



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

(11) PI 0512082-9 B1

(22) Data do Depósito: 10/06/2005

(45) Data de Concessão: 14/02/2018



(54) Título: "MÉTODO PARA PROJETAR UMA LENTE DE CONTATO FLEXÍVEL"

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

(30) Prioridade Unionista: 14/06/2004 US 60/579,485

(73) Titular(es): JOHNSON & JOHNSON VISION CARE, INC

(72) Inventor(es): LARRY G. JONES; JAMES W. HAYWOOD

Relatório Descritivo da Patente de Invenção para **"MÉTODO PARA PROJETAR UMA LENTE DE CONTATO FLEXÍVEL"**.

Campo da Invenção

[001] A presente invenção refere-se a lentes de contato. Em particular, a invenção proporciona lentes de contato projetadas por se levar em consideração os efeitos de campo e descentralização quando a lente está no olho.

Antecedentes da invenção

[002] O uso de lentes de contato para correção de defeitos de acuidade visual é amplamente aceito. Tipicamente, lentes de contato flexíveis são projetadas no ar utilizando modelagem para-axial simples. Este método de projeto de lente falha em considerar os efeitos de campo e de descentralização quando a lente de contato envolve a córnea resultando em desempenho sub-ótima da lente. Portanto, existe uma necessidade por lentes de contato e métodos de projeto de lente que aperfeiçoem o desempenho da lente.

Breve Descrição dos Desenhos

[003] A Figura 1 é uma representação de localizações de descentralização utilizada em uma modalidade do método de projeto da invenção.

[004] A Figura 2 é uma curva de capacidade para uma lente da invenção.

[005] A Figura 3 é um gráfico de comparação de ponto no eixo das lentes do exemplo.

[006] A Figura 4 é um gráfico de comparação de ponto fora do eixo das lentes do exemplo.

Descrição Detalhada da Invenção e Modalidades Preferidas

[007] A invenção proporciona lentes e métodos para sua produção, as quais são projetadas para considerar um ou mais dentre tamanho da pupila, campo e descentralização. É uma descoberta da invenção.

ção que por considerar estes fatores no projeto da lente, uma lente de contato com difração próxima limitada pode ser projetada, lente esta que possui um desempenho quando fora do eixo, ou descentralizada, que é superior às lentes de contato flexíveis convencionais. Por "difração próxima limitada" se quer dizer que o desempenho no eixo, centralizada, da lente, é maior do que cerca de 80% do limite de difração da lente mais o olho.

[008] Adicionalmente, as lentes monofocais da invenção proporcionam desempenho que minimiza o cilindro óptico normalmente requerido do usuário sem a necessidade de incluir toricidade na lente devido à imagem mais definida proporcionada pela lente, a qual compensa algum turvamento da imagem devido ao cilindro do usuário. Ainda como outra vantagem, as lentes da invenção podem ser utilizadas para proporcionar acomodação para tarefas de distância próxima e intermediária para presbíopes emergentes. Mais especificamente, as lentes da invenção podem ser úteis para corrigir acuidade de visão próxima de indivíduos que precisam menos de que cerca de 1,75 dioptrias, de preferência menos ou igual a cerca de 1,5 dioptrias de capacidade de adição.

[009] Em uma modalidade, a invenção proporciona uma lente de contato flexível compreendendo, consistindo essencialmente em, e consistindo em uma superfície de apoio possuindo um formato adequado para substancialmente inversamente combinar com um formato da córnea e uma superfície frontal asférica, onde o desempenho óptica da lente para um ou mais dentro o tamanho da pupila, campo e centralização da lente, é otimizado. Em outra modalidade, a invenção proporciona um método para projetar uma lente de contato flexível compreendendo, consistindo essencialmente em, e consistindo nas etapas de formatar uma superfície de apoio de uma lente para substancialmente inversamente combinar com um formato da córnea, proporcio-

nar uma superfície frontal esférica e otimizar o desempenho óptica da superfície frontal da lente para um ou mais dentre o tamanho da pupila, campo e centralização da lente.

