



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

(11) PI 0814703-5 B1



(22) Data do Depósito: 08/07/2008

(45) Data de Concessão: 18/02/2020

(54) Título: MÉTODO E DISPOSIÇÃO PARA A DETERMINAÇÃO DA CORREÇÃO ÓPTICA NECESSÁRIA DA VISÃO DEFEITUOSA DE UM OLHO

(51) Int.Cl.: A61B 3/103.

(30) Prioridade Unionista: 09/07/2007 DE 10 2007 032 001.0.

(73) Titular(es): CARL ZEISS VISION GMBH.

(72) Inventor(es): JESÚS-MIGUEL CABEZA-GUILLÉN; TIMO KRATZER.

(86) Pedido PCT: PCT EP2008058853 de 08/07/2008

(87) Publicação PCT: WO 2009/007368 de 15/01/2009

(85) Data do Início da Fase Nacional: 11/01/2010

(57) Resumo: MÉTODO E DISPOSIÇÃO PARA A DETERMINAÇÃO DA CORREÇÃO ÓPTICA NECESSÁRIA DA VISÃO DEFEITUOSA DE UM OLHO, PRODUTO DO PROGRAMA DE COMPUTADOR COM MEIOS DE CÓDIGO DE PROGRAMA E MEIO DE DADOS . A presente invenção refere-se a um método para a determinação da correção (2) óptica necessária da visão defeituosa de um olho (1). De acordo com a invenção está previsto que, a área focal (8) de um raio de luz (3) que passa através do olho (1) seja otimizada na área da retina (6) do olho (1). Além disso, a invenção se refere a uma disposição apropriada para a realização do método.

Relatório Descritivo da Patente de Invenção para "MÉTODO E DISPOSIÇÃO PARA A DETERMINAÇÃO DA CORREÇÃO ÓPTICA NECESSÁRIA DA VISÃO DEFEITUOSA DE UM OLHO".

Descrição

[0001] A presente invenção refere-se a um processo (método) para a determinação da correção óptica necessária da visão defeituosa de um olho de acordo com as reivindicações de patente 1, 2 e 3, bem como, a uma disposição correspondente para a determinação da correção necessária da visão defeituosa de um olho de acordo com as reivindicações de patente 8, 9, 10 e 11.

[0002] O olho humano com visão defeituosa apresenta defeitos refrativos, que, na primeira aproximação, podem ser descritos em forma de esfera, cilindro e eixo. Neste caso, é aceito que, a visão defeituosa do olho pode ser corrigida de forma aproximada por meio de uma lente, com uma superfície toroidal. Essa aproximação é suficiente, para corrigir um desvio defeituoso de raios de luz, que incidem sobre o centro da pupila do olho.

[0003] Enquanto que antigamente era usual determinar os defeitos refrativos do olho humano com visão defeituosa a partir da impressão visual subjetiva do examinado, quando a ele é apresentada uma infinidade de optótipos de deferente refração (refração subjetiva), há alguns anos tem-se a possibilidade de medir os defeitos refrativos do olho (refração objetiva). É possível medir a refração do olho através da pupila toda e, em particular, também nas áreas da borda da pupila. Aos defeitos que podem ser determinados pertencem, por exemplo, a aberração esférica, coma, defeitos de três folhas, tipos mais altos da aberração esférica, etc. A determinação da refração objetiva ocorre pelo fato de que, é determinada a frente da onda de um feixe de luz se expandindo. A patente DE 601 21 123 T2 descreve a forma de atuação inicial de um refrator da frente da onda, e dá uma ideia geral sobre uma

infinidade de diversas variantes.

[0004] Há alguns anos é usual descrever os defeitos refrativos ou os defeitos de imagem do olho humano por meio dos denominados polinômios de Zernike. Os defeitos próximos ao centro do olho, esfera, cilindro e eixo podem ser descritos com auxílio de polinômios de Zernike de segunda ordem. Por isso fala-se aqui frequentemente de defeitos de segunda ordem. Os defeitos afastados do centro do olho podem ser descritos com polinômios de Zernike de ordem mais elevada. Por isso, esses defeitos são designados, em geral também como defeitos de ordem mais elevada.

[0005] A informação obtida por um refrator da frente da onda pode ser usada para desenvolver auxílios de visão ou métodos de correção da visão aperfeiçoados. O melhor exemplo conhecido para um processo de correção da visão é a cirurgia refrativa guiada pela frente da onda. Com esse tratamento, um volume com qualquer geometria é removido da superfície da retina, a fim de corrigir os defeitos de refração inclusive aqueles de ordem mais elevada.

[0006] Uma correção desse tipo não é possível com auxílios de visão como, por exemplo, com uma lente de óculos ou uma lente de contato, ou só é possível de modo condicionado. A particularidade no caso de uma lente de óculos está no fato de que, o olho precisa olhar através de diferentes pontos da lente de óculos. Uma correção completa dos defeitos de ordem mais elevada em uma lente de óculos é possível somente para uma determinada direção de visão. Assim que o olho olha em uma outra direção, a correção dos defeitos de ordem mais elevada não está mais ajustada e piora a visão. Além disso, uma correção completa dos defeitos de ordem mais elevada em uma lente de óculos iria levar a distorções inaceitáveis fora da área dessa correção.

[0007] Apesar disso, a técnica de medição da frente da onda pode levar a lentes de óculos aperfeiçoadas.

