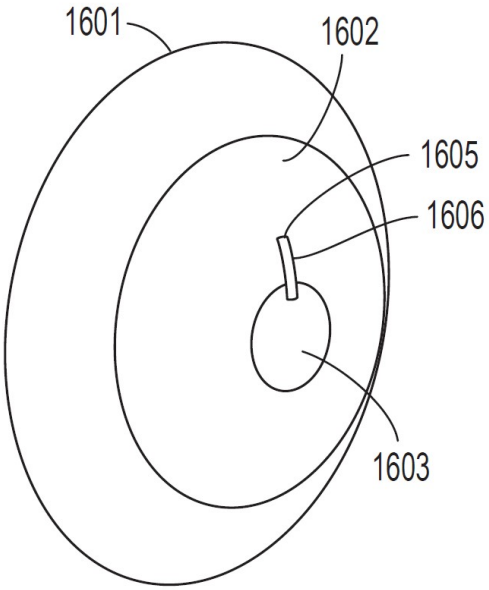


FIG. 16B

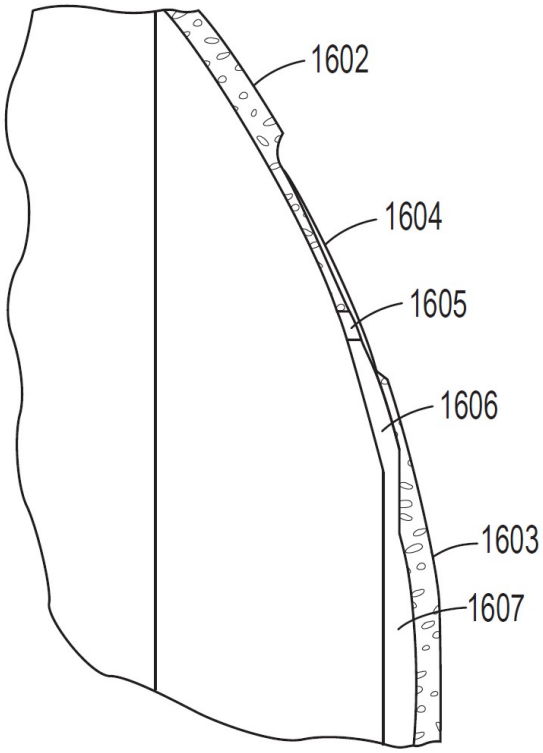


FIG. 16C

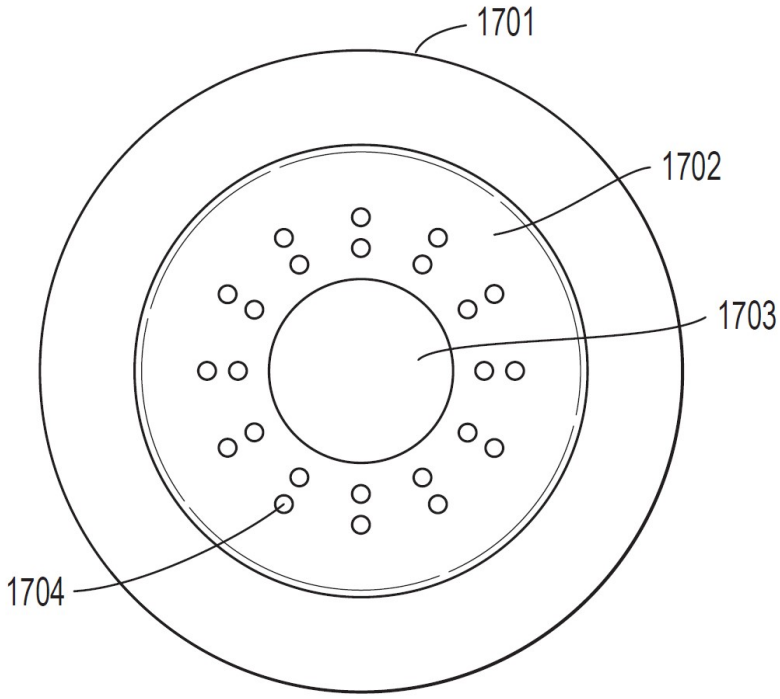


FIG. 17A

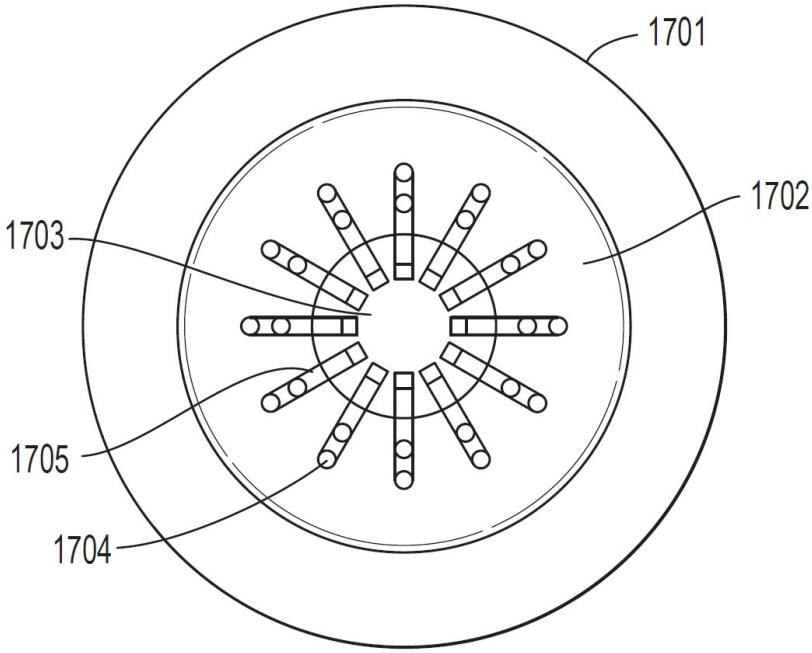


FIG. 17B

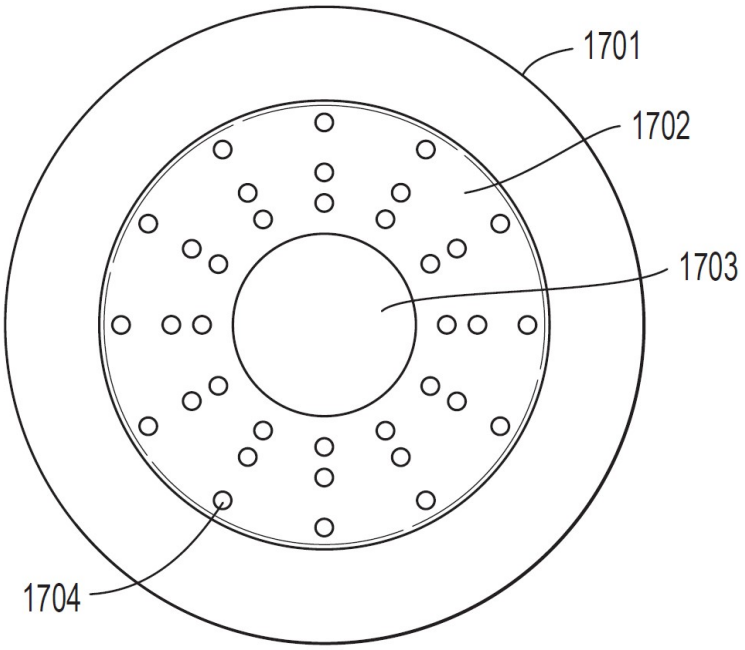


FIG. 17C

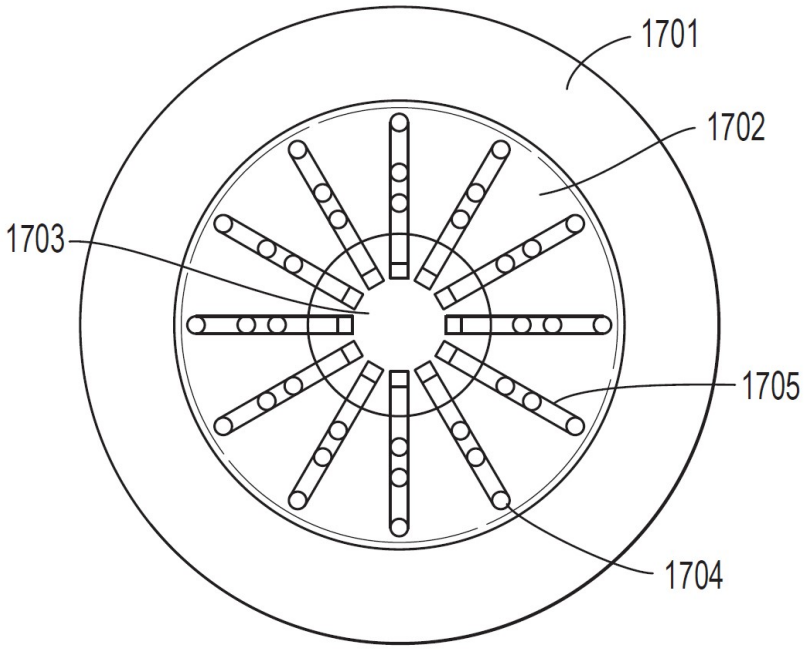


FIG. 17D