[0010] Por "substancialmente inversamente combinar" se quer dizer que a superfície de apoio da lente pode substancialmente ser sobreposta sobre a topografia da córnea. Por "campo" se quer dizer uma linha de visão que entra na lente em um ângulo.

[0011] A superfície frontal da lente da invenção é uma superfície esférica. Superfícies de lente esféricas convencionais são projetadas por se proporcionar uma superfície esférica e então se adicionar uma constante cônica para a equação de arqueamento para a superfície. Na lente da invenção, de preferência a superfície esférica é proporcionada por se pegar uma superfície esférica e se adicionar uma constante cônica para a equação de arqueamento junto com um termo numerado com três ou mais, de preferência três até oito, na função de potência. Alternativamente, a lente pode ser proporcionada por se descrever a mesma como uma rotação ao redor do eixo óptico de um cônico descentralizado ou de uma esfera ímpar.

[0012] Em qualquer método para descrever a superfície, os parâmetros a serem variados no projeto da lente são a quantidade de descentralização, a constante cônica, o raio e os termos de potência. O termo esférico, a constante cônica e os termos de ordem mais elevada podem ser otimizados utilizando uma função de mérito apropriada em um projeto de código óptico. O software de projeto óptico adequado está comercialmente disponível e inclui, sem limitação, ZEMAX®, CODE V®, OSLO® e assim por diante. Os versados na técnica irão reconhecer que a função de mérito irá variar dependendo do código de projeto de lente utilizado e os parâmetros ópticos da lente de contato incluindo, sem limitação, índice refrativo e restrições em relação à espessura da lente.

[0013] A constante cônica, os valores anesféricos e a função de potência utilizada irão variar dependendo da prescrição do usuário da lente e das preferências de otimização do projeto. Entretanto, uma faixa preferida para a constante cônica é -12,00 até cerca de -3,00.

[0014] Em uma modalidade da lente da invenção, o raio, a constante cônica e os termos anesféricos são descritos de acordo com a seguinte equação:

$$Z = \frac{CY^2}{1 + \sqrt{1 - (1 + K)C^2Y^2}} + \alpha_1 + \alpha_2Y^2 + \alpha_3Y^3 + \alpha_4Y^4 + \dots$$

onde

Z é o arqueamento da superfície;

C é a curvatura da superfície, curvatura esta que é uma dividida pelo raio da superfície ou $C = \frac{1}{R}$;

Y é a distância a partir do centro geométrico da superfície;

K é a constante cônica; e

é um termo, anesférico.

[0015] Nesta modalidade, α termos da terceira até a oitava potência são utilizados. Para uma modalidade de 3,5 dioptrias deste projeto, os valores são como se segue:

$$R = 8,578046 \text{ mm}$$

$$K = -5,708632;$$

$$\alpha_1 = 0;$$

$$\alpha_2 = 0;$$

$$\alpha_3 = 5,583403\text{E-}3;$$

$$\alpha_4 = -6,85069\text{E-}3;$$

$$\alpha_5 = 6.107366\text{E-}3;$$

$$\alpha_6 = -2,68785\text{E-}3;$$

$$\alpha_7 = 6,087638\text{E-}4; \text{ e}$$

$$\alpha_8 = -5,56538\text{E-}5.$$

[0016] A curva de apoio, ou superfície de apoio, das lentes da invenção substancialmente inversamente corresponde a um formato da córnea. De preferência, a superfície substancialmente inversamente corresponde a um formato médio da córnea de uma população de indivíduos. Esta superfície de apoio pode ser projetada por qualquer método conveniente. A título de exemplo, um formato padrão de córnea, que é um formato de córnea médio da população pode ser desenvolvido utilizando uma biblioteca de topografias de córnea para uma população. Informação adequada com respeito aos formatos de córnea da população está disponível a partir de qualquer número de fontes, incluindo, sem limitação, de Atchison, David A. e George Smith, "Optics of de Human Eye", Butter-Heinemann, págs. 15 até 18 (2000). Alternativamente, o formato da córnea de um indivíduo pode ser utilizado, formato este que pode ser determinado utilizando qualquer dispositivo de medida de formato de córnea adequado incluindo, sem limitação, um dispositivo KERATRON®. O perfil médio ou individual da córnea pode ser descrito matematicamente incluindo, sem limitação, pelo uso de coeficientes de Zernike, termos de potência polinomial, séries Taylor, séries Fourier, cônicos e assim por diante. Ainda como outra alternativa, um formato de córnea possuindo raio de cerca de 7,85 mm com uma constante cônica de -0,260 pode ser utilizado, valores estes que são derivados de valores medidos conhecidos e representam os valores nominais de um olho típico.

[0017] A lente resultante é então otimizada por qualquer método adequado, como por exemplo, por um programa de rastreamento de raio tal como ZEMAX para desempenho em uma pluralidade de campos. De preferência, a superfície é otimizada se utilizando campos centralizados e descentralizados. A Figura 1 representa uma lente centralizada e os campos de descentralização utilizados para a modalidade descrita acima. A lente centralizada no eixo 10 em 0 graus é

apresentada com a descentralização 11 em +0,5 mm horizontal, a descentralização 12 em -0,5 mm horizontal, a descentralização 13 em +0,5 vertical e a descentralização 14 em -0,5 horizontal. Apesar de um número infinito de configurações em qualquer número de direções poder ser utilizado, de preferência, a lente é otimizada centralizada em relação a uma pupila e em oito configurações descentralizadas. Os valores descentralizados podem ser escolhidos para representar descentralização aleatória assumida da lente no olho com nenhuma preferência de descentralização em qualquer direção. De preferência, não menos do que quatro direções para otimização de descentralização são utilizadas, direções estas que são acima, em relação ao ponto central da lente e ao longo do eixo geométrico de 90 graus, abaixo ao longo do eixo geométrico de 270 graus, à esquerda ao longo do eixo geométrico de 180 graus e à direita ao longo do eixo geométrico de 0 graus.

[0018] A lente pode adicionalmente ser otimizada para diferentes tamanhos de pupila. Qualquer número de tamanhos de pupila pode ser utilizado. De preferência, dois tamanhos de pupila, de 3 e 5 mm respectivamente, são utilizados, tamanhos estes que se aproximam das médias da população para condições de iluminação de brilho baixo e alto. Devido ao tamanho da pupila variar com a iluminação, em tamanhos de pupila maiores resultantes de condições de baixa iluminação, mais anormalidades serão experimentadas pelo usuário da lente. Além disso, tipicamente o tamanho do ponto aumenta com o tamanho da pupila no olho humano.

[0019] Assim, por otimizar para mais do que um tamanho de pupila, o desempenho da lente pode ser aperfeiçoado. Os tamanhos de pupila de 3 e 5 mm foram utilizados com as modalidades de descentralização, apresentadas na Figura 1, para um total de 10 configurações, cada uma com 5 campos. Utilizando estas 10 configurações, os

parâmetros de formato da superfície frontal foram variados pelo programa de rastreamento de raio para otimizar o sistema lente – olho utilizando a função de mérito definida, a qual foi a Função de Transferência de Modulação ("MFT") em 50 e 100 ciclos para todos os campos e configurações. Por otimizar para ambas condições, centralizada e descentralizada, e campos, as anormalidades introduzidas na imagem pela descentralização da lente e campos pode ser reduzida.

[0020] Os versados na técnica irão reconhecer que a otimização da superfície da lente pode ser realizada utilizando modelagem por computador utilizando um modelo de olho e um programa de rastreamento de raio. De preferência, o modelo de olho utilizado é um modelo que representa o quinto e o nonagésimo quinto percentil dos olhos em adição ao olho médio. Programas de rastreio de raio adequados incluem, sem limitação, estes encontrados no ZEMAX, CODE V, OSLO e assim por diante.