[0008] A refração subjetiva normalmente é realizada com condições de luz do dia com optótipos de alto contraste. Isso leva a valores de refração, que são otimizados para essas condições, isto é, em particular, para uma boa iluminação e para um alto contraste. Em muitas pessoas essa refração não é apropriada para visão noturna ou visão no crepúsculo. Uma medição da frente da onda pode ser realizada no escuro ou sob condições midriáticas. Deste modo é obtida uma informação para uma pupila muito maior, o que possibilita, por exemplo, a determinação de uma refração objetiva (em particular, a refração objetiva de segunda ordem), que também é apropriada para condições de luz mesopica ou escotópica.

[0009] Além disso, é conhecido que, as lentes de óculos, em particular, as lentes multifocais apresentam aberrações intrínsecas. Essas aberrações intrínsecas podem ser combinadas junto com a frente da onda medida do olho, a fim de calcular e fabricar lentes de óculos aperfeiçoadas. Essas lentes de óculos podem possibilitar uma correção, pelo menos, parcial das aberrações de ordem mais elevada do sistema de lente de óculos e olho para, pelo menos, uma direção de visão.

[00010] A determinação de uma refração aperfeiçoada de segunda ou de ordem mais elevada da medição da frente da onda é conhecida do estado da técnica em uma infinidade de variantes. Da patente US 7,029, 119 B2 é conhecido desviar a refração de segunda ordem das curvaturas principais médias da frente da onda.

[00011] Na patente EP 1 324 689 B1 é descrito, por exemplo, um sistema para a determinação de uma correção, para corrigir as aberrações em um olho de um paciente. O sistema abrange um dispositivo de cálculo, a fim de definir a correção dos sinais de dados, de tal modo que, se a correção for aplicada ao olho, uma métrica de qualidade de imagem é otimizada objetivamente em um plano de imagem do olho. O dispositivo de cálculo define, em uma primeira etapa,

um espaço de busca (isto é, valores, que podem assumir os coeficientes), que compreende vários conjuntos de coeficientes (por exemplo, esfera, cilindro, eixo ou os coeficientes de Zernike correspondentes). Em uma segunda etapa, é calculada a métrica de qualidade de imagem selecionada antes (por exemplo, a relação de Strehl, a variância da função de lavagem da imagem de ponto, a energia da função de lavagem da imagem de ponto incluída dentro do núcleo de Airy, etc.) para cada um dos conjuntos de coeficientes no espaço de busca (isto é, os valores dióptricos correspondentes para desfocalização e astigmatismo, bem como, a posição do eixo correspondente. Em uma terceira etapa, o valor otimizado da métrica de qualidade de imagem é selecionado de todos os valores da métrica de qualidade de imagem, que foram calculados na segunda etapa, e em uma quarta etapa é determinada a correção em concordância com um dos vários conjuntos de coeficientes para a qual o valor otimizado da métrica de qualidade de imagem foi calculado na terceira etapa.

[00012] L. N. Thibos *et al.* descrevem em seu artigo "Accuracy and precision of objective refraction from wavefront aberrations", que foi publicado no Journal of Vision (2004) 4, 329 - 351 em 23 de abril de 2004, uma infinidade de outros métodos objetivos para a determinação da refração de uma medição da frente da onda.

[00013] Os métodos indicados anteriormente para a determinação da refração subjetiva ou objetiva desprezam a fisiologia do olho. O olho não é nenhum sistema estático como os sistemas ópticos clássicos; ele possui a capacidade da acomodação. No processo de acomodação a lente humana altera tanto sua forma como também sua posição, a fim de alterar ao todo a refração do olho. O processo de acomodação é um processo contínuo, sendo que, o sistema cérebro-olho procura constantemente por estímulos, a fim de gerar constantemente a melhor imagem. Isto significa que, a refração toda do olho está sujeita a

alterações altamente frequentes. Além disso, é conhecido que, também a estrutura da aberração do olho muda com a acomodação do olho. Em particular, a aberração esférica torna-se negativa na média com a acomodação. Por isso, um óculos correspondente ao valor objetivo ou subjetivo de refração, muitas vezes, não é sentido como otimizado pelo portador.

[00014] Por isso, a tarefa da invenção consiste em disponibilizar um processo e uma disposição para a determinação da correção necessária da visão defeituosa de um olho, que leve em consideração a fisiologia do olho com base, por exemplo, em uma medição da frente da onda do olho no cálculo de uma correção da visão. Como correção óptica, neste caso, entende-se, em particular, o grau de uma lente de óculos ou de uma lente de contato, mas também a dimensão de uma retirada local de componentes naturais do olho com visão defeituosa.

[00015] Essa tarefa é solucionada por um processo para a determinação da correção necessária da visão defeituosa de um olho com as características das reivindicações de patente 1, 2 ou 3, bem como, por uma disposição para a determinação da correção necessária da visão defeituosa de um olho com as características das reivindicações de patente 20, 21 e 22.

[00016] Execuções vantajosas e aperfeiçoamentos da invenção estão indicados nas reivindicações subordinadas.

[00017] De acordo com a reivindicação principal, o processo para a determinação da correção óptica necessária da visão defeituosa de um olho pressupõe que, a correção óptica calculada seja variada dentro de um espaço de meta ou de busca. Esse espaço de meta ou de busca, neste caso, não precisa ser conhecido antes. É possível que, a correção óptica seja variada por muito tempo, até que um critério de ruptura esteja preenchido. Um critério de ruptura pode ser, por exemplo, o alcance de um ótimo ou de um valor muito próximo a esse ótimo de um

critério de meta indicado a seguir.