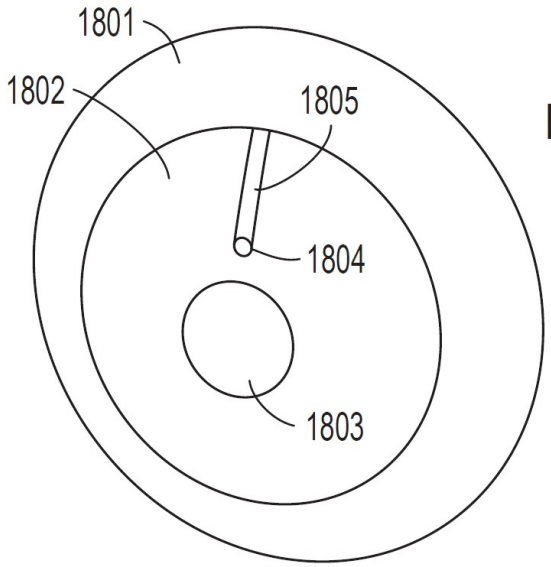


FIG. 18A

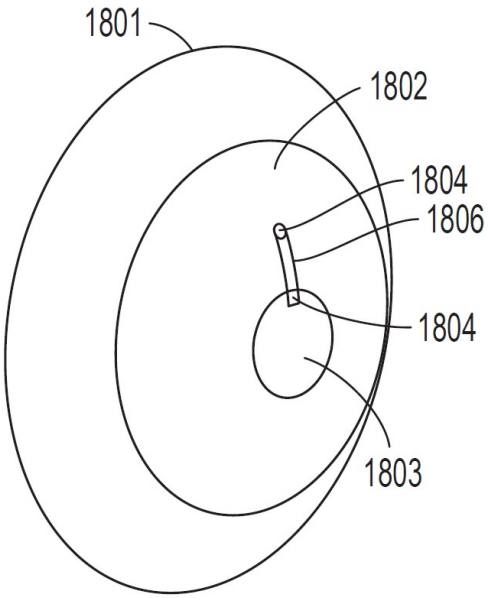


FIG. 18B

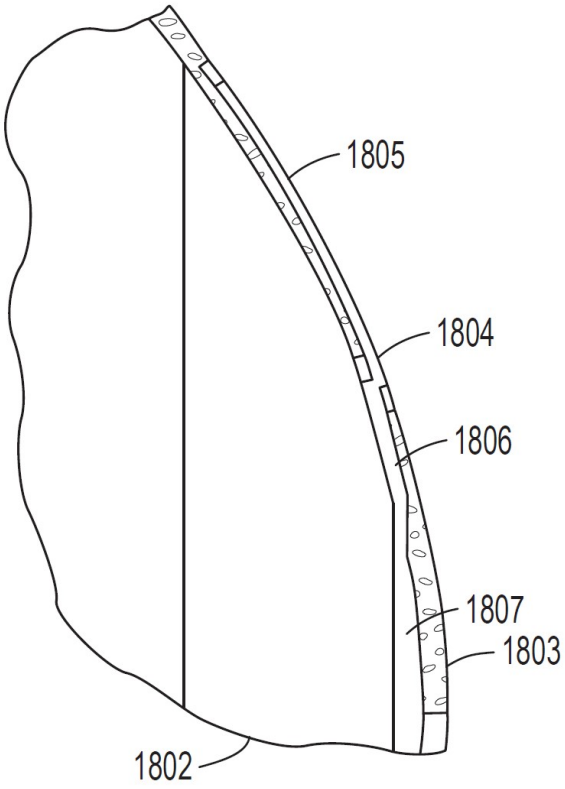


FIG. 18C

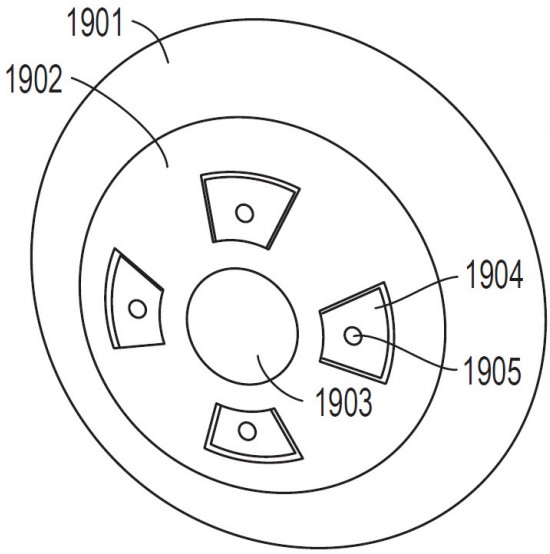


FIG. 19A

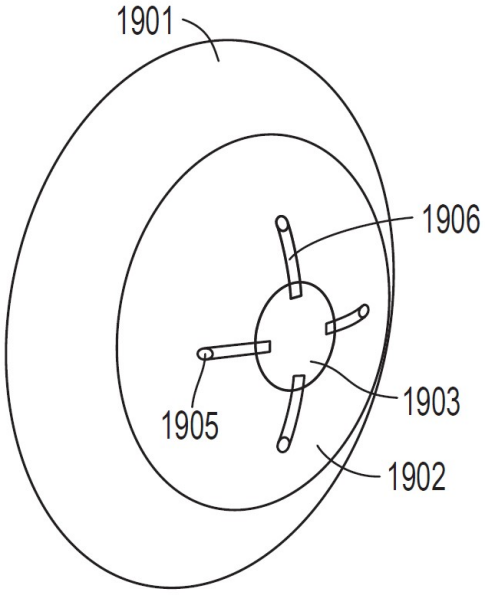


FIG. 19B

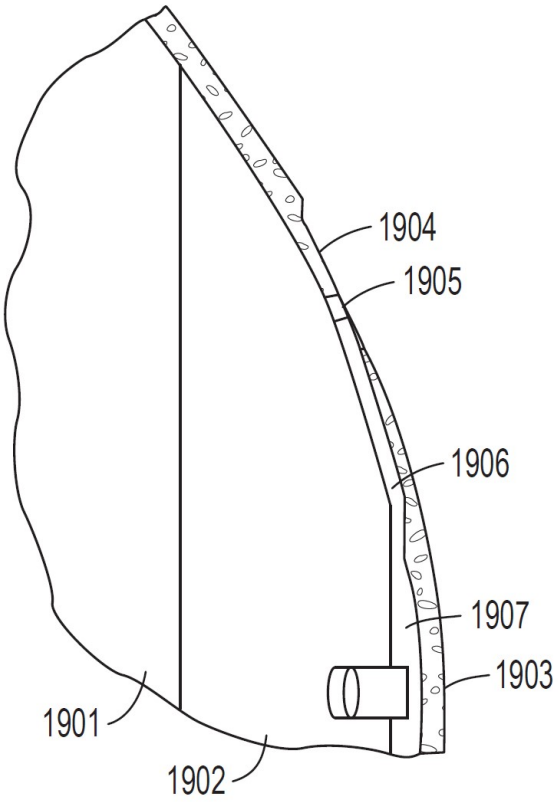


FIG. 19C