[0021] Uma função de mérito pode ser utilizada para cada valor de tamanho de pupila e de centralização e de descentralização. Os versados na técnica irão reconhecer que a função de mérito selecionada será determinada baseado no projeto de lente desejado. Funções de mérito que otimizam os critérios de desempenho óptica tal como o tamanho do ponto, MTF, OTF, Proporção de Strehl, energia circundada, erro de frente de onda RMS e assim por diante e combinações dos mesmos também podem ser utilizadas. A Figura 2 representa a curva de capacidade para uma lente de contato projetada para pupilas de 3 e 5 mm e considerando campos de 0 graus e ± 5 graus em X e Y e descentralização de 0,5 mm em X e Y utilizando a abordagem de projeto da invenção. O desenho é uma média de vários projetos a partir do plano até menos 3,5 dioptrias.

[0022] Como um exemplo de como a otimização pode ser realizada, um modelo de olho é selecionado e a distância a partir da parte

traseira do olho até a retina no modelo é modificada para representar uma prescrição particular. Uma superfície esférica, representando a superfície anterior de uma lente de contato, é adicionada para o modelo de olho e a superfície é modificada para uma superfície asférica, como a superfície representada pela Equação 1. Vários campos de objeto são adicionados para o modelo e várias configurações são então estabelecidas, a quais representam diferentes tamanhos de pupila e descentralização de lente selecionados. Uma função de mérito é gerada representando o desempenho da combinação do modelo lente – olho nos vários campos e configurações. Os parâmetros da superfície da lente são alterados para variáveis e a rotina de otimização no programa de projeto óptico é iniciada para minimizar a função de mérito aperfeiçoando o desempenho óptica do modelo de olho – lente.

[0023] A lente da invenção proporciona desempenho para pontos de objeto fora do eixo quando a lente é descentralizada, a qual é superior às lentes de contato flexíveis convencionais. Adicionalmente, as lentes da invenção proporcionam alguma correção para o cilindro óptico do usuário, o que minimiza ou substancialmente elimina a necessidade de incluir correção de cilindro óptico para o usuário da lente.

[0024] As lentes da invenção podem ser feitas de qualquer material adequado de formação de lente para fabricação de lentes de contato rígidas ou flexíveis. Os materiais ilustrados para a formação de lentes de contato flexíveis incluem, sem limitação, elastômeros de silicone, macrômeros contendo silicone incluindo, sem limitação, estes descritos na Patente dos Estados Unidos 5.371.147, 5.314.960 e 5.057.578 incorporadas em sua totalidade por referência, hidrogéis, hidrogéis contendo silicone e assim por diante e combinações dos mesmos. Mais preferencialmente, a superfície é um siloxano, ou contém uma funcionalidade de siloxano incluindo, sem limitação, macrômeros de polidimetil siloxano, metacriloxipropil siloxanos e misturas

dos mesmos, hidrogel de silicone ou um hidrogel. Materiais ilustrativos incluem, sem limitação, acquafilcona, etafilcona, genfilcona, lenefilcona, senefilcona, balafilcona, lotrafilcona, ou galyfilcona.

[0025] O tratamento do material da lente pode ser realizado por qualquer método conveniente. Por exemplo, o material pode ser depositado dentro de um molde e tratado por tratamento térmico, por irradiação, químico, por radiação eletromagnética e assim por diante e por combinações dos mesmos. De preferência, a moldagem é realizada utilizando luz ultravioleta ou utilizando o espectro total da luz visível. Mais especificamente, as condições precisas adequadas para tratar o material da lente irão depender do material selecionado e da lente a ser formada. Processos adequados são descritos nas Patentes dos Estados Unidos 4.495.313, 4.680.336, 4889.664, 5.039.459 e 5.540.410 incorporadas neste documento em sua totalidade por referência.

