



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

(11) PI 0406640-5 B1



(22) Data do Depósito: 05/01/2004

(45) Data de Concessão: 05/12/2017

(54) Título: LENTES DE CONTATO COM MICROCANAIS COMBINADOS

(51) Int.Cl.: G02C 7/04

(30) Prioridade Unionista: 06/01/2003 US 10/337.247

(73) Titular(es): COOPERVISION INTERNATIONAL HOLDING COMPANY, LP

(72) Inventor(es): GREGG A. DEAN; J. CHRISTOPHER MARMO

"LENTES DE CONTATO COM MICROCANAIS COMBINADOS

PEDIDOS DE PATENTE RELACIONADOS

Este pedido de patente é uma continuação em parte do pedido de patente U.S. 10/270.025, depositado em 11 de 5 outubro de 2002, que é uma continuação em parte do pedido de patente U.S. 09/910.355, depositado em 20 de julho de 2001, que reivindica o benefício do pedido de patente provisório U.S. 60/221.575, depositado em 28 de julho de 2000, cujas descrições são aqui inteiramente incorporadas por referência 10 específica.

ANTECEDENTES DA INVENÇÃO

A presente invenção se refere, de uma maneira geral, a lentes de contato e refere-se, mais especificamente, a lentes de contato tendo microcanais que promovem uma troca 15 efetiva de fluido lacrimal.

Há tempos é reconhecido que o uso prolongado de lentes de contato pode provocar complicações da córnea. As respostas da córnea ao uso prolongado de lentes de contato são creditadas por serem basicamente provocadas por acúmulo 20 de fragmentos retidos na interface lente - olho.

A córnea é um tecido vivo com um metabolismo ativo. Os produtos de despejo, por exemplo, ácido láctico, dióxido de carbono e água, gerados por tal metabolismo, devem ser expelidos da córnea. O desgaste das lentes de contato 25 resulta em fragmentos derivados, por exemplo, desses produtos de despejo, células epiteliais mortas e outros materiais que são removidos comumente do olho, que ficam retidos na interface lente - olho. Esses fragmentos, se deixados acumu-

lar no olho, podem causar dano ao olho, por exemplo, provocando irritação e/ou outro dano ao olho e/ou à saúde ocular geral do usuário da lente. Para mantê-lo são, a córnea deve receber um suprimento adequado de oxigênio, pois a córnea 5 não recebe oxigênio da fonte sanguínea como fazem outros tecidos vivos. Se oxigênio suficiente não atinge a córnea, ocorre inchamento de córnea.

Para abordar o problema de privação de oxigênio, devido ao uso prolongado de lentes de contato, foram desenhadas 10 lentes hidrofílicas com propriedades de transmissão de oxigênio. As lentes hidrofílicas, também referidas algumas vezes como lentes de hidrogéis, são lentes portadoras de água, macias, flexíveis. Os estudos clínicos das lentes hidrofílicas mostraram, de fato, um grau relativamente mais 15 baixo de expansão de córnea em pessoas usuárias dessas lentes, mesmo quando usadas por um período prolongado.

Infelizmente, no entanto, o uso de lentes hidrofílicas convencionais não eliminou todas as respostas de córneas adversas ao uso de lentes de contato, em particular o 20 uso prolongado de lentes de contato. Por exemplo, as lentes hidrofílicas convencionais não são voltadas para o problema de acúmulo de fragmentos na interface lente - olho. Isso sugere que além da permeabilidade ao oxigênio, há outras considerações a serem abordadas no desenvolvimento de uma lente 25 de contato macia, segura para uso prolongado.

Uma consideração importante é a troca efetiva do filme lacrimal entre a superfície exposta do olho e a superfície do olho coberta pela lente. Os fluidos lacrimais pro-

porcionam hidratação de tecido ocular delicado e a expulsão contínua de fragmentos do olho. A troca de filme lacrimal entre o olho e a superfície posterior, isto é, aquela voltada para o olho de uma lente de contato, é considerada como 5 sendo um fator crítico na manutenção da saúde ocular. A troca de filme lacrimal propicia a remoção de células epiteliais mortas, matéria particulada estranha e outros fragmentos que podem ficar retidos de outro modo entre a lente e o olho. Presume-se que a maior troca de filme lacrimal não vai 10 apenas melhorar a saúde de córnea, mas vai limitar complicações, tais como infecção no olho e ceratite microbiana.

Há tempos, reconhece-se que a rotação da lente no olho é um meio de manutenção da saúde e conforto oculares. Por exemplo, Gordon na patente U.S. 2.989.894 descreve uma 15 lente de contato tendo cinco dutos inclinados espiralmente, igualmente espaçados, formados em uma superfície interna da lente. Cada duto é descrito e mostrado como estendendo-se na direção do centro da lente, mas sem estender-se tão longe como para a região de córnea. Menciona-se que a rotação lenta e constante da lente impede o excesso de assentamento da 20 lente na córnea. A inclinação espiral dos dutos é mencionada como provocando rotação da lente em uma direção horária ou anti-horária, dependendo da direção de inclinação.

Mais recentemente, Höfer et al., patente U.S. 25 5.166.710, descreve uma lente de contato tendo uma região de córnea que, quando colocada no olho, é espaçada da superfície de córnea. Toma-se providência para fazer com que a lente gire na pálpebra ocular mediante ação de piscar do usuá-

rio. De acordo com Höfer et al., o filme lacrimal é transportado ao longo da superfície do olho, em consequência de um "efeito turbo" produzido pelas zonas achatadas na lente, o que faz com que a lente gire no olho em resposta à ação de 5 piscar. A patente também descreve que o transporte lacrimal pode ser proporcionado por depressões na face posterior do corpo da lente. Höfer et al. mostram e descrevem que as depressões podem ser partes rebaixadas do corpo da lente, dentro da superfície posterior dela, as depressões sendo em 10 forma de ranhura ou em forma de dente de serra. Höfer et al. descrevem que também é possível proporcionar "canais curvos em forma de onda finos".

Nicolson et al., patente U.S. 5.849.811, descrevem 15 um material de lente que foi desenvolvido para proporcionar um equilíbrio de permeabilidade com permeabilidade iônica ou aquosa, com a permeabilidade sendo suficiente para proporcionar um "movimento no olho" da lente, isto é, o movimento da lente na superfície do olho.

As descrições de cada uma das patentes aqui identificadas são desse modo inteiramente incorporadas por referência específica.

A despeito dos avanços feitos no desenvolvimento de lentes de contato para uso prolongado, seguras, confortáveis, há ainda necessidade para uma lente de contato aperfeiçoada, por exemplo, uma lente que promova troca efetiva 25 de fluido lacrimal por toda a área superficial do olho, particularmente, nas áreas da córnea.

SUMÁRIO DA INVENÇÃO

Novas lentes de contato efetivas para promover troca efetiva de fluido lacrimal entre uma superfície exposta de um olho e uma superfície de um olho coberta pela lente de contato foram descobertas. A troca de fluido ou filme lacrimal de fora da periferia da lente com o fluido ou filme lacrimal disposto atrás da lente, isto é, entre a lente e o olho ou na interface lente - olho, proporciona uma remoção aperfeiçoada de fragmentos da interface lente - olho. O filme lacrimal, localizado entre a córnea e uma lente de contato, é algumas vezes referido aqui como o filme lacrimal pós-lente (PoLTF). A expulsão consistente do PoLTF pode resultar em saúde ocular aperfeiçoada e/ou longos períodos de uso prolongado de lentes de contato com menores respostas de córneas adversas.

As lentes de contato, por exemplo, as lentes de contato de uso prolongado, de acordo com a presente invenção, proporcionam a remoção de fragmentos de debaixo da lente de contato por meio de uma mistura lacrimal aperfeiçoada; proporcionam, de preferência, uma maior transferência de oxigênio para a córnea; e, de preferência, não dependem da rotação da lente, para promover a eficiência da troca de fluido ou filme lacrimal.