[00018] De acordo com a invenção, então, dentro do espaço de meta justamente a correção óptica é selecionada como correção óptica necessária, na qual a área focal satisfaz às exigências predeterminadas do raio de luz que transmite uma correção óptica e o olho na área da retina do olho. Expressado de outra forma isso significa que, a correção óptica é selecionada, na qual a qualidade ou as qualidades, em particular, do volume, da área focal de um raio de luz que se propaga através da correção óptica e do olho satisfaz às exigências predeterminadas no ambiente espacial da retina do olho. Ocorre, portanto, uma espécie de comparação entre a área focal no ambiente da retina do olho com uma área focal de meta ou teórica, sendo que, a área focal de meta ou teórica não precisa obrigatoriamente sempre ser alcançada, mas eventualmente também apenas pode chegar bem próximo dessa área. Como área focal entende-se a contração mais ou menos estreita de um feixe de raios, que surge ao invés de um ponto de imagem, que mostra o feixe de raios que parte de um ponto do objeto em consequência de defeitos de imagem, antes que eles se separem novamente.

[00019] Essas exigências reivindicadas podem consistir no fato de que, uma métrica que descreve a qualidade da área focal alcança um valor otimizado (máximo), ultrapassa um certo valor limite ou fica dentro de uma faixa em torno do valor otimizado. Esse processo diferencia-se do processo conhecido do estado da técnica, no qual a correção óptica é selecionada de tal modo que a refração de segunda ordem é otimizada somente para um plano de imagem do olho.

[00020] A disposição executada de acordo com a invenção, de acordo com a reivindicação 20 subordinada de modo correspondente compreende um aparelho de análise, a fim de selecionar a correção óptica dentro do espaço de busca como correção óptica necessária, na

qual a área focal de um raio de luz que passa através da correção óptica e do olho na área da retina do olho satisfaz às exigências predeterminadas descritas mencionadas acima.

[00021] De modo concreto, o processo de acordo com a invenção para a determinação da correção óptica necessária da visão defeituosa de um olho, de acordo com a reivindicação 2 subordinada, compreende as etapas de processo seguintes:

em uma primeira etapa, as propriedades refrativas do olho são preparadas. Neste caso, o olho se encontra, de preferência, em um estado de acomodação. Tem-se comprovado como favorável, se o olho estiver focado no infinito, isto é, se os raios de visão dos olhos não convergirem para um ponto na proximidade.

[00022] As propriedades refrativas do olho com visão defeituosa podem ser definidas, por exemplo, antes de tudo por meio de medição da frente da onda do olho a ser corrigido. No caso desse processo também fala-se na linguagem técnica inglesa que é produzido um "wave front aberration map". De modo concreto, uma medição da frente da onda desse tipo pode ser realizada por meio do denominado processo de Hartmann e Shack, ou por meio do denominado processo de Tscherning. No caso desses processos, parte-se da projeção de um raio de luz (Hartmann e Shack) ou de um modelo de ponto de luz (Tscherning) sobre a retina. O decurso dos raios refletidos no sistema óptico é perseguido sob condições da frente da onda. São representadas as alterações de direção dos raios ou uma imagem que desvia do modelo original após deixar o sistema óptico. O desvio do trajeto dessa frente da onda do caso ideal é designado como aberração, e pode ser medido com um aberrômetro. O processo de Hartmann e Shack serve-se de uma câmara de CCD para o registro de imagem de modo geral. Particularidades desses processos podem ser deduzidas, por exemplo, da dissertação de G. M. Spitzlberger "Änderung der

optischen Aberrationen des menschlichen Auges durch laser in situ keraomileusis", do ano de 2004.

[00023] Ao invés de uma análise da frente da onda do tipo mencionado acima, também pode ser empregado o denominado método de Ray-Tracing para a determinação dos defeitos de refração do olho com visão defeituosa. No caso desse processo, um raio laser muito fino é escaneado através da pupila do olho sobre a retina. Cada ponto de laser pode ser identificado como reflexo na mácula. A posição e a forma dessa imagem na mácula permite afirmações sobre a refração e a qualidade de visão.

[00024] As propriedades refrativas do olho (humano ou animal) podem ser definidas, finalmente, também por meio de medição da tomografia do olho. De modo concreto as geometrias das superfícies opticamente ativas do olho são medidas; eventualmente inclusive dos índices de ruptura dos meios individuais.

[00025] Em uma segunda etapa, as grandezas de conjuntos de parâmetros que descrevem a correção óptica são definidas. Essas grandezas podem ser constituídas, por exemplo, de esfera, cilindro e eixo, ou pode compreendê-los. Também é possível que, as grandezas compreendam as denominadas descrições de superfície ou subconjuntos dessas descrições de superfície tais como rasgos, desenvolvimentos de Taylor ou desenvolvimentos de Zernike ou coeficientes individuais desses desenvolvimentos.

[00026] A tecnologia do computador permite empregar como grandezas que descrevem a correção óptica, os coeficientes de uma representação de base ou de superfície algébrica apropriada para a descrição da correção óptica como, por exemplo, coeficientes de rasgo, de Zernike ou de Taylor.