[0026] As lentes de contato da invenção podem ser formadas por qualquer método conveniente. Um método utiliza um torno mecânico para produzir insertos do molde. Os insertos do molde por sua vez são utilizados para formar moldes. Subseqüentemente, uma material de lente adequado é colocado entre os moldes seguido pela compressão e cura da resina para formar as lentes da invenção. Os versados na técnica irão reconhecer que vários outros métodos conhecidos podem ser utilizados para produzir as lentes da invenção.

[0027] A invenção será adicionalmente esclarecida por consideração aos exemplos não limitativos a seguir.

Exemplo

[0028] O desempenho de uma lente projetada de acordo com o método da invenção e de uma lente projetada utilizando um método de projeto óptico para-axial no ar foram comparados. No projeto para-axial, a Lente A, foi uma lente etafilcon CUVUE® 2 BRAND de -3,00

dioptrias. O projeto da Lente A foi sobreposto sobre uma córnea nominal utilizando técnicas de Análise de Elemento Finito ("FEA"). O formato da lente resultante a partir da FEA foi então carregado no programa de rastreio de raio óptico ZEMAX.

[0029] As Figuras 3 e 4 são gráficos abaixo comparando o tamanho de ponto RMS de campo de 0 e 5 graus até $\pm -0,5$ dioptrias a partir do ponto central do projeto da Lente A sobreposta com um projeto de lente da invenção, a Lente B. A lente B é uma lente etafilcona de -3,00 dioptrias. A função de mérito utilizada para a Lente B foi o tamanho de ponto RMS no foco, com um campo de $\pm$ graus e uma descentralização de 0,5 mm nas direções $\pm X$ e $\pm Y$. Nestas condições descentralizadas, os campos foram otimizados para o tamanho de ponto RMS em um campo de 0 graus e em campos de ± 5 graus em X e Y. O número total de configurações utilizadas foi 10 e todas as condições foram em pupilas aparentes de 2,5 e 4,5 mm.

[0030] As Figuras 3 e 4 apresentam que o projeto da invenção tinha um tamanho de ponto RMS superior, ou menor, em uma pupila aparente de 4 mm para até 0,5 dioptrias a partir do ponto do projeto se comparado com a Lente A.

REIVINDICAÇÕES

1. Método para projetar uma lente de contato flexível compreendendo as etapas de formatar uma superfície de apoio de uma lente para inversamente corresponder a um formato de córnea, proporcionar uma superfície frontal esférica e otimizar um desempenho óptico da superfície frontal para todos dentro o tamanho da pupila, campo e centralização da lente usando modelagem computacional utilizando um modelo de olho e um programa de rastreamento de raio **caracterizado pelo fato de que** a etapa de otimizar compreende:

selecionar um modelo de olho e modificar a distância a partir da parte de trás da lente do olho para a retina do modelo do olho para representar uma receita particular;

adicionar uma superfície esférica, representando a superfície frontal de uma lente de contato, ao modelo de olho para proporcionar um modelo de lente-olho;

modificar a superfície frontal esférica do modelo lente-olho para uma superfície esférica;

definir uma pluralidade de configurações do modelo lente-olho que representam diferentes tamanhos de pupilas e descentralização da lentes;

gerar uma função de mérito que representa o desempenho óptico do modelo lente-olho em uma pluralidade de campos para cada uma da pluralidade de configurações;