Em um aspecto amplo da presente invenção, uma lente de contato é proporcionada, que compreende, geralmente, um corpo de lente tendo uma face posterior e uma face anterior. Uma pluralidade de microcanais é definida na face posterior, e o corpo da lente é estruturado para reduzir o tem-

po para 95% de troca do fluido lacrimal, por exemplo, PoLTF, tal como por pelo menos cerca de 15%, quando a lente é usada no olho, relativamente a uma lente de contato substancialmente idêntica que não inclui, ou é sem, uma pluralidade 5 de microcanais. Em outro aspecto da invenção, o corpo da lente, incluindo preferivelmente uma pluralidade de microcanais, como aqui descrito, é estruturado para fazer com que o corpo da lente flexione na direção do olho portando a lente de contato, em resposta à ação de uma pálpebra do corpo 10 da lente, auxiliando, desse modo, pelo menos na promoção de uma troca efetiva de fluido lacrimal entre uma superfície exposta do olho e uma superfície do olho coberta pelo corpo da lente e, de preferência, para reduzir o tempo de 95% de troca de fluido lacrimal por pelo menos cerca de 15%, quando 15 a lente é usada no olho, em relação a uma lente de contato substancialmente idêntica que não flexiona desse modo.

Sem que se queira limitar a invenção a qualquer teoria operacional particular, acredita-se que a estrutura do corpo da lente, por exemplo, em resposta a uma ação de 20 piscar da pálpebra, faz com que a lente produza uma ação de bombeamento ou expulsão significativa de fluido lacrimal entre a lente e uma superfície do olho coberta pela lente. Mais particularmente, de acordo com esse aspecto da invenção, mediante fechamento das pálpebras, por exemplo, durante 25 uma ação de piscar, a pálpebra empurra a lente para mais próximo da córnea, o que pressiona uma parte do PoLTF para fora abaixo da lente. Pelo fato da pálpebra ser elevada subsequêntemente, a elasticidade da lente faz com que a lente

recue e saia da córnea, retirando, desse modo, fluido lacrimal do filme lacrimal na esclera circundante, e regenere, efetivamente, o PoLTF.

Em uma modalidade particular da invenção, o corpo da lente tem, de preferência, uma espessura que varia substancialmente continuamente ao longo de um raio estendendo-se de um eixo óptico do corpo da lente, circumferencialmente por pelo menos uma parte de cada um dos microcanais.

Por exemplo, a pluralidade de microcanais define, .0 circumferencialmente, uma forma de onda. Particularmente, a pluralidade de microcanais define uma forma de onda preferivelmente substancialmente sem junção, contínua. Expresso de outro modo, a pluralidade de microcanais define preferivelmente superfícies substancialmente continuamente curvas, .5 substancialmente lisas, estendendo-se geralmente de um óptico da lente por uma parte periférica do corpo da lente.

De preferência, cada um dos microcanais tem uma largura em uma faixa de cerca de 5 graus a cerca de 30 graus (por exemplo, em uma disposição substancialmente circular de !0 360 graus). A pluralidade de microcanais pode compreender entre cerca de 3 e cerca de 200 microcanais, particularmente, de cerca de 10 a cerca de 100 microcanais.

Em uma modalidade da invenção, a lente inclui uma zona óptica, que é substancialmente isenta da pluralidade de 25 microcanais. Por exemplo, a pluralidade de microcanais pode ser definida apenas em uma parte periférica da lente.

De preferência, cada um dos microcanais inclui uma superfície curva, que é diferente daquela convexa relativa à

face anterior do corpo da lente. Particularmente, cada crocanal é substancialmente continuamente curvo, tanto radial quanto circumferencialmente, em que "circumferencialmente" é definido aqui como sendo ao longo de pelo menos um 5 raio, estendendo-se de um eixo óptico do corpo da lente.

Em uma modalidade da invenção particularmente útil, pelo menos dois microcanais definem, circumferencialmente, uma forma de onda. Como aqui usado, uma forma de onda é uma curva contínua incluindo um ápice de cada pelo menos 10 dois microcanais. Em relação a isto, um ápice de um microcanal é o ponto mais posterior do microcanal. Particularmente, a pluralidade de microcanais define, circumferencialmente, uma forma de onda substancialmente contínua, especialmente, circumferencialmente, uma forma de onda sem junção substancialmente contínua, tendo geralmente calhas na região mais fina do corpo da lente e picos na região mais espessa do corpo da lente. Em um aspecto da invenção mais específico, a 15 forma de onda se repete periodicamente em torno de pelo menos uma parte da circunferência da lente.

20 Em outro aspecto da invenção amplo, uma lente de contato é proporcionada, compreendendo um corpo de lente tendo uma face posterior e uma face anterior, e o corpo da lente inclui uma pluralidade de microcanais, cada microcanal incluindo uma superfície curva, que é geralmente diferente 25 daquela côncava, de preferência, que seja geralmente convexa, para a face anterior do corpo da lente. De preferência, a superfície curva de cada microcanal é localizada em uma região posterior do microcanal.

Em uma modalidade, o corpo da lente pode ter uma espessura que varia substancialmente ao longo de um raio se estendendo de um eixo óptico do corpo da lente por pelo menos uma parte, por exemplo, uma parte majoritária, ou substancialmente, circunferencialmente, pela totalidade de cada um dos microcanais. Em uma modalidade, o corpo da lente tem uma espessura que varia substancialmente continuamente ao longo de um raio, estendendo-se do eixo óptico, circunferencialmente, por apenas uma parte de cada um dos microcanais.

De preferência, cada um dos microcanais é substancialmente liso ou sem junção e continuamente curvo, tanto radial quanto circunferencialmente.

De preferência, cada um dos microcanais tem uma parte decrescentemente cônica na direção de um eixo óptico do corpo da lente, em termos de pelo menos um de uma largura e de uma profundidade dos microcanais.

Em uma modalidade da invenção, a lente inclui uma zona óptica, que é substancialmente isenta da pluralidade de microcanais. Por exemplo, a pluralidade de microcanais pode ser definida apenas em uma parte periférica da lente.

De novo, sem que se queira ficar limitado a qualquer teoria operacional particular, acredita-se que as superfícies curvas geralmente não côncavas dos microcanais sejam efetivas para otimizar a troca de fluido lacrimal, por exemplo, por pelo menos cerca de 15%, de preferência, a pelo menos cerca de 35% ou mais, como aqui descrito, em relação a uma lente de contato substancialmente idêntica, sem microcanais ou incluindo microcanais sem essas superfícies curvas.

Quando do uso do teste T_{95} , como aqui descrito, lentes de contato da presente invenção são estruturadas para reduzir o tempo de troca de 95% do fluido lacrimal por pelo menos cerca de 15%, ou pelo menos cerca de 20%, ou pelo menos cerca de 25%, ou pelo menos cerca de 35% ou mais, quando a lente é usada no olho, comparada com uma lente de contato de referência, por exemplo, uma lente de contato substancialmente idêntica sem microcanais, ou sem microcanais de acordo com a presente invenção.

10 Em outro aspecto da invenção amplo, uma lente de contato é proporcionada, que compreende, geralmente, um corpo de lente e uma pluralidade de microcanais definidos na face posterior do corpo da lente, com cada um dos microcanais sendo localizado substancialmente em uma relação de encontro com um ou mais dos microcanais. Os microcanais são dimensionados e adaptados preferivelmente para promover uma troca de fluido lacrimal e, particularmente, otimizá-la, entre uma superfície exposta do olho e uma superfície do olho coberta pelo corpo da lente.