[00027] Em uma terceira etapa está previsto preparar um processo apropriado para a determinação de um conjunto de parâmetros de meta

dos conjuntos de parâmetros, que fornece a correção óptica otimizada para as propriedades refrativas do olho, preparadas ou definidas na primeira etapa, que satisfaz às exigências especificadas. A seguir, essa correção óptica será designada como correção de meta óptica, ou para o caso descrito a seguir de um processo de otimização como correção óptica otimizada.

[00028] Como apropriados tem-se comprovado, por exemplo, um processo de Newton-Raphson, um processo de Hill-Climbing ou um "processo de testar tudo", no qual dentro de um espaço de busca de conjuntos de parâmetros, todos os conjuntos de parâmetros que se encontram nele são testados quanto às exigências especificadas, em particular, quanto a uma otimização.

[00029] Deve ser mencionado que, as três etapas indicadas anteriormente não definem nenhuma sequência temporal, pelo contrário, é insignificante, qual das três etapas é preparada primeiro, e em que sequência as informações correspondentes são preparadas. Depende somente do fato de que, as informações estejam à disposição para o processo seguinte para a determinação da correção de meta óptica, em particular, da correção óptica otimizada.

[00030] Em uma quarta etapa (em seguida), então, pelo menos, duas submétricas em diversos estágios de propagação coordenados de luz através do olho, e correção óptica compreendendo o sistema óptico para um dos conjuntos de parâmetros. Expresso de outro modo, a luz entra através do sistema óptico olho/ correção. Observa-se, então, o desvio expresso, respectivamente, através de uma métrica de qualidade, do raio de luz em relação ao caso ideal, se esse raio penetrou (propagou) em distância diferente através do olho ou do sistema olho/ correção. Do mesmo modo, é concebível uma propagação na direção contrária, portanto, do sistema olho/ correção para a direção do objeto. Neste caso, essa propagação não é fixada em uma direção fixa através

do sistema olho/ correção, mas pode ser realizada para qualquer das muitas direções (em geral direções de visão).

[00031] Na literatura (por exemplo, L. N. Thibos *et al.* No local citado) frequentemente é distinguido entre métricas de pupila (em inglês: pupil-plane metrics) e métricas de qualidade de imagem (em inglês: image-plane metrics). Para o especialista, naturalmente, é claro que, em princípio, ele pode empregar os dois tipos de métricas de qualidade como submétricas.

[00032] Assim, por exemplo, essas submétricas podem ser métricas de qualidade de raio como, por exemplo, métricas, que são a relação de Strehl ou a energia contida dentro do núcleo de Airy da função de lavagem da imagem de ponto. Também é possível que, as submétricas sejam métricas geométricas como, por exemplo, aquelas que consideram a curvatura média da frente da onda.

[00033] Também é possível considerar o processamento de sinal neuronal da imagem registrada pelo olho humano, como isso também é discutido, por exemplo, em L. N. Thibos *et al.* na página 330, coluna à direita, centro sob indicação em outros diversos pontos da literatura.

[00034] Em uma quinta etapa seguinte, é determinada uma métrica total (métrica da área focal) (que reflete, em particular, a qualidade da área focal) de uma soma ponderada das submétricas definidas anteriormente. É possível que, todas as submétricas durante a determinação da métrica total (métrica da área focal) sejam ponderadas de modo igual. Todavia, tem-se comprovado como favorável, se uma submétrica de um estágio de propagação preferencial for mais ponderada que as submétricas nos estágios de propagação antes e/ou depois desse estágio de propagação preferencial. Caso se parta de submétricas, que consideram a qualidade de imagem em diferentes planos, então, por exemplo, a submétrica para a imagem da retina seria ponderada, de preferência, com maior peso que a submétrica para uma

imagem antes ou depois da retina do olho. A ponderação poderia ser, por exemplo, 60/40.

[00035] Caso se parta de mais que duas ou três submétricas em diferentes estágios de propagação, então, além disso, tem-se comprovado como favorável, se as submétricas nos estágios de propagação antes e/ou depois desse estágio de propagação preferencial forem ponderadas com menor peso com o aumento da distância do estágio de propagação preferencial. Com aceitação de submétricas, que consideram a qualidade de imagem em diferentes planos (veja acima), a submétrica para a imagem da retina (corresponde à submétrica no estágio de propagação preferencial) seria ponderada, de preferência, com maior peso que a submétrica para uma imagem em um intervalo de 0,5 dpt antes ou depois da retina do olho. A submétrica para uma imagem em um intervalo de 0,5 dpt antes ou depois da retina do olho, por sua vez, seria ponderada com maior peso que a submétrica para uma imagem em um intervalo de 1 dpt da retina. A ponderação poderia ser, por exemplo, 50/30/20, se antes da retina não fosse considerada nenhuma submétrica, todavia, depois da retina duas outras submétricas influenciariam o cálculo em diversos planos de imagem. Do mesmo modo, é possível durante a propagação na direção do objeto tomar o plano do objeto como estágio de propagação preferencial.

[00036] Em uma outra forma de execução tem-se comprovado como vantajoso, se ao invés de submétricas discretas individuais for calculada a distribuição de intensidade no espaço tridimensional do feixe de raios, com auxílio de um formalismo de Nijboer-Zernike modificado (contínuo de submétricas) e a densidade de energia ao longo dessa distribuição de intensidade for empregada como parâmetro para a determinação do conjunto de parâmetros de meta, em particular, para a otimização do conjunto de parâmetros otimizado.