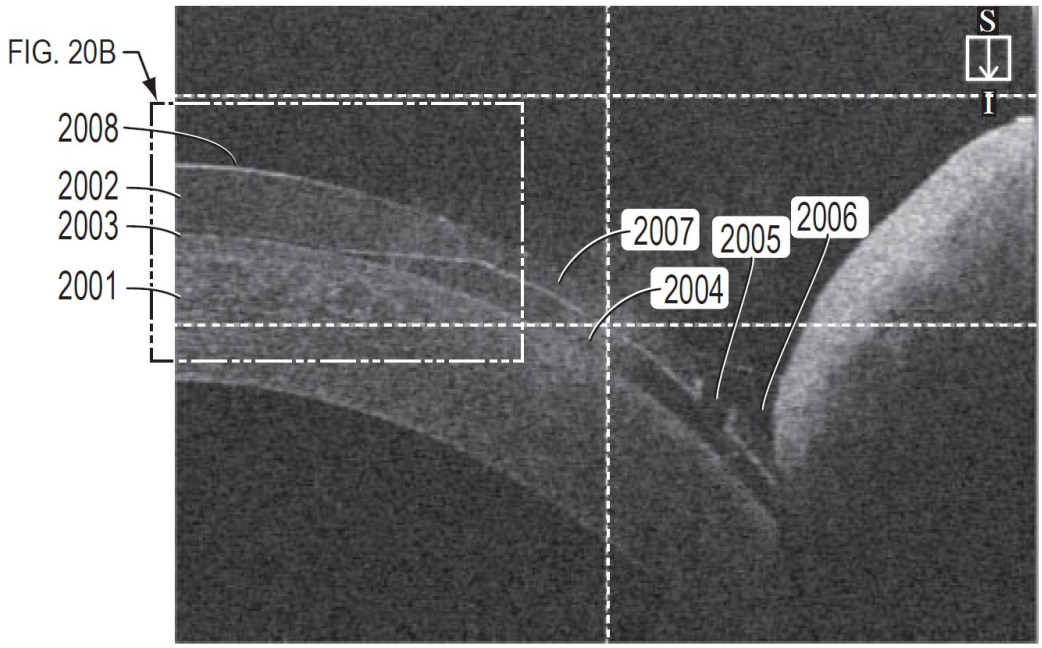


FIG. 20A

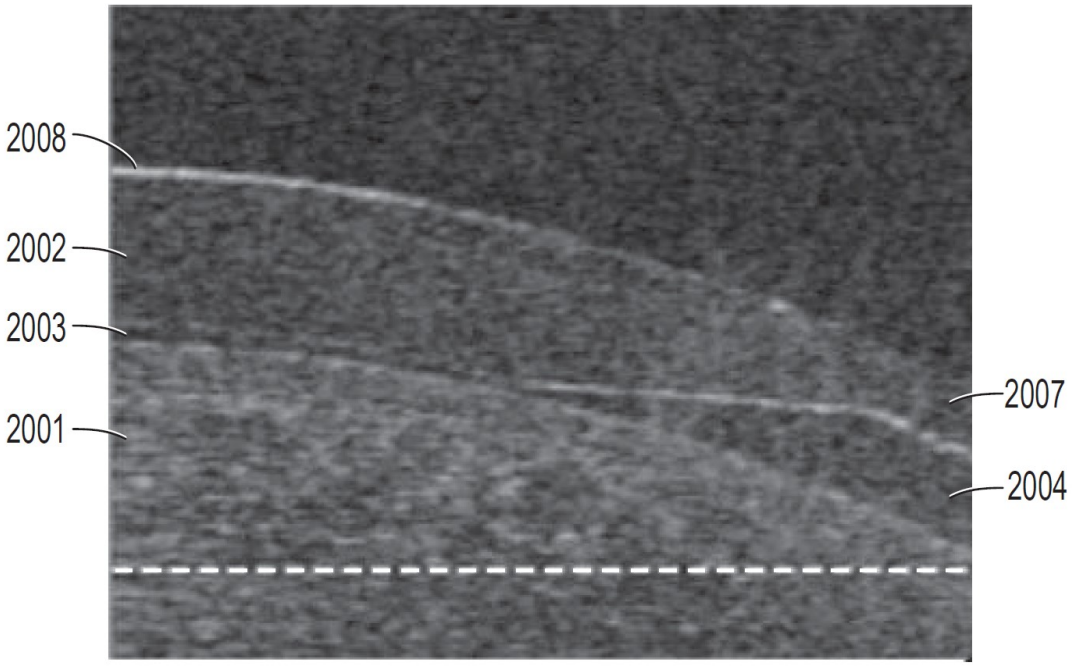


FIG. 20B

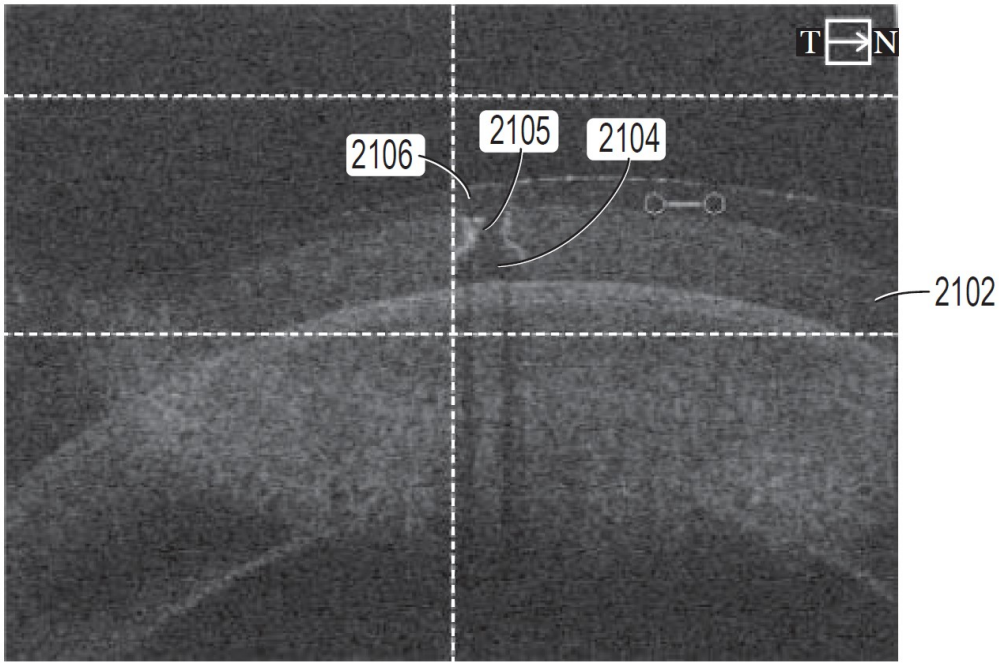


FIG. 21A

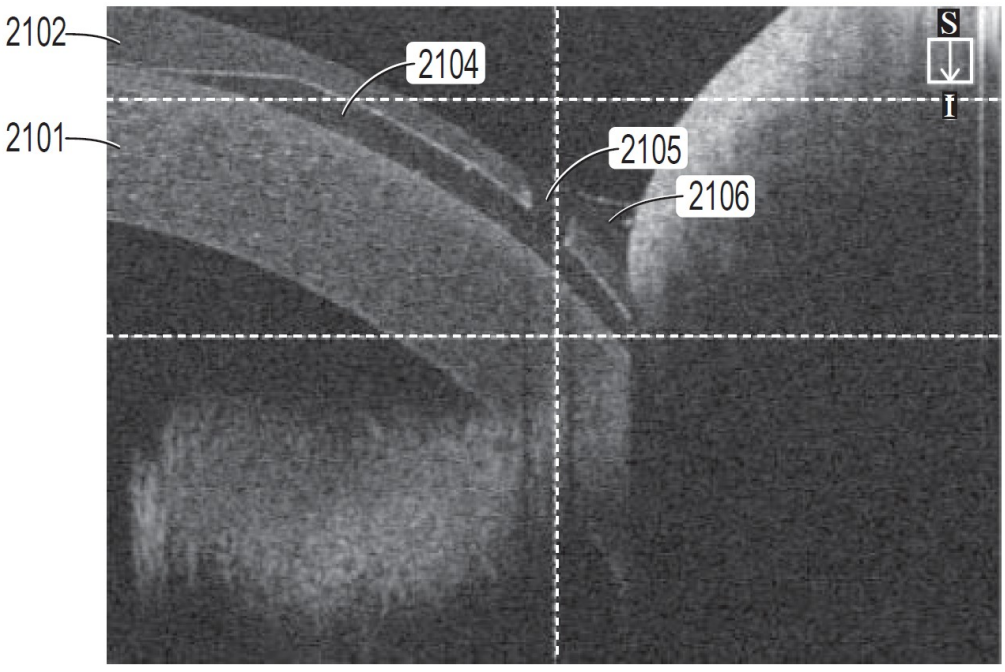


FIG. 21B

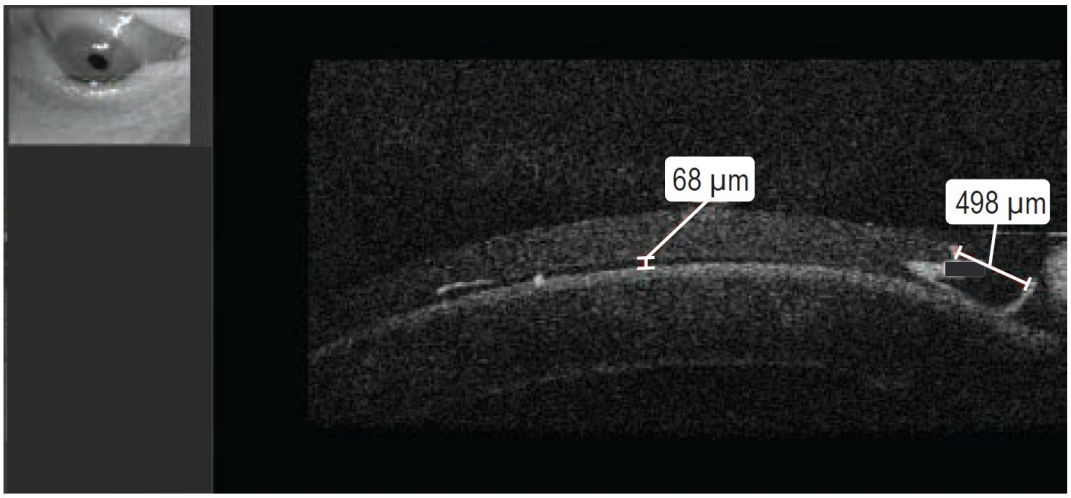


FIG. 21C

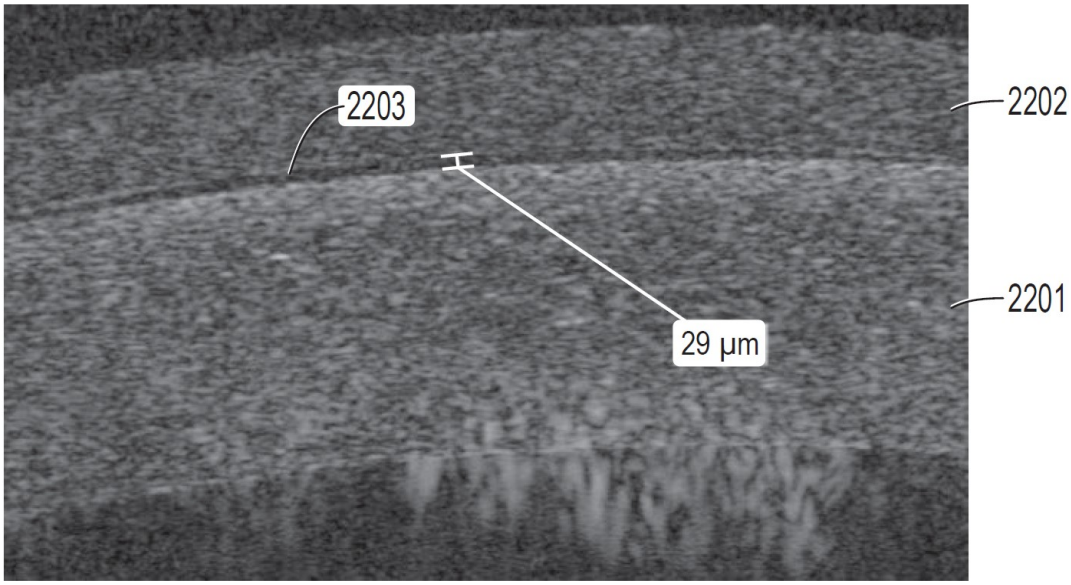


FIG. 22

