



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

(11) PI 0116445-7 B1



(22) Data do Depósito: 12/12/2001

(45) Data de Concessão: 16/04/2019

(54) Título: LENTES DE CONTATO COM CENTRALIZAÇÃO E ORIENTAÇÃO APERFEIÇOADAS

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

(30) Prioridade Unionista: 20/12/2000 US 09/747,510.

(73) Titular(es): JOHNSON & JOHNSON.

(72) Inventor(es): PHILIPPE JUBIN.

(86) Pedido PCT: PCT US2001048138 de 12/12/2001

(87) Publicação PCT: WO 2002/065196 de 22/08/2002

(85) Data do Início da Fase Nacional: 20/06/2003

(57) Resumo: "LENTES DE CONTATO COM CENTRALIZAÇÃO E ORIENTAÇÃO APERFEIÇOADAS". A invenção refere-se a uma lente de contato estabilizada de forma rotativa que leva em consideração o formato natural da córnea do usuário da lente no projeto da curva base da lente. A invenção fornece um método eficiente, e as lentes incorporando esse método, para a estabilização da lente no olho eliminam a necessidade de se aumentar a espessura periférica da lente para estabilizar a lente, resultando em uma lente mais confortável de se usar. Adicionalmente, a invenção fornece um método de projeto de curva base flexível que resulta no encaixe e centralização aperfeiçoados da lente.

Relatório Descritivo da Patente de Invenção para "**LENTE DE CONTATO COM CENTRALIZAÇÃO E ORIENTAÇÃO APERFEIÇOADAS**".

Campo da Invenção

A invenção refere-se a lentes de contato. Em particular, a invenção fornece lentes de contato nas quais o formato da córnea do usuário é levado em consideração no fornecimento da estabilização e orientação da lente no olho.

Fundamentos da Invenção

É conhecido que a correção de determinados defeitos óticos pode ser realizada pela impressão de características de correção não-esféricas a uma ou mais superfícies de uma lente de contato, tais como características cilíndricas, bifocais ou multifocais. O uso de lentes de contato com essas características é um problema visto que a lente deve ser mantida em uma orientação específica enquanto estiver no olho a fim de ser eficiente. No entanto, a lente girará no olho devido ao piscar dos olhos além do movimento da pálpebra e do fluido lacrimal.

As lentes projetadas para manter sua orientação no olho são tipicamente de dois tipos gerais. Um tipo utiliza a estabilização por prisma para manter a orientação da lente. Exemplos de métodos de estabilização por prisma incluem a descentralização da superfície dianteira da lente com relação à superfície traseira, o equilíbrio prismático, o espessamento da borda inferior da lente, o suporte da lente na pálpebra inferior, a formação de depressões ou elevações na superfície da lente, e o enrugamento da borda da lente.

Um segundo tipo, lentes estabilizadas dinamicamente, utiliza o movimento das pálpebras para manter a orientação da lente. Os métodos de estabilização dinâmica incluem a redução da espessura da superfície externa da lente em duas regiões dispostas simetricamente, espessando as duas regiões externas no eixo central horizontal, e afinando ou raspando (slabbing off) as zonas superior e inferior nas lentes.

Os métodos conhecidos para a manutenção da orientação da lente sofrem de várias desvantagens incluindo que as lentes que incorporam

os métodos exigem ferramentas especializadas para sua produção, que as lentes são desconfortáveis em termos de utilização e que os métodos conhecidos não são altamente eficazes. Dessa forma, existe a necessidade de se criar um método de manutenção da orientação angular que supere algumas ou todas essas desvantagens.

Breve Descrição dos Desenhos

A figura 1 ilustra uma vista plana ampliada de uma superfície da lente da invenção;

10 A figura 2 ilustra uma vista das seções transversais parciais da superfície da figura 1 retiradas em I, II, III e IV.

Descrição Detalhada da Invenção e Modalidades Preferidas

15 É uma descoberta da invenção que uma lente de contato estabilizada de forma rotativa pode ser obtida levando-se em consideração o formato natural da córnea do usuário da lente no projeto da curva base da lente. A invenção fornece um método eficaz, e as lentes que incorporam esse método, para a estabilização da lente no olho o que elimina a necessidade de se aumentar a espessura periférica da lente para estabilizar a lente, resultando em uma utilização mais confortável da lente. Adicionalmente, a invenção fornece um método de projeto de curva base flexível que resulta no

20 encaixe e centralização aperfeiçoados da lente.

É conhecido que, tipicamente, a parte inferior da córnea de um indivíduo é mais profunda do que a parte superior. A presente invenção utiliza esse fato para auxiliar na orientação e centralização de uma lente de contato no olho do usuário combinando a parte mais profunda da lente com

25 a parte mais profunda da córnea.