[00037] Em uma sexta etapa que se segue a essa, as etapas quatro

e cinco são realizadas para todos os conjuntos de parâmetros, que são necessários para a determinação do conjunto de parâmetros de meta de acordo com o processo preparado na etapa três.

[00038] Na sétima etapa é selecionado o conjunto de parâmetros de meta dos conjuntos de parâmetros, para os quais foram realizadas as etapas quatro e cinco, que fornece a métrica total de meta (métrica da área focal de meta), que satisfaz às exigências indicadas. Por exemplo, a métrica total otimizada é, em geral, a métrica com o valor máximo (ou desviando pouca coisa desse valor). Essas etapas do processo podem ser realizadas para diversos estados de acomodação do olho. Se for esse o caso, então em uma etapa seguinte é calculado um conjunto de parâmetros de meta final, que fornece a métrica total de meta (por exemplo, a métrica total de meta final otimizada) das ponderações de todas as métricas totais de meta definidas anteriormente (por exemplo, métricas totais otimizadas) para os diversos estados de acomodação do olho.

[00039] Em uma oitava etapa é determinada a correção óptica necessária do conjunto de parâmetros de meta (final) selecionado na etapa sete ou eventualmente o conjunto de parâmetros de meta (por exemplo, conjunto de parâmetros (final) otimizado) para diversos estados de acomodação do olho.

[00040] A disposição de acordo com a invenção para a determinação da correção óptica necessária da visão defeituosa de um olho abrange um aparelho de entrada para a preparação das propriedades refrativas do olho, bem como, um aparelho de análise. O aparelho de análise está previsto para determinar, em primeiro lugar, pelo menos, duas submétricas em diversos estágios de propagação coordenados de um raio de luz através do olho, e correção compreendendo o sistema óptico para um conjunto de parâmetros das grandezas que descrevem a correção óptica. De uma soma ponderada das submétricas, o aparelho

de análise determina, então, uma métrica total. Esse processo da determinação de submétricas, e o cálculo em seguida de uma métrica total, é repetido pelo aparelho de análise para outros conjuntos de parâmetros das grandezas que descrevem a correção óptica, que são necessários para a determinação de um conjunto de parâmetros de meta (por exemplo, um conjunto de parâmetros otimizado). Além disso, o aparelho de análise está equipado para selecionar o conjunto de parâmetros de meta (por exemplo, o conjunto de parâmetros otimizado) dos conjuntos de parâmetros, para os quais foi realizado o processo da determinação de submétricas e cálculo em seguida de uma métrica total, que fornece a métrica total de meta (por exemplo, a métrica total otimizada). Além disso, o aparelho de análise é executado para determinar a correção óptica necessária do conjunto de parâmetros de meta (por exemplo, o conjunto de parâmetros otimizado) selecionado na etapa anterior. De preferência, a disposição de acordo com a invenção apresenta um aparelho de saída, a fim de emitir, podendo registrar, as informações que definem a correção óptica para um usuário.

[00041] O aparelho de entrada pode compreender, por exemplo, um teclado, ao qual podem ser conduzidas informações sobre as propriedades refrativas do olho através de uma medição da frente da onda.

[00042] De modo alternativo ou adicional, o aparelho de entrada pode ser ligado com um aparelho de medição de frente da onda, para a medição das propriedades refrativas do olho (refrator da frente da onda) e/ou com um aberrômetro de acordo com o princípio de Hartmann e Shack e/ou com um aberrômetro para o processo de Tscherning e/ou com um tomógrafo para o olho, e/ou com um aberrômetro que trabalha de acordo com o processo de Ray-Tracing, através de um ponto de intersecção apropriado.

[00043] A invenção será descrita, em detalhes, a seguir, com auxílio do desenho. Componentes iguais ou com funções iguais estão providos dos números de referência idênticos em todas as figuras. São mostrados:

Na figura 1: um olho humano com visão defeituosa com uma lente de óculos, sendo que, as propriedades de refração da lente de óculos de forma tradicional são escolhidas de tal modo que, uma métrica de qualidade de imagem na retina do olho é otimizada de modo objetivo,

figura 2: um olho humano com visão defeituosa com uma lente de óculos, sendo que, as propriedades de refração da lente de óculos de acordo com a invenção são escolhidas de tal modo que, a área focal de um feixe de luz que incide no olho é otimizada de modo objetivo na área da retina do olho,

figura 3: o olho humano de acordo com a figura 2, com representação esquemática da função de lavagem em diversos estágios de propagação da luz.

[00044] A figura 1 mostra um olho 1 humano com visão defeituosa, com uma lente de óculos 2 no corte transversal. Um feixe de raios de luz 3a, 3b, 3c, 3d, 3e paralelos incide sobre a lente de óculos 2 no olho 1. A íris 4 limita a quantidade de luz incidente. Em virtude da refração não ideal do sistema óptico que abrange a lente de óculos 2 e a lente ocular 5, os raios de luz 3a, 3b, 3c, 3d, 3e estão reproduzidos, de forma não ideal, sobre a retina 6 do olho 1.