20 Cada um dos microcanais, por exemplo, os microcanais encostados, são de preferência dimensionados e/ou moldados de modo a definir um espaçamento aberto significativo entre a face posterior do corpo da lente e uma superfície do olho, quando a lente é usada no olho. Por exemplo, a pluralidade de microcanais pode ocupar uma parte substancial da face posterior, criando, desse modo, um PoLTF consistente, entre a superfície do olho e a lente. Por exemplo, de acordo com a presente invenção, a pluralidade de microcanais pode

ocupar pelo menos cerca de 10%, ou cerca de 20%, a cerca de 30%, ou cerca de 50% ou mais da parte da face posterior na qual são localizados os microcanais. De preferência, a lente de contato é estruturada para fazer com que o corpo da lente 5 flexione na direção e para fora do olho portando a lente de contato, em resposta à ação de uma pálpebra entrando em contato com, e movimentando-se para fora do corpo da lente, respectivamente, pelo menos auxiliando, desse modo, na promoção de uma troca de fluido lacrimal efetiva entre uma superfície exposta do olho e uma superfície do olho coberta 10 pelo corpo da lente.

Cada microcanal encostado pode incluir uma superfície curva, que é geralmente diferente daquela convexa relativa à face anterior do corpo da lente. Por exemplo, cada 15 microcanal pode incluir uma superfície curva, que é geralmente convexa em relação à face anterior do corpo da lente.

De preferência, as lentes de contato da presente invenção são produzidas por técnicas de torneamento. Mais particularmente, a pluralidade de microcanais é torneada 20 preferivelmente em um inserto de usinagem, que é usado para formar um molde de lente de contato.

Alternativamente, os microcanais nas lentes de contato da presente invenção podem ser proporcionados por uso de qualquer técnica ou processamento adequado, ou combinações deles. De preferência, tais microcanais são proporcionados durante fabricação das lentes de contato, usando 25 técnicas que são convencionais e bem conhecidas no ramo. Por exemplo, há pelo menos três oportunidades no processo de

produção de lentes de contato nas quais os microcanais podem ser gerados. São os seguintes:

- ataque químico ou torneamento (preferido) do inserto de moldagem, usando técnicas tais como química, laser, EDM, fotolitografia, irradiação UV, microusinagem e assemelhados;
- 5 - construção de um molde em relevo ou termoplástico usando técnicas, tais como impressão por microcontato e assemelhados; e
- geração direta dos microcanais em uma lente, tais como por 10 aplicação de laser e assemelhados.

Pode-se considerar que, quando a lente da presente invenção é usada por período de tempo prolongado, o filme lacrimal na interface lente - olho é expulso continuamente com o fluido lacrimal de outras partes do olho para fora da periferia da lente. Essa expulsão do filme lacrimal da interface lente - olho, que contém, freqüentemente, uma proporção substancial de fragmentos com um filme lacrimal "limpo", reduz a concentração de fragmentos e, desse modo, permite que a lente seja usada por um período de tempo mais 20 longo, antes da remoção do olho. Mesmo se a lente não fosse usada por um período de tempo prolongado, a expulsão contínua do filme lacrimal tem um efeito vantajosamente significativo na saúde ocular do usuário da lente.

A remoção aperfeiçoada dos fragmentos de acordo 25 com a presente invenção é particularmente útil em combinação com as lentes de contato tendo permeabilidade a oxigênio, tais como as lentes de contato hidrofílicas, por exemplo, as

lentes de contato produzidas de materiais poliméricos hidrofílicos, materiais de hidrogéis de silicone e assemelhados.

Cada um dos aspectos aqui descritos e cada uma das combinações de dois ou mais desses aspectos estão incluídos 5 dentro do âmbito da presente invenção, desde que os aspectos incluídos nessas combinações não sejam mutuamente inconsistentes.

Esses e outros aspectos da presente invenção são apresentados na descrição detalhada, exemplos e reivindicações 10 apresentados a seguir, particularmente quando considerados em conjunto com os desenhos em anexo, nos quais as partes similares conduzem números de referência similares.

BREVE DESCRIÇÃO DOS DESENHOS

A Figura 1 é uma vista em perspectiva de uma lente de contato de acordo com a presente invenção, a lente de contato incluindo uma pluralidade de microcanais definida em 15 uma face posterior da lente.

A Figura 2 é uma vista em corte transversal tomada geralmente ao longo da linha 2 - 2 da Figura 1.

20 A Figura 3 é uma vista esquemática da configuração do microcanal da lente mostrada na Figura 1.

A Figura 4 é uma vista em planta da face posterior da lente de contato mostrada na Figura 1.

25 A Figura 5 é uma vista em planta de uma face posterior de outra modalidade de uma lente de contato de acordo com a presente invenção.

A Figura 6 é uma vista em perspectiva de outra lente de contato de acordo com a presente invenção.

A Figura 7 é uma vista em corte transversal tomada geralmente ao longo da linha 7 - 7 da Figura 6.

A Figura 8 é uma vista esquemática da configuração de microcanais da lente mostrada na Figura 6.

5 A Figura 8A é uma vista esquemática de uma configuração de microcanais de uma lente de contato da presente invenção.

DESCRIÇÃO DETALHADA

Voltando agora às Figuras 1 e 2, uma lente de contato 10, de acordo com a invenção, é mostrada. A lente de contato 10 inclui um corpo da lente 14, com uma face posterior 16 e uma face anterior oposta 17 (não visível na Figura 1). A face posterior 16 inclui uma zona óptica configurada para correção de visão, e uma parte periférica 22 circundando geralmente a zona óptica 18, e superfície da borda periférica 24. A face posterior 16, como aqui usada, refere-se à superfície da lente 10 que é voltada na direção do olho, durante uso.

A lente 10 da presente invenção compreende, geralmente, uma pluralidade de microcanais 30 definida na face posterior 16. Geralmente, o corpo da lente 14 é estruturado para fazer com que o corpo da lente 14 flexione na direção do olho portando a lente de contato 10, geralmente em uma direção representada pelas setas 28, em resposta a uma ação 25 da pálpebra no corpo da lente 14, desse modo, pelo menos auxiliando na promoção de uma troca de fluido lacrimal efetiva, por exemplo, por reposição consistente do PoLTF, como descrito em qualquer lugar aqui.

Vantajosamente, os microcanais 30 são preferivelmente dimensionados e adaptados para promover uma troca de fluido lacrimal efetiva entre uma superfície exposta do olho e uma superfície do olho coberta pelo corpo da lente 14.

5 De preferência, as lentes da presente invenção são estruturadas para aumentar a mistura lacrimal por pelo menos cerca de 15%, ou pelo menos cerca de 20%, ou pelo menos cerca de 25%, ou pelo menos cerca de 30%, ou pelo menos cerca de 35% ou mais, quando a lente é usada no olho, em relação a 10 uma lente de contato idêntica que não inclui microcanais, ou que não inclui microcanais estruturados como aqui descrito e mostrado. Por exemplo, as lentes de contato da presente invenção incluem, de preferência, um corpo de lente estruturado para reduzir o tempo necessário para trocar 95% do fluido 15 lacrimal por pelo menos cerca de 15%, ou pelo menos cerca de 20%, ou pelo menos cerca de 25%, ou pelo menos cerca de 30%, ou pelo menos cerca de 35% ou mais, quando a lente de contato é usada em um olho (por exemplo, um olho humano), em relação a uma lente de contato substancialmente idêntica sem 20 microcanais ou sem microcanais estruturados de acordo com a presente invenção. Como aqui descrito, as lentes da presente invenção proporcionam taxas de troca lacrimal variando de uma melhoria de cerca de 0,4% a pelo menos uma melhoria de 46%.

Cada um dos microcanais 30 inclui, de preferência, 25 uma superfície curva 34, geralmente diferente de côncava, em relação à face anterior 17. Mais especificamente, a superfície curva 34 é geralmente convexa em relação à face anterior 17 e é localizada em uma região posterior do microcanal 30.

Isso pode ser entendido mais claramente com referência à Figura 3. A Figura 3 representa uma seção transversal da lente 10 ao longo de uma parte de uma distância radial particular, a partir de um eixo óptico do corpo da lente.