Em uma modalidade, a invenção fornece um método de produção de lentes de contato compreendendo, consistindo essencialmente em, e consistindo em: a) seleção de uma curva base da lente como uma primeira curva para uma zona ótica e uma ou mais segundas curvas para uma zona

30 periférica; b) utilização das primeira e segunda curvas selecionadas na etapa a) para gerar uma seção transversal da lente; c) rotação das uma ou mais segundas curvas da zona periférica em torno de um eixo de zona ótica; e d)

determinação de um formato para cada uma das uma ou mais segundas curvas, onde o formato varia como uma função de um ângulo de rotação de uma ou mais segundas curvas em torno do eixo de zona ótica. Em outra modalidade, a invenção fornece uma lente feita de acordo com o método da invenção.

Para fins da invenção por "zona periférica" se quer significar a área fora da zona ótica. Tipicamente, essa área incluirá uma zona de lente não-ótica, uma chanfradura, ou similar, e combinações dos mesmos.

Na primeira etapa do método da invenção, uma curva é selecionada para a zona ótica e uma ou mais curvas são selecionadas para a zona periférica da curva base da lente. A curva da zona ótica pode ser qualquer curva adequada ao fornecimento da correção da precisão visual desejada. Formatos de zona ótica ilustrativos incluem, sem limitação, esférico, não-esférico, tórico, multifocal e similares, e combinações dos mesmos. A zona ótica pode ter qualquer diâmetro adequado e preferivelmente tem pelo menos cerca de 6 mm de diâmetro.

A curva ou curvas de zona periférica desejadas são selecionadas com base no encaixe desejado para a lente no olho do indivíduo e da curva de zona ótica selecionada. O formato selecionado para a zona periférica no ângulo de 0 grau com relação ao eixo ótico da lente pode ser qualquer formato desejado incluindo, sem limitação, o esférico, não-esférico, estriado, polinomial, ou similares e combinações dos mesmos.

Uma vez que as curvas da zona ótica e periférica são selecionadas, uma seção transversal da lente é gerada utilizando-se essas curvas. Na figura 1, é ilustrada uma superfície de uma lente 10 da invenção possuindo uma zona ótica esférica 11. Adicionalmente, a lente 10 inclui zona periférica 12 possuindo uma curva. Uma geometria tridimensional para a zona periférica 12 é obtida pela rotação da seção transversal em torno do eixo da zona ótica utilizando uma função dependente de ângulo. Dessa forma, o formato da zona periférica variará como uma função do ângulo de rotação como ilustrado nas seções transversais parciais da figura 2.

A função dependente de ângulo selecionada para determinar o

formato das curvas da zona periférica da lente deve ser lisa e contínua de 0 a 2π a fim de evitar qualquer descontinuidade na superfície. Preferivelmente, se a seção transversal da superfície for não-esférica, uma dentre as funções do raio, diâmetro, profundidade sagital ou o formato pode variar.

- 5 Qualquer função dependente de formato adequada pode ser utilizada. Preferivelmente, a função utilizada é uma função trigonométrica que está no máximo no módulo 2π .

Uma função ilustrativa é $R(\theta) = A\cos\theta + B$, onde $R(\theta)$ é o raio da curva da zona periférica no ângulo θ e A e B são constantes determinadas utilizando-se o raio esperado em dois ângulos diferentes. Por exemplo, se apenas uma curva esférica for utilizada para a zona periférica e o raio dessas curvas for considerado como sendo R_0 a 0° e R_{180} a 180° , então a função é:

$$R(\theta) = \frac{(R_0 - R_{180})}{2} \cos\theta + \frac{(R_0 + R_{180})}{2}$$

- 15 A lente resultante é a lente das figuras 1 e 2 onde o raio da zona periférica e o diâmetro variam em torno do eixo da zona ótica como se segue: a 0° , o raio e o diâmetro são $R1_00$ e $D1_00$; a 30° o raio e o diâmetro são $R1_30$ e $D1_30$; a 60° o raio e o diâmetro são $R1_60$ e $D1_60$; e a 90° o raio e o diâmetro são $R1_90$ e $D1_90$.

- 20 As lentes da invenção podem ser lentes de contato duras ou flexíveis. Preferivelmente, as lentes são lentes de contato flexíveis. As lentes da invenção podem ter qualquer uma dentre uma variedade de características óticas corretivas incorporadas às superfícies convexa, ou dianteira, côncava ou traseira, ou ambas as superfícies. Por exemplo, a lente pode ter
- 25 qualquer correção dentre a esférica, não-esférica, bifocal, multifocal, prismática ou cilíndrica. A invenção pode ter sua maior utilidade nas lentes nas quais pelo menos uma das características de correção exija que a orientação no olho da lente com relação ao olho permaneça estável. Em uma modalidade preferida, a lente da invenção é uma lente de contato flexível tórica, significando que a lente de contato flexível tem uma superfície ótica cilíndrica,
- 30 ou poder de corrigir o astigmatismo do usuário.