[00045] Do estado da técnica, por exemplo, seja mencionada a patente EP 1 324 689 B1, é conhecido selecionar a refração de segunda ordem da lente de óculos 2 de tal modo que, essa refração em um plano de imagem, de preferência, no plano da retina 7 fornece uma imagem otimizada. Esse processo pode levar ao fato de que, a qualidade de imagem fora desse plano 7 caia muito rápida. Uma queda desse tipo pode surgir bem rápida, por exemplo, no caso de altas aberrações

esféricas. Para o olho isto iria significar um esforço extraordinário, uma vez que o estado acomodativo precisa ser mantido muito exato, a fim de receber uma boa qualidade de imagem.

[00046] Esse problema é solucionado de acordo com a invenção, pelo fato de que, a área focal 8 do feixe de luz 3 é otimizada em torno do plano de imagem 7, isto é, o plano da retina 6, na qual o feixe de luz 3 é reproduzida (vide a figura 2). Através desse processo pode ser aumentada, por exemplo, a profundidade de foco da ilustração. Ao mesmo tempo, a qualidade de imagem no plano de imagem 7 mesma pode ter eventualmente ficado pior que o ótimo que pode ser obtido ali. Para isso, essa medida, porém, providencia para uma impressão de vista mais agradável e mais isenta de queixa, porque as flutuações do olho são eliminadas.

[00047] A otimização da área focal pode ser realizada, por exemplo, como a seguir:

primeiramente é definido um denominado "wave front aberration map" do olho que se encontra em um estado de acomodação predeterminado. Expresso de outra forma, ocorre uma medição da frente da onda para uma certa superfície da pupila especificada.

[00048] Então, é determinado um espaço de busca de conjuntos de grandezas que descrevem a correção óptica como, por exemplo, esfera, cilindro, eixo. Além disso, é determinada uma métrica de qualidade de imagem que representa uma medida para a qualidade de imagem no plano de imagem 7 do olho 1, resultante do emprego da correção óptica 2 no olho 1, para cada conjunto dentro desse espaço de busca. Da mesma forma, em um plano 9 antes do plano de imagem 7 do olho 1 e em um plano 10 depois do plano de imagem 7 do olho 1 determina as métricas de qualidade de imagem para cada conjunto dentro do espaço de busca. O plano 9 pode ficar, por exemplo, $d_1 = \frac{1}{2} \text{ dpt}$ (= aproximadamente 0,3 mm) antes da retina 6, o plano 10

aproximadamente $d_2 = -\frac{1}{2}$ dpt (= aproximadamente 0,3 mm) depois da retina 6. O olho-padrão apresenta uma dimensão d de aproximadamente 43 dpt (= aprox. 2,47 cm). A figura 3 mostra, para a ilustração dessas condições as funções de raios de ponto 11, 12, 13 nos planos 7, 9, 10 indicados anteriormente, de um olho 1 humano.

[00049] Por meio de ponderação correspondente das métricas de qualidade de imagem nos diferentes planos 7, 9, 10, para cada conjunto de parâmetros dentro do espaço de busca é calculada uma métrica da área focal que representa uma medida para a área focal na área dos três planos 7, 9, 10. Essa métrica da área focal, portanto, é uma medida para a qualidade da área focal para o respectivo conjunto de parâmetros.

[00050] De todas as métricas totais calculadas, cuja quantidade corresponde ao número dos conjuntos dentro do espaço de busca, então, é selecionada a métrica total otimizada, isto é, a área focal com a máxima qualidade. A correção óptica necessária, isto é, a distribuição de refração da lente de óculos 2 ou à frente da onda da lente de óculos 2, finalmente é determinada considerando o conjunto, do qual resulta a métrica total otimizada selecionada.

[00051] Ao invés da determinação de um "wave front aberration map" para um único estado de acomodação de um olho, também podem ser determinados "aberration maps" para vários estados de acomodação, e pode ser realizado o procedimento mencionado acima para todos os estados de acomodação. O processo de otimização descrito acima, portanto, pode ser aperfeiçoado, pelo fato de que, não apenas a frente da onda do olho é empregada para a longe. Quando se fala sobre medição da frente da onda, normalmente se refere à frente da onda do olho, que é acomodada infinitamente. Mas também é possível medir a frente da onda do olho em diferentes estados de acomodação. Disto surge um conjunto de frentes da onda do olho. O processo de

otimização acima pode ser repetido para as diversas frentes da onda para diferentes estados de acomodação. Disso surge uma correção óptica, que ao lado da otimização de longe contém, ao mesmo tempo, uma otimização de perto.

[00052] Além disso, é possível, por exemplo, considerar somente as métricas de qualidade de imagem de dois planos antes e depois do plano da retina e disso derivar uma métrica total.

[00053] Ao invés da determinação de várias métricas de qualidade de imagem em diferentes planos de corte, e do cálculo de um valor médio que representa a métrica total, a qualidade da área focal pode ser determinada em torno do plano de imagem, por exemplo, também através de Ray-Tracing com aceitação de um modelo de olho apropriado.

[00054] Para a avaliação da qualidade da área focal podem ser empregadas diversas métricas, por exemplo, o diâmetro da área focal de mais que uma certa parte da energia, ou a parte da energia, que incide em uma certa área em torno do eixo óptico ou outras métricas.

[00055] No processo de otimização também são consideradas as aberrações intrínsecas da lente de óculos.