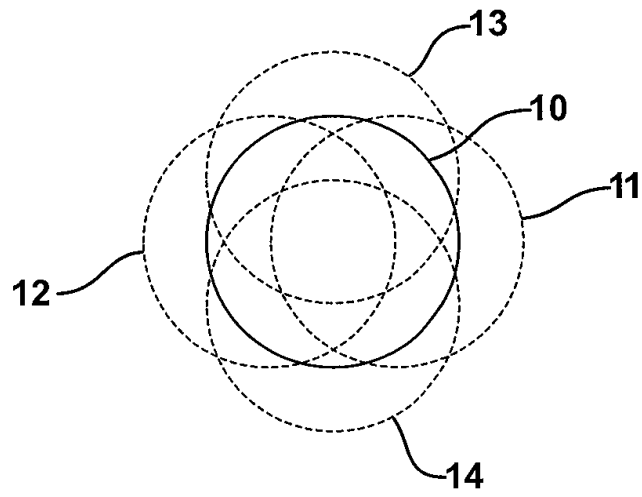
iniciar uma rotina de otimização; e

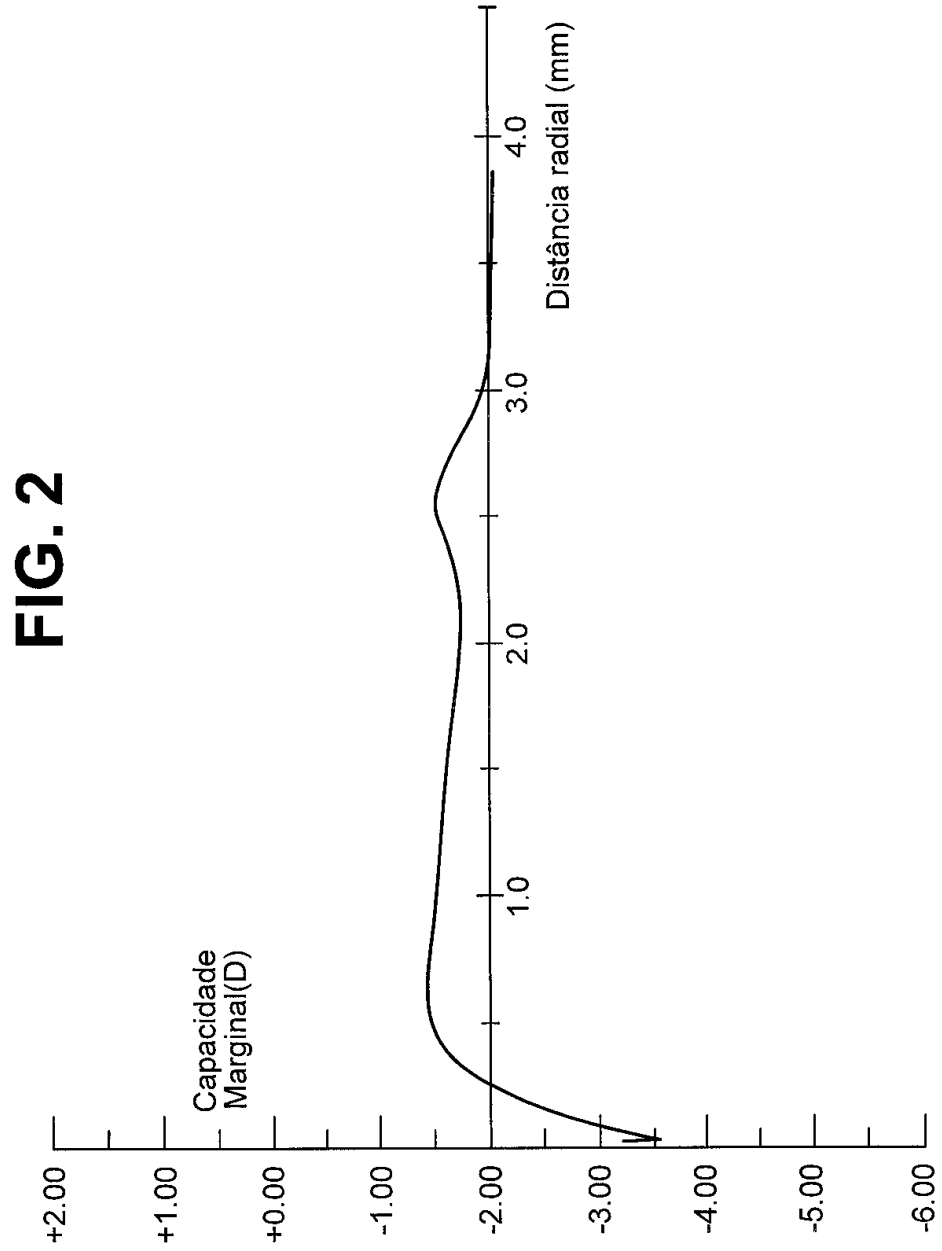
alterar os parâmetros da superfície frontal durante a rotina de otimização para minimizar a função de mérito, melhorando assim o desempenho óptico do modelo lente-olho.