5 Por exemplo, a Figura 3 pode representar uma espessura da lente 10 a um raio ou distância de cerca de 4 mm do eixo óptico do corpo da lente 14. Cada microcanal, por exemplo, 30', é definido entre os ápices 31a e 31b.

De preferência, como mostrado na Figura 1, a superfície curva 34 de cada microcanal 30 é substancialmente continuamente curva circumferencialmente. O corpo da lente 14 pode ser descrito, portanto, como tendo uma espessura que varia substancialmente continuamente ao longo de um raio estendendo-se do eixo óptico do corpo da lente 14 por microcanais encostados, adjacentes, por exemplo, os microcanais 30' e 30'' na Figura 3, com as partes mais espessas sendo nos ápices 31a e 31b. Deve-se notar que cada um dos ápices 31a e 31b é um ápice de dois microcanais. Por exemplo, o ápice 31b é comum a ambos os microcanais 30' e 30''.

20 De preferência, cada microcanal é localizado em uma relação substancialmente de encosto com um ou mais microcanais adjacentes. Por exemplo, a superfície curva de um microcanal particular é localizada em uma relação substancialmente de encosto com uma superfície curva de um ou mais outros microcanais. A pluralidade de microcanais 30 define, de preferência, uma superfície curva sem junção, contínua em pelo menos uma parte da face posterior 16 da lente 10. As lentes da presente invenção, por exemplo, essas lentes que

têm microcanais pelo menos parcialmente sem junção, proporcionam benefícios de conforto para o usuário substanciais, por exemplo, em relação às lentes de contato incluindo microcanais, tais como os microcanais espaçados entre si, com 5 junções ou descontinuidades (bordas descontínuas ou agudas).

Particularmente, a pluralidade de microcanais 30 define circunferencialmente uma forma de onda. Uma forma de onda é descrita aqui como uma curva contínua, incluindo um ápice de pelo menos dois microcanais. De preferência, a forma de onda é uma forma de onda substancialmente contínua. 10 Especialmente, a pluralidade de microcanais define uma forma de onda substancialmente sem junção. Por exemplo, cada microcanal é preferivelmente substancialmente sem junção ao longo de pelo menos uma parte de, preferivelmente uma parte 15 majoritária de, um comprimento do microcanal.

Por exemplo, na modalidade mostrada na Figura 1, a pluralidade de microcanais define uma forma de onda contínua, propagando-se da zona óptica 18 e estendendo-se por pelo menos uma parte da parte periférica 22 do corpo da lente 20 14. De preferência, os microcanais 30 são substancialmente lisos e continuamente curvos tanto radial quanto circunferencialmente. A forma de onda definida pela pluralidade de microcanais pode ser periódica, tal como mostrado na Figura 1. Em outras palavras, os microcanais podem ser substancialmente eqüidistantes de ápice para ápice, contudo não precisam ser necessariamente assim. 25

A região mais fina do corpo da lente 14, dentro de cada microcanal 30, pode estender-se por cerca de 5% ou cer-

ca de 10% a cerca de 30% ou cerca de 50% ou cerca de 80% da espessura máxima do corpo da lente 14. Cada microcanal 30 tem, de preferência, uma conicidade decrescente na direção do eixo óptico, em termos de largura da borda periférica 24 da lente, no sentido da zona óptica 18. Visto de uma perspectiva diferente, cada microcanal 30 tem, de preferência, uma largura máxima, por exemplo, em torno da periferia 24 da lente.

A lente de contato 10 é estruturada para promover 10 a troca de fluido lacrimal entre uma superfície exposta do olho e uma superfície do olho coberta pela lente 10. Os microcanais 30 são efetivos para promover ou facilitar essa troca de fluido lacrimal e criam, de preferência, um filme lacrimal substancialmente de escoamento livre na interface 15 lente - olho. Além do mais, a lente é estruturada para provocar expulsão de pelo menos parte do PoLTF em cada piscade- la do olho.

A pluralidade de microcanais 30 pode incluir microcanais que tenham uma profundidade dependente da espessura da própria lente 10. Por exemplo, cada microcanal pode ter uma profundidade entre cerca de 0,1% a cerca de 90% de 20 uma espessura do corpo da lente particular. Em uma modalidade, cada microcanal tem uma profundidade entre cerca de 10% e cerca de 80% de uma espessura do corpo da lente. Para espessuras de lentes de contato típicas, os microcanais de 25 acordo com a invenção têm uma profundidade entre cerca de 0,1 micron e cerca de 50 microns.

Na modalidade mostrada na Figura 1, a pluralidade

de microcanais 30 se estende para a parte periférica 16 da lente 10 e há uma ausência de microcanais 30 na zona óptica 18. Uma junção ou descontinuidade pode estar presente na interface entre a zona óptica e cada microcanal. Exceto para 5 essa junção, cada um dos microcanais é preferivelmente completamente sem junção. A pluralidade de microcanais 30 se estende pelo menos uma parte da face posterior 16 da zona óptica 18 para a periferia da lente 24, de preferência, para a periferia 24. A ausência de microcanais na zona óptica 18 10 reduz, ou mesmo elimina substancialmente quaisquer efeitos nocivos que os microcanais 30 podem ter na qualidade de visão ou de alguma função da zona óptica proporcionada pela lente de contato 10.

Para proporcionar a troca de fluido lacrimal efetiva na zona óptica 18 na ausência de microcanais, a lente de contato 10 pode ser estruturada de modo que a zona óptica 18 da lente 10 seja um pouco disposta anteriormente disposta em relação à parte periférica circundante 22, especificamente em relação à parte ou superfície da parte periférica 22, 15 localizada entre os microcanais 30.

Embora não particularmente mostrado, como uma alternativa para os microcanais tendo uma profundidade relativamente constante, cada microcanal 30 pode ficar crescentemente mais raso (menos profundo) da borda periférica 24, na 20 direção da zona óptica 18. Além do mais, a zona óptica 18 pode ser disposta anteriormente a uma distância substancialmente igual à profundidade da parte mais rasa do microcanal 30. Por exemplo, a zona óptica pode ser disposta anterior-

mente cerca de 20 microns ou cerca de 10 microns ou cerca de 5 microns ou menos, em relação à parte periférica 22.

A Figura 4 mostra uma vista em planta da face posterior da lente de contato 10 mostrada na Figura 1. Nessa vista, cada linha sólida estendendo-se radialmente (por exemplo, as linhas 50) representa uma linha teórica, na qual uma curvatura da superfície posterior 16 muda de uma curva convexa para uma curva que é diferente de convexa. Em outras palavras, as linhas 50 representam linhas de inflexão nas quais a superfície posterior da lente muda de côncava para convexa. Um microcanal 30 é definido como varrendo uma área A definida, por exemplo, entre a linha tracejada 50a e a linha tracejada 50b. Nessa modalidade particular 10, a pluralidade de microcanais 30 compreende doze microcanais, em que cada microcanal 30 ocupa uma área varrendo uma largura de cerca de 30 graus da lente.

De preferência, a pluralidade de microcanais compreende cerca de 3 a cerca de 200 microcanais, por exemplo, a pluralidade de microcanais compreende cerca de 5 ou cerca de 10 a cerca de 100 microcanais. Por exemplo, a Figura 5 mostra uma lente de contato 110 similar, de acordo com a presente invenção, na qual a pluralidade de microcanais compreende 24 microcanais, com cada microcanal ocupando cerca de 15 graus da lente 110. A menos que indicado de outro modo aqui, a lente 110 da Figura 5 é estruturada e funciona de modo similar à lente de contato 10 da Figura 1.

Voltando agora às Figuras 6 e 7, outra modalidade 210 da invenção é mostrada. Exceto como descrito expressa-

mente, a lente de contato 210 é estruturada e funciona de modo similar à lente de contato 10. Os componentes da lente 210, que correspondem aos componentes da lente 10, são identificados pelos mesmos números de referência aumentados por 5 200.