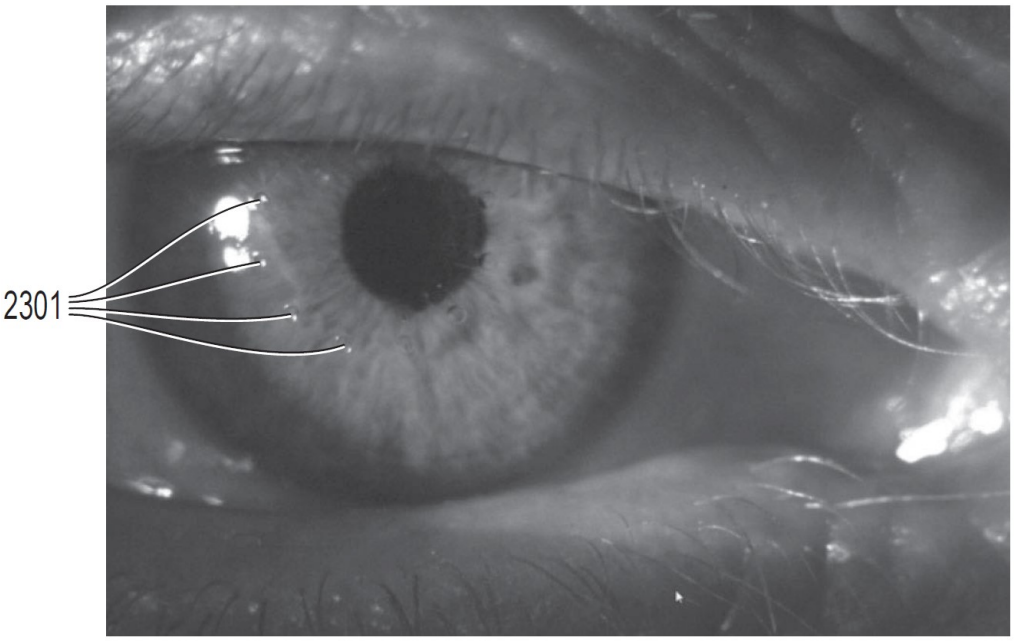


FIG. 23

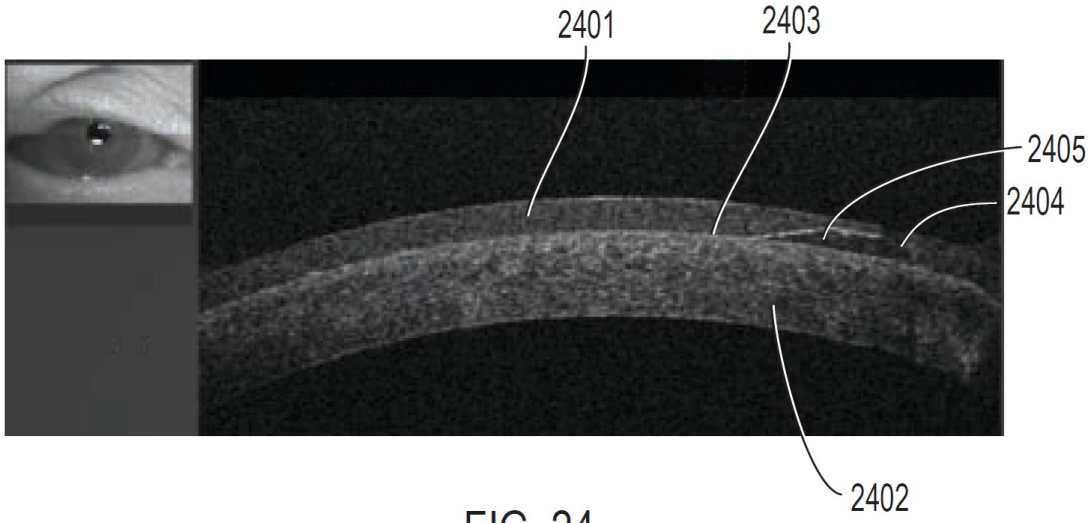


FIG. 24

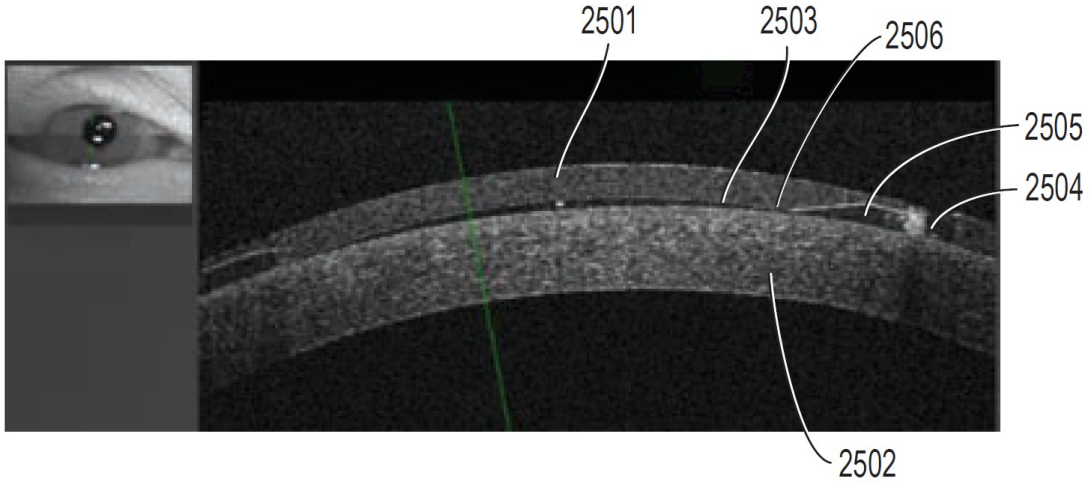


FIG. 25

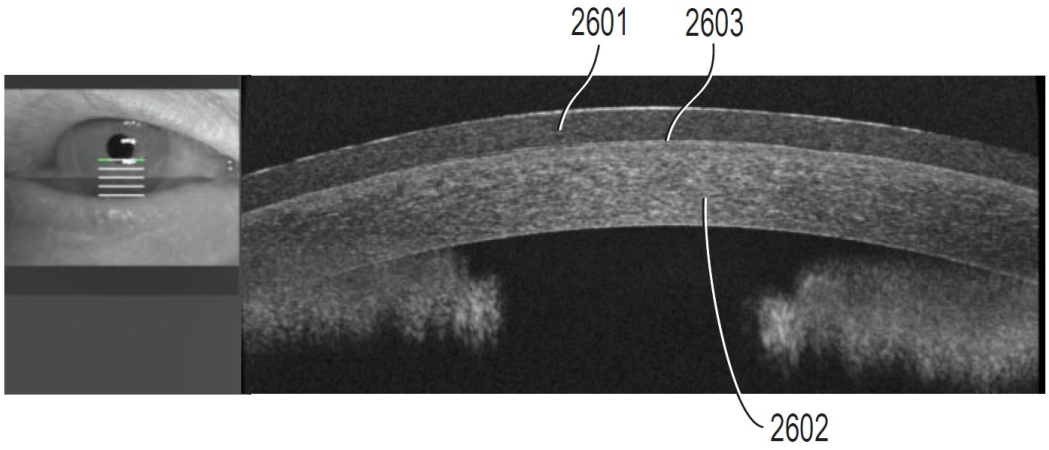


FIG. 26

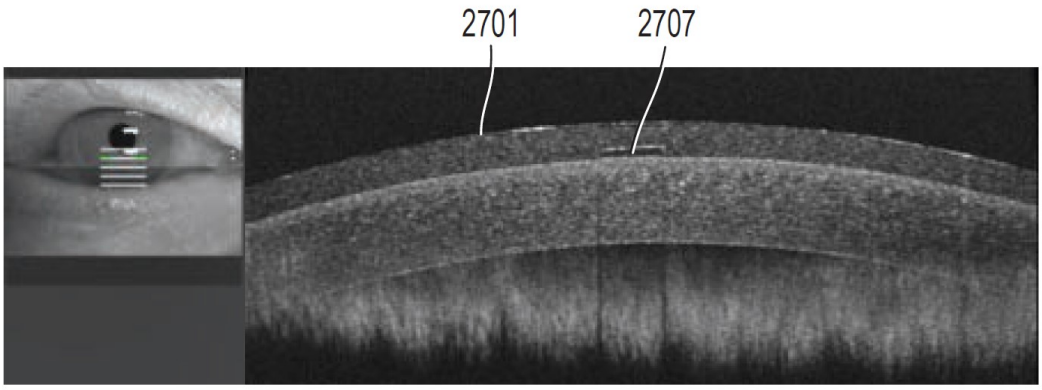


FIG. 27

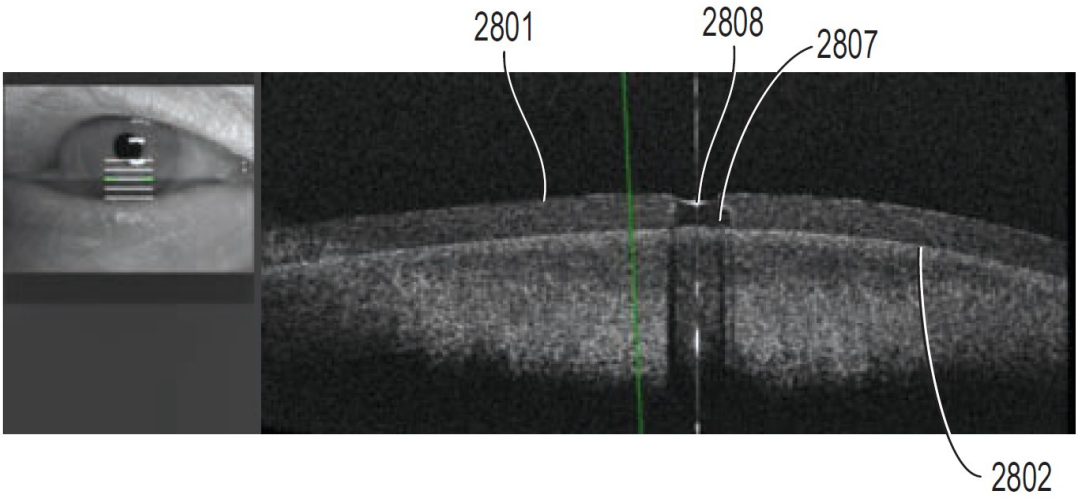

2801
2808
2807
2802

FIG. 28