2. Método, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizado pelo fato de que** a superfície esférica é proporcionada ao se pegar uma superfície esférica e adicionar uma constante cônica para uma

equação de arqueamento junto com um termo numerado para terceira ou maior em uma função de potência.

3. Método, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizado pelo fato de que** a superfície esférica é proporcionada ao se pegar uma superfície esférica e adicionar uma constante cônica para uma equação de arqueamento junto com um termo numerado para terceira até oito em uma função de potência.

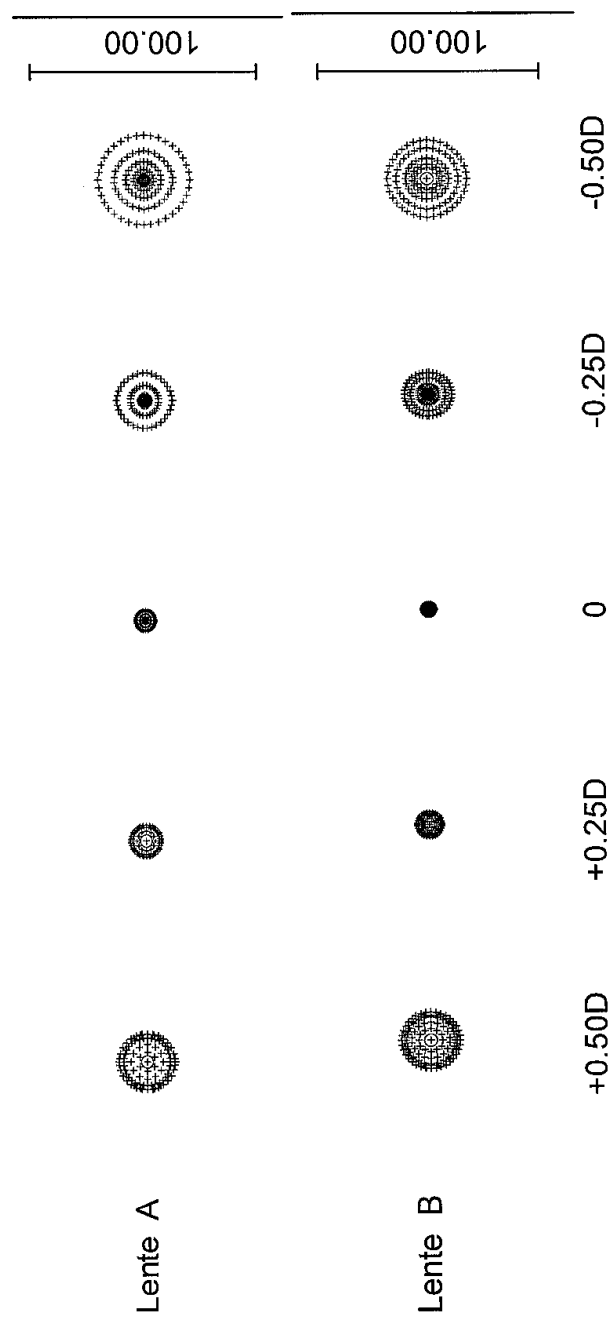
FIG. 1



P10510082

3/4

FIG. 3



P10512082

4/4

FIG. 4