Uma das diferenças básicas entre a lente de contato 210 e a lente de contato 10 se refere à estrutura dos microcanais 230. Especificamente, cada um dos microcanais 230 inclui uma parte posterior, definindo uma superfície convexamente curva 234, e uma parte 240, que não é definida por uma superfície curva. Isso pode ser entendido mais claramente com referência à Figura 8, que mostra uma representação esquemática da lente 210 similar à Figura 3. Como mostrado, cada microcanal 230 é definido entre os ápices, por exemplo, 10 230a e 230b. A lente 210 tem, portanto, uma espessura variável a uma distância radial particular do centro óptico da lente ou dos eixos ópticos centrais. No entanto, além das superfícies curvas 234, cada microcanal 230 inclui uma região relativamente achatada 240. Como mostrado, a região achatada 240 é na região mais fina do corpo da lente 214, enquanto que as superfícies curvas 234 são na região mais espessa do corpo da lente 214.

A Figura 8A mostra outra lente de contato 310, de acordo com a presente invenção, similar à lente 210. Exceto 25 como descrito expressamente, a lente de contato 310 é estruturada e funciona de modo similar à lente de contato 210. Os componentes da lente 310, que correspondem aos componentes da lente 10, são identificados pelos mesmos números de refe-

rência aumentados por 300.

A diferença básica entre a lente 310 e a lente 210 se refere a uma área superficial maior de cada região achatada 340. Isso ilustra que as lentes de contato da presente invenção podem ter uma ampla variedade de microcanais diferentemente dimensionados, moldados e configurados e estarem ainda dentro do âmbito da presente invenção.

Em outro aspecto da presente invenção, são proporcionadas lentes de contato, que compreendem corpos de lentes estruturados para proporcionar uma mistura lacrimal aperfeiçoada a um ou mais grupos de indivíduos com aspectos anatômicos e fisiológicos de olhos e/ou pálpebras particulares. Vantajosamente, as lentes de contato da presente invenção incluem corpos de lente estruturados para proporcionar uma mistura lacrimal otimizada para indivíduos que têm uma maior tensão nas pálpebras em relação a outros indivíduos, que têm um grau reduzido de, ou menos, tensão nas pálpebras. Em uma modalidade, as lentes de contato são estruturadas para proporcionar uma mistura lacrimal aperfeiçoada para uma pessoa asiática, comparada com uma pessoa não asiática. Em geral, acredita-se que o povo asiático, isto é, pessoas ou seres humanos de procedência ou linhagem asiática, tais como chineses, japoneses, coreanos e de procedência ou linhagem similar, tenha uma maior tensão nas pálpebras em relação aos povos não asiáticos, isto é, pessoas ou seres humanos de procedência ou linhagem não asiática. Embora isso seja geralmente acreditado como sendo verdade, deve-se notar que nem todas as pessoas asiáticas têm uma maior tensão nas pál-

pebras em relação às pessoas não asiáticas. Um grupo representativo de cerca de 10 a cerca de 15 pessoas asiáticas tem uma tensão nas pálpebras média maior em relação a um grupo representativo de cerca de 10 a cerca de 15 pessoas não asiáticas.

5 áticas.

Em outra modalidade, as lentes de contato são proporcionadas, incluindo corpos de lentes estruturados para proporcionar uma mistura lacrimal otimizada em indivíduos que não tenham geralmente maiores tensões nas pálpebras.

10 Vantajosamente, essas lentes têm corpos de lentes que incluem uma pluralidade de microcanais, como aqui descritos, exceto que os microcanais estão presentes em uma densidade mais baixa, isto é, menos microcanais, do que as lentes de contato configuradas para pessoas com maiores tensões nas 15 pálpebras.

Em outra modalidade, as lentes de contato da presente invenção incluem corpos de lentes estruturados para proporcionar uma mistura lacrimal otimizada para indivíduos com tamanhos de aberturas palpebrais que são associados com 20 o PoLTF relativamente espesso, tais como indivíduos asiáticos. Em outras modalidades, as lentes de contato da presente invenção incluem corpos de lentes, que são estruturados para proporcionar uma mistura lacrimal otimizada para indivíduos com outras características anatômicas, incluindo, e não 25 limitados às, características das pálpebras que influenciam a capacidade da pálpebra de gerar força no globo ocular durante piscadela, características da placa társica (por exemplo, o tamanho e/ou a espessura da placa társica), espessura das

pálpebras, a presença ou ausência de dobras nas pálpebras tamanho da abertura, topografia da superfície ocular anterior (por exemplo, topografia de córnea, topografia do limbo e topografia do limbo e esclera de córneas), o posicionamento 5 das pálpebras entre elas, e proptose das pálpebras (por exemplo, a capacidade das pálpebras de se movimentarem para trás, quando as pálpebras piscam.

10 Essas lentes de contato para um grupo particular de indivíduos são fabricadas por uso de processos aqui descritos, e também incluindo uma ou mais etapas de projeto das lentes de contato para que seja estruturadas para proporcionar uma mistura lacrimal otimizada para o grupo de indivíduos desejado, tais como indivíduos com determinadas características dos olhos e/ou pálpebras, que incluem forma do 15 olho, musculatura, tensão nas pálpebras e assemelhados. Conseqüentemente, as lentes de contato e os processos de produção delas, que proporcionam uma mistura lacrimal otimizada para grupos particulares ou específicos ou populações de pessoas, estão dentro do âmbito da invenção aqui descrita.

20 As lentes da presente invenção são fabricadas preferivelmente por uso de técnicas de torneamento computadorizado. Alternativamente, as lentes podem ser fabricadas por uso de quaisquer técnicas de produção convencionais adequadas ou combinação delas. Muitas dessas técnicas ou processos 25 são convencionais e/ou bem conhecidos no ramo. Esses processos incluem, por exemplo, torneamento, usinagem a laser, moldagem por martelagem, moldagem por injeção, fundição (semimolde, molde completo) e assemelhados e as suas combinações.

As lentes de contato 10, 110, 210, 310 de acordo com a invenção são preferivelmente lentes de silicone ou de silicone hidrofílicas, macias, flexíveis, ou lentes macias feitas de outros materiais hidrofílicos, tais como materiais 5 poliméricos formadores de hidrogéis adequados e assemelhados. No entanto, com modificações adequadas, as lentes de contato da presente invenção podem ser lentes "duras" ou "rígidas". As lentes de contato da presente invenção são particularmente adaptadas para uso prolongado, por exemplo, 10 as lentes podem ser usadas de cerca de 1 dia a cerca de 14 dias ou mais, sem remoção, ou em lentes descartáveis. Os materiais que são adequados para uso nas lentes de contato da presente invenção incluem, sem limitação, materiais de hidrogéis convencionais, por exemplo, materiais à base de metacrilato de hidroxietila, materiais de hidrogéis de silicone, materiais permeáveis a gases, materiais de lentes descritos por Nicolson et al. na patente U.S. 5.849.811, outros materiais de lentes oftalmicamente compatíveis, por exemplo, muitos dos quais são bem conhecidos daqueles versados na 15 técnica, e assemelhados e as suas combinações.

De preferência, as lentes de contato 10, 110, 210 e 310 da presente invenção são produzidas por torneamento dos microcanais em um inserto de usinagem, que é usado subsequente para produzir um molde para o produto lente de 25 contato. Ferramental, tal como uma servoferramenta Fast de fixação variável em um torno Optiform, pode ser utilizado para proporcionar um inserto de ferramenta com a geometria desejada. Por exemplo, a servoferramenta pode ser programada

para tornear o inserto de ferramenta em 24 semimeridianos (igualmente espaçados por 15 graus entre eles), para produzir a lente mostrada na Figura 1. A servoferramenta pode ser programada por uso de técnicas conhecidas, por exemplo, por uso de Minifiles, que é convencional e bem conhecido daqueles versados na técnica, para descrever a superfície a ser torneada ponto a ponto. A servoferramenta pode ser programada adicionalmente, de modo que ambas ou qualquer uma de profundidade e largura dos microcanais possam ser variadas. Deve-se notar que a profundidade do microcanal não precisa ser constante ao longo do seu comprimento, isto é, o canal pode ser feito para ir mais fundo, depois mais raso da óptica para a borda periférica. A profundidade, largura e/ou configuração dos microcanais pode(m) ser variada(s) de microcanal a microcanal. Naturalmente, a profundidade do microcanal na borda da lente não pode ser mais profunda do que a espessura da borda da lente.