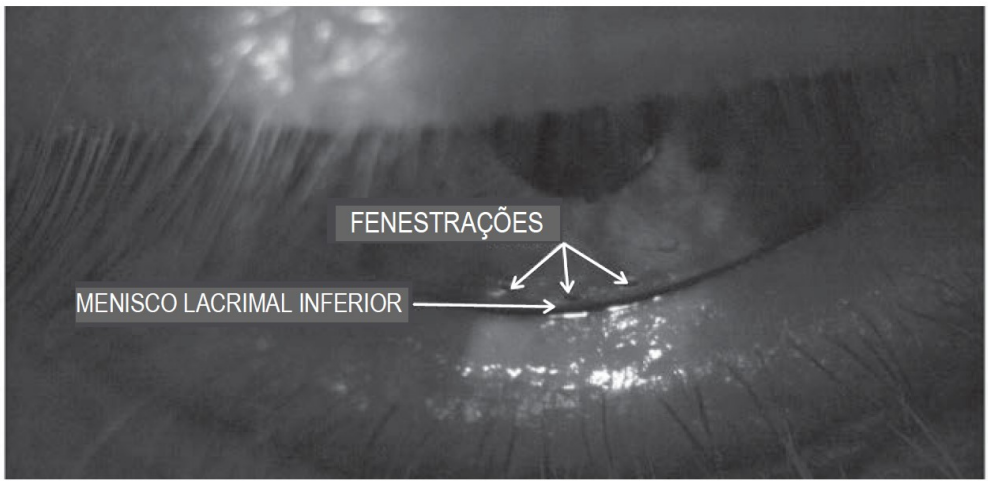

FENESTRAÇÕES
MENISCO LACRIMAL INFERIOR

FIG. 29

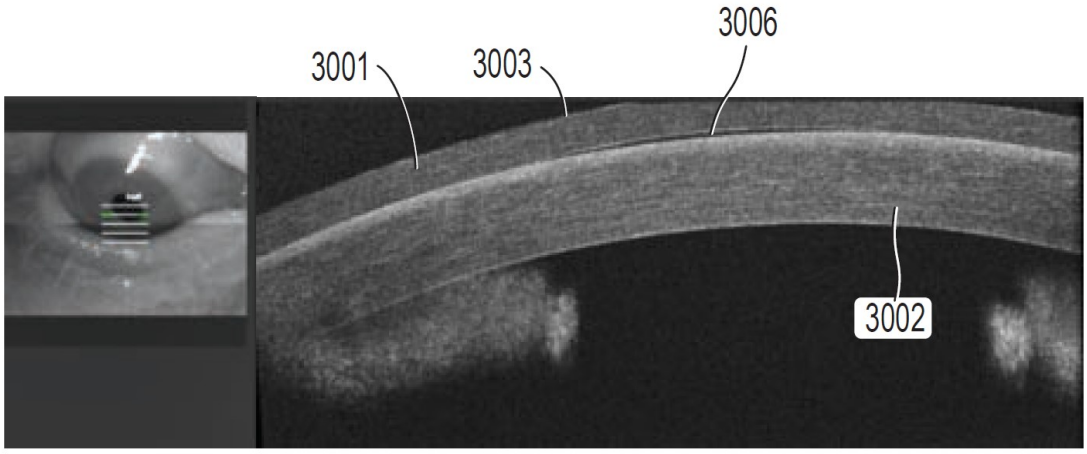


FIG. 30

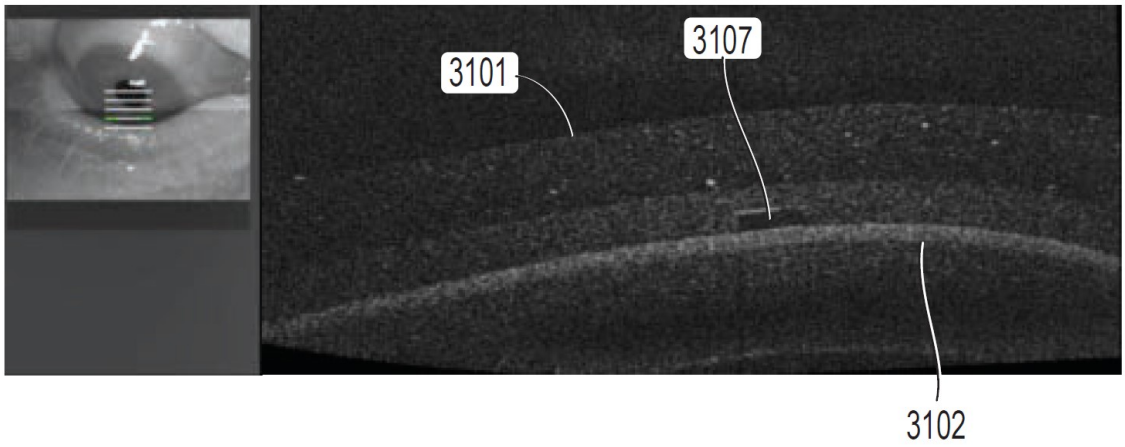


FIG. 31

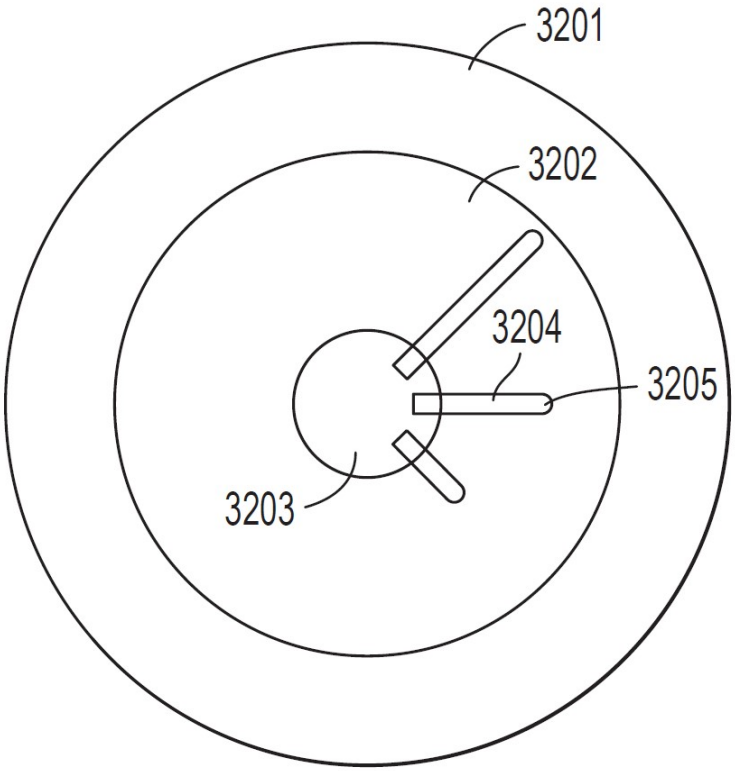


FIG. 32

RESUMO

"MECANISMOS PARA INDUZIR TRANSIÇÕES EM LENTES DE CONTATO DINÂMICAS"

Trata-se de lentes de contato dinâmicas que têm uma porção óptica que tem pelo menos duas configurações quase estáveis. A interação da lente de contato dinâmica com uma pálpebra e/ou o menisco lacrimal pode induzir uma transição entre as configurações quase estáveis é revelada. Uma lente de contato dinâmica pode incluir um ou mais mecanismos que podem facilitar a interação da lente de contato com uma pálpebra e/ou uma fonte de fluido lacrimal, como um menisco lacrimal e que podem facilitar a transição entre as configurações quase estáveis. Os mecanismos podem ser configurados para controlar o fluxo de fluido lacrimal para dentro e para fora de um volume lacrimal formado entre a superfície posterior da porção óptica e a superfície anterior da córnea. As lentes de contato dinâmicas podem ser usadas para corrigir a visão, como para corrigir presbiopia, retardar a progressão da miopia ou para corrigir a visão causada por uma córnea de conformação irregular.