REIVINDICAÇÕES

1. Método para a determinação da correção (2) óptica necessária da visão defeituosa de um olho (1), no qual a correção (2) óptica calculada é variada computacionalmente dentro de um espaço de meta, o método sendo caracterizado pelo fato de que um plano focal, isto é, um envelope de um feixe de raios, que é produzido ao invés de um ponto de imagem, cujo plano focal mostra o feixe de raios que parte de um ponto de objeto em consequência de defeitos de imagem, antes que dito feixe de raios se separe novamente, de um feixe de luz transmitindo a correção óptica e o olho no ambiente espacial da retina do olho é comparado a um plano focal pretendido, em que a correção óptica é variada até que um critério de ruptura seja atingido e em que a correção óptica (2) seja escolhida dentro do espaço a ser atingido na correção óptica (2) necessária, no qual o plano focal (8) de um raio de luz atravessando a correção ótica (2) e o olho (1) na área da retina (6) do olho (1) cumpra as requisições dadas através do alcance do plano focal (8) pretendido ou atingindo um valor muito próximo ao plano focal (8) pretendido.

2. Método para a determinação da correção (2) óptica necessária da visão defeituosa de um olho (1), de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que compreende as seguintes etapas:

- a) fornecimento das propriedades refrativas do olho (1),
- b) fornecimento em um espaço de busca as grandezas de conjunto dos parâmetros que descrevem a correção (2) óptica,
- c) fornecimento de um método para a determinação de um conjunto de parâmetros de meta dos conjuntos de parâmetros que descrevem a correção (2) óptica, que fornece a correção de meta (2) óptica, para as propriedades refrativas do olho (1) preparadas na etapa a),

d) determinação, para um dos conjuntos de parâmetros de meta e propriedades refrativas do olho, ao menos dois subsistemas métricos em diversos estágios de propagação (7, 9, 10) de um raio de luz (3) através de um sistema óptico compreendendo olho (1) e correção, em que os estágios de propagação são definidos com base em quão longe o raio de luz propagou no sistema óptico,

e) determinação de um subsistema métrico total de uma soma ponderada dos subsistemas métricos,

f) realização das etapas d) e e) para os conjuntos de parâmetros que são necessários para a determinação do conjunto de parâmetros de meta de acordo com o método da etapa c),

g) escolher o conjunto de parâmetros de meta que o sistema métrico total fornece dos conjuntos de parâmetros para os quais foram realizadas as etapas d) e e),

h) determinação da correção (2) óptica necessária levando em consideração o conjunto de parâmetros de meta selecionado na etapa g).

3. Método para a determinação da correção (2) óptica necessária da visão defeituosa de um olho (1), de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que compreende as seguintes etapas:

a) fornecimento das propriedades refrativas do olho (1),

b) fornecimento das grandezas de conjunto dos parâmetros que descrevem a correção (2) óptica,

c) fornecimento de um método para a determinação de um conjunto de parâmetros de meta dos conjuntos de parâmetros que descrevem a correção (2) óptica, que fornece a correção de meta (2) óptica, para as propriedades refrativas do olho (1) preparadas na etapa a),

d) determinação para um dos conjuntos de parâmetros de

meta e propriedades refrativas do olho, ao menos um subsistema métrico que caracteriza a densidade de energia da distribuição de intensidade no espaço tridimensional de um feixe de luz através de um sistema óptico que compreende um olho e uma correção óptica,

e) realização da etapa d) para os conjuntos de parâmetros, que são necessários para a determinação do conjunto de parâmetros de meta de acordo com o método fornecido na etapa c),

f) escolha do conjunto de parâmetros de meta que o sistema métrico total de meta fornece dos conjuntos de parâmetros para os quais foi realizada a etapa d),

g) determinação da correção (2) óptica necessária levando em consideração o conjunto de parâmetros de meta selecionado na etapa f).

4. Método de acordo com a reivindicação 2, caracterizado pelo fato de que, em um estágio de propagação preferencial (7) a submétrica é ponderada com maior peso do que as submétricas em estágios de propagação (9, 10) antes e/ou depois do estágio de propagação preferencial (7).

5. Método de acordo com a reivindicação 4, caracterizado pelo fato de que, as submétricas nos estágios de propagação (9, 10) antes e/ou depois do estágio de propagação preferencial (7) são ponderadas com menor peso com aumento da distância do estágio de propagação preferencial (7).

6. Método de acordo com as reivindicações 2 a 5, caracterizado pelo fato de que, a métrica total de meta é a métrica total com o valor máximo ou com um valor que diverge desse valor de modo insignificante.

7. Método de acordo com as reivindicações 2 a 6, caracterizado pelo fato de que compreende ainda as seguintes etapas:

i) realização das etapas de processo de a) até h) para

diversos estados de acomodação do olho (1),

j) escolha do conjunto de parâmetros de meta final, que a métrica total de meta final fornece, de todas as métricas totais de meta definidas na etapa i), para diversos estados de acomodação do olho (1),

k) determinação da correção óptica necessária considerando o conjunto de parâmetros de meta final selecionado na etapa j).