O ferramental para torneamento da ferramenta de inserto pode ser modificado adequadamente, para cortar até cerca de 384 meridianos para permitir maior flexibilidade no projeto da lente.

O exemplo não limitante apresentado a seguir mostra a quantidade ou os graus relativos da mistura lacrimal, que ocorre quando as lentes da presente invenção são usadas em um olho, em comparação com uma lente convencional sem microcanais.

EXEMPLO

A mistura lacrimal sob uma lente de contato macia

pode ser estimada por medida do tempo necessário para que um material traçador (por exemplo, corante, microesferas, células sanguíneas vermelhas ou assemelhados) seja removido de sob a lente de contato. A maior parte das estimativas de 5 mistura lacrimal são feitas por uso de um fluorômetro, que pode medir a variação na fluorescência sob uma lente de contato, por um período de uso específico. Tipicamente, um fluoresceína sódica de alto peso molecular (Fluorosoft®, PM = 600 Da) ou um corante formulado como uma mistura de fluores- 10 ceína / dextrana (FITC - dextrana, Smith Chemical; PM = 1 - 12 kDa) é usado na medida fluorométrica. A Fluorosoft® é ab- sorvida por lentes com teores de água superiores a cerca de 50%. Portanto, de preferência, FITC - dextrana (PM ~ 9 - 12 15 kDa) é usada para evitar subestimativas de mistura lacrimal que podem ocorrer com absorção da lente ou ocular do corante traçador.

Dois métodos fluorométricos são atualmente usados para estimar a mistura lacrimal. Uma técnica usa uma lâmpada de fenda modificada com luz focalizada no PoLTF, pois as va- 20 riações na intensidade da fluorescência (FI) são monitora- das. Essa técnica tem a vantagem de colocar uma luz de exci- tação diretamente na área alvo (por exemplo, filme lacri- mal). Uma técnica fluorométrica alternativa usa um fluorôme- tro de varredura (Ocumetrics, Inc., Mountain View, CA), que 25 impulsiona a luz de excitação do filme lacrimal pré-lente (PrLTF) para a córnea, usando um motor escalonador acionado por computador. O instrumento faz uma série de leituras de intensidade de fluorescência e proporciona dados FI centra-

lizados em torno do pico de fluorescência de FITC - dextrana sob a lente. Esse instrumento é muito sensível a baixos níveis de corante fluorescente. Infelizmente, uma vez que a colocação da luz não pode ser controlada precisamente, a estimativa de mistura lacrimal assume que não há fluorescência na superfície da lente anterior. Essa consideração é considerada como sendo válida para lentes com baixas taxas de mistura lacrimal, mas não pode ser precisa para lentes com mistura lacrimal eficiente. Esses instrumentos são convencionais e detalhes de cada instrumento são geralmente entendidos por aqueles versados na técnica.

Um procedimento para estimativa da mistura lacrimal é o seguinte: as leituras de autofluorescência da linha de base (B_0) (córnea + lente) são obtidas com a lente no olho de cada indivíduo. A lente é depois removida, uma pequena quantidade (por exemplo, 1 μL) de FITC - dextrana é reinserida diretamente na córnea. A seguir, a FI é monitorada por 30 minutos. Os indivíduos são deixados piscar nas suas taxas normais ou instados a piscar a uma taxa de 15 piscadelas / min (taxa de piscadela média) cadenciadas por uso de um metrônomo. A taxa de depleção do corante é determinada por ajuste de um modelo de decaimento exponencial para os valores de FI obtidos pelo período de observação de 30 minutos. Após aproximadamente 30 minutos, há pouca ou nenhuma variação detectável na intensidade de FITC - dextrana.

A taxa de decaimento exponencial é expressa como uma constante de tempo, T , definida como o tempo necessário para esgotar 37% do corante de sob a lente por unidade de

tempo, T. Para a computação, os primeiros 5 minutos dos dados são eliminados, porque pode ocorrer lacrimação de reflexo na medida em que a lente é inserida inicialmente. A eficiência da mistura lacrimal é expressa como o tempo necessário para esgotar 95% do corante de sob a lente, ou $3T$, que é denotado como T_{95} . Vantajosamente, T_{95} pode ser obtido imediatamente dos dados de decaimento de intensidade de fluorescência, sem manipulação posterior dos dados. O procedimento descrito acima foi conduzido no laboratório do Dr. Kenneth Polse na Universidade da Califórnia, Berkeley.

Os dados de T_{95} efetivos obtidos durante experimentação em vinte e seis pacientes usando lentes providas de canais de acordo com a presente invenção, particularmente, lentes providas de microcanais combinados tendo 12 microcanais, a 30° de pico a pico, similar à lente de contato mostrada nas Figuras 1 - 3, e os mesmos vinte e seis pacientes usando lentes substancialmente idênticas mas desprovidas de canais são mostrados nas Tabelas 1 e 2 abaixo.

TABELA 1

Lentes providas de canais	Lentes desprovidas de canais	
T_{95-C}	$T_{95-não}$	ΔT_{95}
25,33	45,50	20,18
22,98	31,17	8,20
19,90	37,20	17,30
23,71	19,91	-3,80
20,66	29,49	8,82
20,52	23,27	2,75

22,35	35,80	13,45
33,84	23,45	-10,39
23,63	40,28	16,64
25,32	33,83	8,51
28,73	43,11	14,38
23,25	29,29	6,04
média = 24,31	média = 32,61	média = 8,30
valor p < 0,05		

TABELA 2

Lentes providas de canais	Lentes desprovidas de canais	
T ₉₅ -C	T ₉₅ -não	ΔT ₉₅
21,93	30,02	8,09
25,20	23,04	-2,16
28,59	21,13	-7,45
42,98	61,93	18,95
21,62	21,70	0,09
25,51	23,29	-2,22
34,10	36,71	2,61
29,10	24,95	-4,15
33,88	23,03	-10,84
28,40	30,51	2,11
49,47	41,50	-7,97
21,42	31,17	9,76
30,56	30,2	-0,36
média = 30,21	média = 30,71	média = 0,50
valor p > 0,05		

A Tabela 1 representa os dados obtidos de treze pacientes asiáticos e a Tabela 2 representa os dados obtidos de treze pacientes não asiáticos.

Quando os dados são reunidos, a T_{95} média para as 5 lentes de contato providas de canais é de 27,26 minutos, e a T_{95} média para as lentes de contato desprovidas de canais é de 31,66 minutos. As lentes providas de canais aumentaram significativamente da taxa de troca lacrimal, ou reduziram o tempo de troca lacrimal ($P < 0,05$). Em outras palavras, houve 10 uma variação global de aproximadamente 14% no tempo de troca lacrimal, ou uma otimização global da taxa de troca lacrimal de aproximadamente 14%.

Quando os dados dos dezessete pacientes (dos vinte e seis pacientes) que apresentaram menores tempos de troca 15 lacrimal ou aumentaram a taxa de troca lacrimal são examinados, a T_{95} média para as lentes de contato providas de canais é de 25,23 minutos, e a T_{95} média para as lentes de contato desprovidas de canais é de 34,86 minutos, resultando em uma redução global no tempo de troca lacrimal de aproximadamente 28%. A taxa de troca lacrimal foi aumentada por 20 pelo menos 0,4% e foi aumentada, mais tipicamente, por pelo menos 6%. Aperfeiçoamentos de pelo menos 45% na taxa de troca lacrimal também foram observados.