A lente da invenção pode ser personalizada para um indivíduo

em particular pela utilização das medições de aberração de frente de onda ótica ocular. Por "aberração de frente de onda ótica" se deseja significar a diferença entre a frente de onda emergindo do olho em comparação com a frente de onda convergindo na retina. Essas medições podem ser realizadas utilizando-se, por exemplo, o resultado de um aberroscópio de cilindro cruzado, um dispositivo que mede a Função de Transferência de Modulação ocular através do espalhamento em ponto ou espalhamento linear, ou qualquer dispositivo similar que meça, estime, interpole ou calcule a frente de onda ótica ocular. Uma vez medida, as medições de aberração são matematicamente convertidas em uma diferença de altura, fornecendo assim um mapa de elevação acima e abaixo de um valor de esfera mínimo designado, conhecido como diferença de percurso ótico. Por exemplo, o mapa de elevação pode ser criado pela multiplicação do erro de frente de onda, como medido nas ondas óticas, pelo comprimento de onda, ponto a ponto, através da frente de onda. A correção das aberrações será fornecida pela introdução de uma diferença de percurso ótico, ou filtro de inversão de aberração, que desvia as distorções devido às aberrações oculares. A correção pode ser em uma ou ambas as superfícies de lente dianteira e traseira.

Na modalidade de lente personalizada, informação prescritiva convencional de esfera/cilindro também pode ser utilizada no projeto e formação da lente. Essa informação inclui a esfera de distância, a potência do cilindro astigmático de distância e eixo, e a potência de visão de perto, se necessário. Essa informação pode ser determinada utilizando-se técnicas de refração subjetiva convencionais. Alternativamente, a esfera, cilindro e eixo podem ser determinados com base em uma análise da frente de onda realizada, por exemplo, pela redução dos dados de frente de onda Hartmann Shack para os termos de coeficiente Zernike, e utilizando-se os termos relevantes para derivar a informação de esfera, cilindro e eixo.

Apesar das lentes da invenção serem lentes duras ou flexíveis, preferivelmente o material selecionado para a formação das lentes da invenção é um material adequado para a produção de lentes de contato flexíveis. Materiais preferidos adequados para a formação de lentes de contato flexí-

veis utilizando o método da invenção incluem, sem limitação, elastômeros de silicone, macrômeros contendo silicone incluindo, sem limitação, os descritos nas patentes U.S. Nºs 5.371.147, 5.314.960 e 5.057.578 incorporadas em sua totalidade aqui por referência, hidrogéis, hidrogéis contendo silicone, e
5 similares e combinações dos mesmos. Mais preferivelmente, a superfície é um siloxano, ou contém uma funcionalidade de siloxano, incluindo, sem limitação, macrômeros de polidimetil siloxano, metacriloxipropil polialquil siloxanos, e misturas dos mesmos, hidrogel de silicone ou um hidrogel, tal como etafilcon A.

REIVINDICAÇÕES

1. Método de produção de lentes de contato tóricas compreendendo as etapas de:

5 a) selecionar para uma curva base da lente (10) uma primeira curva para uma zona ótica (11) e uma ou mais segundas curvas para uma zona periférica (12);

b) utilizar as primeira e segunda curvas selecionadas na etapa a) para gerar uma seção transversal da lente (10);

10 c) girar as uma ou mais segundas curvas da zona periférica (12) em torno de um eixo de zona ótica usando uma função dependente de ângulo; e

d) determinar um formato para cada das uma ou mais segundas curvas como uma função trigonométrica de um módulo 2π de um ângulo de rotação das uma ou mais curvas em torno do eixo de zona ótica;

15 **caracterizado pelo fato de que** compreende adicionalmente a etapa de calcular as aberrações de frente de onda ocular óticas de um indivíduo.

2. Método, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizado pelo fato de que** uma ou mais segundas curvas serão selecionadas a partir do grupo que consiste em esférica, não-esférica, estriada, polinomial e combinações dos mesmos.

20

22

1/1

FIG. 1

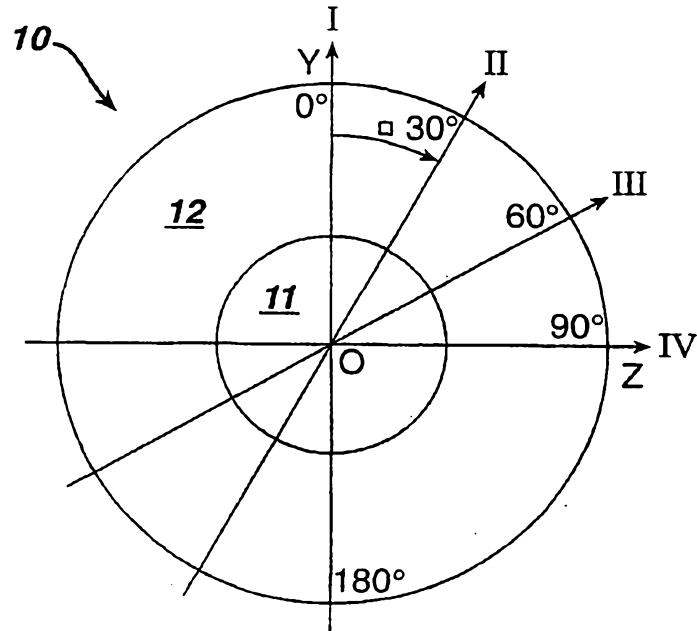


FIG. 2