8. Disposição para a determinação da correção (2) óptica necessária da visão defeituosa de um olho (1), que varia a correção (2) óptica calculada computacionalmente dentro de um espaço de meta, a disposição sendo caracterizada pelo fato de que, está previsto um aparelho de análise que compara um plano focal, isto é, um envelope de um feixe de raios, que é produzido ao invés de um ponto de imagem, cujo plano focal mostra o feixe de raios que parte de um ponto de objeto em consequência de defeitos de imagem, antes que dito feixe de raios se separe novamente, de um feixe de luz transmitindo a correção óptica e o olho no ambiente espacial da retina do olho é comparado a um plano focal pretendido, em que a correção óptica é variada até que um critério de ruptura seja atingido e que seleciona a correção (2) óptica dentro do espaço de meta como correção (2) óptica necessária, na qual a área focal de um raio de luz (3) que passa através da correção (2) óptica e do olho (1) na área da retina (6) do olho (1) satisfaz às exigências predeterminadas através do alcance do plano focal (8) pretendido ou atingindo um valor muito próximo ao plano focal (8) pretendido.

9. Disposição para a determinação da correção (2) óptica necessária da visão defeituosa de um olho (1) de acordo com a reivindicação 8, caracterizada pelo fato de que compreende:

- um aparelho de entrada para a preparação das propriedades refrativas do olho (1),
- um aparelho de análise, que

i) determina para ao menos um conjunto de parâmetros de meta e propriedades refrativas do olho, ao menos duas submétricas em diversos estágios de propagação (7, 9, 10) coordenados de um raio de luz (3) através do sistema óptico compreendendo olho (1) e correção óptica (2) em que os estágios de propagação são definidos com base em quão longe o raio de luz propagou no sistema óptico,

ii) determina uma métrica total de uma soma ponderada das submétricas,

iii) repete as etapas i) e ii) para outros conjuntos de parâmetros das grandezas que descrevem a correção (2) óptica, que são necessários para a determinação de um conjunto de parâmetros de meta,

iv) seleciona o conjunto de parâmetros de meta dos conjuntos de parâmetros para os quais foram realizadas as etapas i) e ii), que a métrica total de meta fornece, e

v) determina a correção (2) óptica necessária considerando o conjunto de parâmetros de meta selecionado na etapa iv).

10. Disposição para a determinação da correção (2) óptica necessária da visão defeituosa de um olho (1) de acordo com a reivindicação 8, caracterizada pelo fato de que compreende:

- um aparelho de entrada para a preparação das propriedades refrativas do olho (1),

- um aparelho de análise, que

- i) fornece em um espaço de busca as grandezas de conjuntos de parâmetros que descrevem a correção (2) óptica,

- ii) fornece um método para a determinação de um conjunto de parâmetros de meta dos conjuntos de parâmetros que descrevem a correção (2) óptica, que fornece a correção de meta (2) óptica, para as propriedades refrativas do olho (1), preparadas na etapa i),

- iii) determina, para um dos conjuntos de parâmetros de

meta e propriedade refrativas do olho, pelo menos uma métrica que caracteriza a densidade de energia da distribuição de intensidade no espaço tridimensional de um feixe de luz através de um sistema que compreende olho (1) e correção (2) óptica,

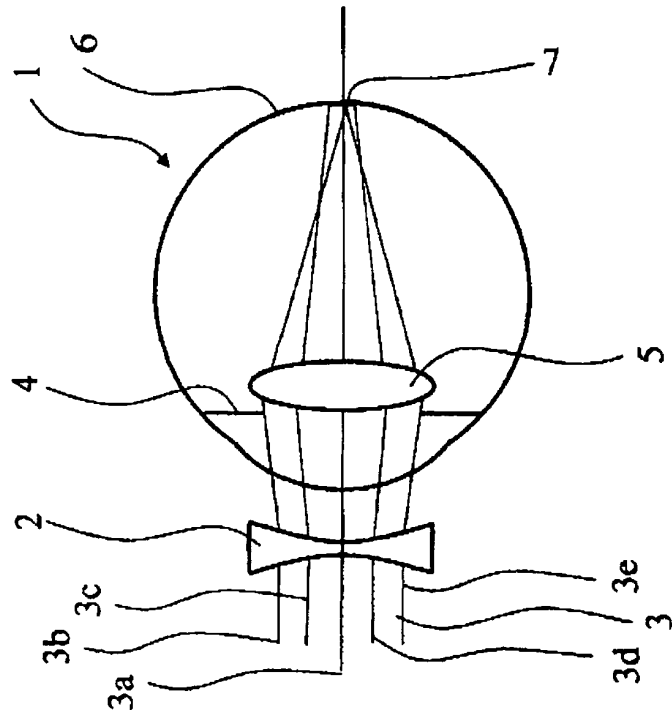
iv) realiza a etapa iii) para os conjuntos de parâmetros, que são necessários para a determinação do conjunto de parâmetros de meta de acordo com o processo preparado na etapa ii),

v) seleciona o conjunto de parâmetros de meta que a métrica de meta fornece, dos conjuntos de parâmetros para os quais foi realizada a etapa iv),

vi) determina a correção (2) óptica necessária considerando o conjunto de parâmetros de meta selecionado na etapa v).

11. Disposição de acordo com qualquer uma das reivindicações 9 a 10, caracterizada pelo fato de que o aparelho de entrada está ligado com um aparelho de medição de frente da onda, para a medição das propriedades refrativas do olho (1) e/ou com um aberrômetro de acordo com princípio de Hartmann e Shack e/ou com um tomógrafo para o olho, e/ou com um aberrômetro para o processo de Tscherning e/ou com um aberrômetro de acordo com o processo de Ray-Tracing.

12. Meio de dados caracterizado por conter gravado um método conforme pleiteado nas reivindicações 1 a 7.

FIG.1**FIG.2**