Quando os dados dos pacientes que apresentaram um 25 menor tempo de troca lacrimal são divididos em categorias de pacientes asiáticos e não asiáticos, outras diferenças nas taxas de troca lacrimal para os pacientes asiáticos e não asiáticos são evidentes. Por exemplo, a T_{95} média para as

lentes de contato providas de canais para os pacientes asiáticos é de 23,50 minutos e a T_{95} média para as lentes de contato desprovidas de canais para os pacientes asiáticos é de 34,60 minutos, resultando em uma diferença de cerca de 5 11,10 minutos, ou aproximadamente uma variação de 26% no tempo de troca lacrimal. Em comparação, a T_{95} média para as lentes de contato providas de canais para os pacientes não asiáticos é de 28,41 e a T_{95} média para as lentes de contato desprovidas de canais para os pacientes não asiáticos é de 10 35,34 minutos, resultando em uma diferença de cerca de 6,94 minutos, ou aproximadamente uma variação de 20% no tempo de troca lacrimal.

Além disso, os dados demonstram que as lentes de contato usadas neste exemplo proporcionaram uma mistura lacrimal maior a um maior percentual das pessoas asiáticas (aproximadamente 85%), comparadas com as pessoas não asiáticas (aproximadamente 46%).

Desse modo, os dados acima confirmam que as lentes aqui descritas proporcionam vantagens substanciais em relação às lentes desprovidas de canais, em termos de uma maior troca lacrimal. Além disso, os dados confirmam que determinadas configurações de lentes podem ser preferidas para diferentes indivíduos ou populações de pessoas, que tenham aspectos anatômicos e fisiológicos dos olhos e/ou pálpebras 20 particulares. Em outras palavras, as lentes com uma configuração de microcanais podem apresentar taxas de trocas lacrimais aperfeiçoadas para as pessoas asiáticas, e as lentes com uma configuração de microcanais diferente, tal como uma 25

menor densidade de canais ou maiores distâncias entre os ápices dos microcanais, podem apresentar taxas de troca lacrimal aperfeiçoadas para pessoas não asiáticas.

Ainda que esta invenção tenha sido descrita com 5 relação aos vários exemplos e modalidades específicos, deve-se entender que a invenção não é limitada a eles e que pode ser praticada de várias maneiras dentro do âmbito das reivindicações apresentadas a seguir.

REIVINDICAÇÕES

1. Lente de contato (10, 110, 210, 310) para uso em um olho, **CARACTERIZADA** pelo fato de que compreende:

um corpo de lente (14, 214) tendo uma face posterior (16, 216) e uma face anterior (17, 217); e

uma pluralidade de microcanais (30, 230) definidos na face posterior (16, 216) do corpo da lente (14, 214), a pluralidade de microcanais (30, 230) define, circunferencialmente, uma forma de onda,

10 a lente (10, 110, 210, 310) sendo estruturada para
reduzir o tempo para troca de 95% do fluido lacrimal por pe-
lo menos cerca de 5%, quando a lente de contato (10, 110,
210, 310) é usada em um olho, em relação a uma lente de con-
tato substancialmente idêntica, sem uma pluralidade de mi-
15 crocanais (30, 230).

2. Lente de contato (10, 110, 210, 310), de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADA** pelo fato de que o corpo da lente (14, 214) é estruturado para reduzir o tempo de troca de 95% do fluido lacrimal por pelo menos cerca de 15%, quando a lente de contato (10, 110, 210, 310) é usada no olho, em relação a uma lente de contato substancialmente idêntica sem uma pluralidade de microcanais (30, 230).

3. Lente de contato (10, 110, 210, 310), de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADA** pelo fato de que o corpo da lente (14, 214) é estruturado para reduzir o tempo de troca de 95% do fluido lacrimal por pelo menos cerca de 20%, quando a lente de contato (10, 110, 210, 310) é usada no

olho, em relação a uma lente de contato substancialmente idêntica sem uma pluralidade de microcanais (30, 230).

4. Lente de contato (10, 110, 210, 310), de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADA** pelo fato de que o corpo da lente (14, 214) é estruturado para reduzir o tempo de troca de 95% do fluido lacrimal por pelo menos cerca de 25%, quando a lente de contato (10, 110, 210, 310) é usada no olho, em relação a uma lente de contato substancialmente idêntica sem uma pluralidade de microcanais (30, 230).

10 5. Lente de contato (10, 110, 210, 310), de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADA** pelo fato de que o corpo da lente (14, 214) é estruturado para reduzir o tempo de troca de 95% do fluido lacrimal por pelo menos cerca de 30%, quando a lente de contato (10, 110, 210, 310) é usada no
15 olho, em relação a uma lente de contato substancialmente idêntica sem uma pluralidade de microcanais (30, 230).

6. Lente de contato (10, 110, 210, 310), de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADA** pelo fato de que o corpo da lente (14, 214) é estruturado para reduzir o tempo de
20 troca de 95% do fluido lacrimal por pelo menos cerca de 35%, quando a lente de contato (10, 110, 210, 310) é usada no olho, em relação a uma lente de contato substancialmente idêntica sem uma pluralidade de microcanais (30, 230).

7. Lente de contato (10, 110, 210, 310), de acordo
25 com a reivindicação 1, **CARACTERIZADA** pelo fato de que cada microcanal (30, 230) da pluralidade de microcanais (30, 230) define, circunferencialmente, uma forma de onda.

8. Lente de contato (10, 110, 210, 310), de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADA** pelo fato de que pelo menos dois dos microcanais (30, 230) definem, circunferencialmente, uma forma de onda.

5 9. Lente de contato (10, 110, 210, 310), de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADA** pelo fato de que cada microcanal (30, 230) da pluralidade de microcanais (30, 230) define, circunferencialmente, uma forma de onda substancialmente sem junção.

10 10. Lente de contato (10, 110, 210, 310), de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADA** pelo fato de que a pluralidade de microcanais (30, 230) define, circunferencialmente, uma forma de onda substancialmente sem junção.

11. Lente de contato (10, 110, 210, 310), de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADA** pelo fato de que cada um dos microcanais (30, 230) compreende um microcanal que (30, 230) é substancialmente sem junção ao longo de pelo menos uma parte de um comprimento do microcanal (30, 230).

12. Lente de contato (10, 110, 210, 310), de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADA** pelo fato de que cada um dos microcanais (30, 230) compreende um microcanal (30, 230), que é substancialmente sem junção ao longo de uma parte majoritária de um comprimento do microcanal (30, 230).

13. Lente de contato (10, 110, 210, 310), de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADA** pelo fato de que o corpo da lente (14, 214) inclui uma zona óptica (18), que é substancialmente isenta da pluralidade dos microcanais (30, 230).

14. Lente de contato (10, 110, 210, 310), de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADA** pelo fato de que a pluralidade dos microcanais (30, 230) compreende microcanais (30, 230), cada um dos quais tendo uma largura em uma faixa 5 de cerca de 5 graus a cerca de 30 graus.

15. Lente de contato (10, 110, 210, 310), de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADA** pelo fato de que a pluralidade de microcanais (30, 230) compreende cerca de 3 a cerca de 200 microcanais (30, 230).

10 16. Lente de contato (10, 110, 210, 310), de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADA** pelo fato de que a pluralidade dos microcanais (30, 230) compreende cerca de 10 a cerca de 100 microcanais (30, 230).

15 17. Lente de contato (10, 110, 210, 310), de acordo com a reivindicação 1, **CARACTERIZADA** pelo fato de que:

20 cada um dos microcanais (30, 230) inclui uma superfície curva (34), geralmente diferente de uma côncava relativa à face anterior (17, 217), os microcanais sendo dimensionados e adaptados para promover a troca efetiva de fluido lacrimal entre uma superfície exposta do olho e uma superfície do olho coberta pelo corpo da lente (14, 214).

18. Lente de contato (10, 110, 210, 310), de acordo com a reivindicação 17, **CARACTERIZADA** pelo fato de que o corpo da lente (14, 214) é estruturado para reduzir o tempo 25 de troca de 95% do fluido lacrimal por pelo menos cerca de 5%, quando a lente de contato (10, 110, 210, 310) é usada no olho, em relação a uma lente de contato substancialmente idêntica sem uma pluralidade de microcanais (30, 230).

19. Lente de contato (10, 110, 210, 310), de acordo com a reivindicação 17, **CARACTERIZADA** pelo fato de que o corpo da lente (14, 214) é estruturado para reduzir o tempo de troca de 95% do fluido lacrimal por pelo menos cerca de 5 15%, quando a lente de contato (10, 110, 210, 310) é usada no olho, em relação a uma lente de contato substancialmente idêntica sem uma pluralidade de microcanais (30, 230).

20. Lente de contato (10, 110, 210, 310), de acordo com a reivindicação 17, **CARACTERIZADA** pelo fato de que o 10 corpo da lente (14, 214) é estruturado para reduzir o tempo de troca de 95% do fluido lacrimal por pelo menos cerca de 35%, quando a lente de contato (10, 110, 210, 310) é usada no olho, em relação a uma lente de contato substancialmente idêntica sem uma pluralidade de microcanais (30, 230).

15 21. Lente de contato (10, 110, 210, 310), de acordo com a reivindicação 17, **CARACTERIZADA** pelo fato de que a superfície não convexa é substancialmente planar.

22. Lente de contato (10, 110, 210, 310), de acordo com a reivindicação 17, **CARACTERIZADA** pelo fato de que a 20 superfície curva (34) de cada microcanal (30, 230) é substancialmente continuamente curva circunferencialmente.

23. Lente de contato (10, 110, 210, 310), de acordo com a reivindicação 17, **CARACTERIZADA** pelo fato de que o corpo da lente (14, 214) tem uma espessura que varia substancialmente continuamente ao longo de um raio estendendo-se 25 de um eixo óptico do corpo da lente circunferencialmente por pelo menos uma parte de cada um dos microcanais (30, 230).

24. Lente de contato (10, 110, 210, 310), de acordo com a reivindicação 17, **CARACTERIZADA** pelo fato de que o corpo da lente (14, 214) tem uma espessura que varia substancialmente continuamente ao longo de um raio estendendo-se 5 de um eixo óptico do corpo da lente (14, 214) circunferencialmente por uma parte majoritária de cada um dos microcanais (30, 230).

25. Lente de contato (10, 110, 210, 310), de acordo com a reivindicação 17, **CARACTERIZADA** pelo fato de que a 10 superfície não convexa é substancialmente côncava.

26. Lente de contato (10, 110, 210, 310), de acordo com a reivindicação 17, **CARACTERIZADA** pelo fato de que cada um dos microcanais (30, 230) é substancialmente sem junção ao longo de uma parte de um comprimento do microcanal 15 (30, 230).

27. Lente de contato (10, 110, 210, 310), de acordo com a reivindicação 17, **CARACTERIZADA** pelo fato de que cada um dos microcanais (30, 230) é substancialmente sem junção ao longo de uma parte majoritária de um comprimento 20 do microcanal (30, 230).

28. Lente de contato (10, 110, 210, 310), de acordo com a reivindicação 17, **CARACTERIZADA** pelo fato de que inclui uma zona óptica (18) que é substancialmente isenta da pluralidade de microcanais (30, 230).

25 29. Lente de contato (10, 110, 210, 310), de acordo com a reivindicação 17, **CARACTERIZADA** pelo fato de que a pluralidade dos microcanais (30, 230) compreende microcanais

(30, 230), cada um dos quais tendo uma largura em uma faixa de cerca de 5 graus a cerca de 30 graus.

30. Lente de contato (10, 110, 210, 310), de acordo com a reivindicação 17, **CARACTERIZADA** pelo fato de que a 5 pluralidade dos microcanais (30, 230) compreende cerca de 3 a cerca de 200 microcanais (30, 230).

31. Lente de contato (10, 110, 210, 310), de acordo com a reivindicação 17, **CARACTERIZADA** pelo fato de que a pluralidade dos microcanais (30, 230) compreende cerca de 10 10 a cerca de 100 microcanais (30, 230).

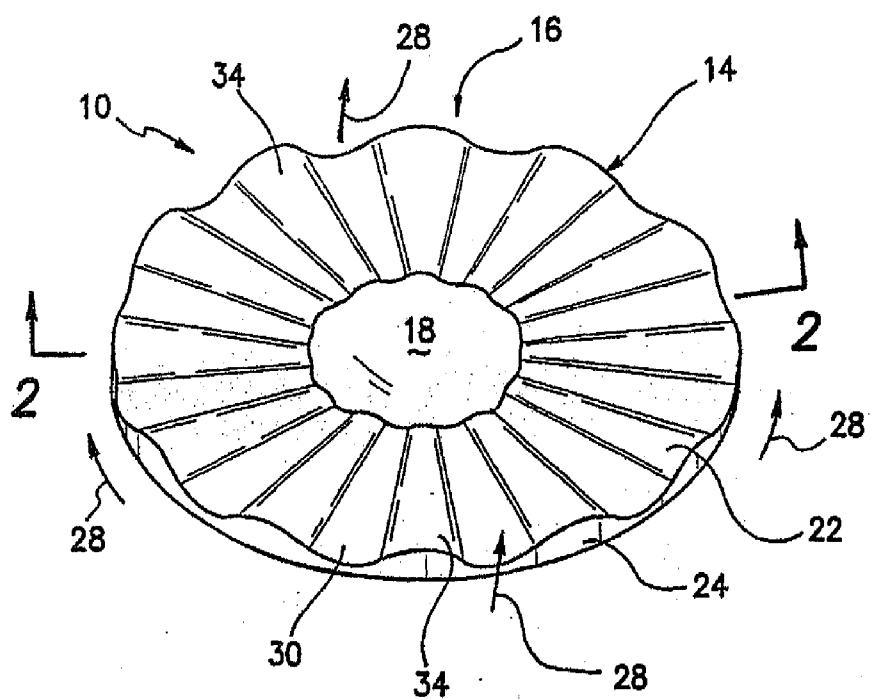


FIG. 1

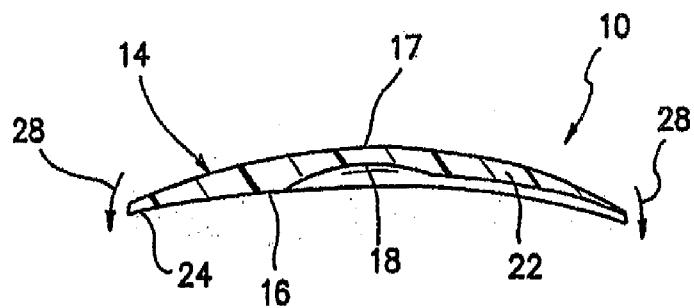


FIG. 2

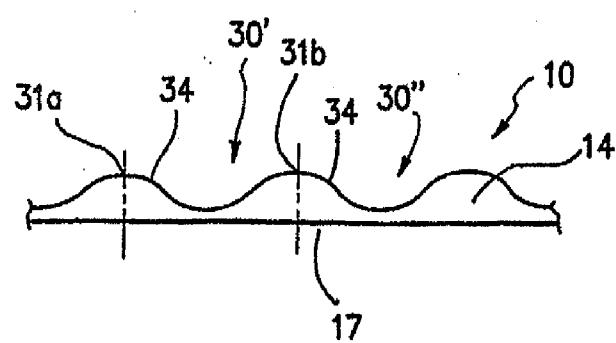


FIG. 3

