



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

(11) PI 1014913-9 B1



(22) Data do Depósito: 19/04/2010

(45) Data de Concessão: 28/04/2020

(54) Título: MÉTODO DE DETERMINAÇÃO DE UMA LENTE OFTÁLMICA, MÉTODO PARA CALCULAR OS PARÂMETROS PARA PREPARAR UMA LENTE OFTÁLMICA, MÉTODO PARA SIMULAÇÃO DE UMA IMAGEM VISTA POR UM USUÁRIO ATRAVÉS DE UMA LENTE OFTÁLMICA, MÉTODO PARA A FABRICAÇÃO DE UMA LENTE OFTÁLMICA E SIMULADOR DE UMA IMAGEM VISTA POR UM USUÁRIO ATRAVÉS DE UMA LENTE OFTÁLMICA

(51) Int.Cl.: G02C 7/02.

(30) Prioridade Unionista: 17/04/2009 FR PCT/FR2009/000458.

(73) Titular(es): ESSILOR INTERNATIONAL.

(72) Inventor(es): JEAN-PIERRE CHAUVEAU; FRÉDÉRIC DUBOIS; CYRIL GUILLOUX; CHRISTIAN JONCOUR; MÉLANIE TESSIERES; HÉLÈNE DE ROSSI.

(86) Pedido PCT: PCT IB2010051705 de 19/04/2010

(87) Publicação PCT: WO 2010/119435 de 21/10/2010

(85) Data do Início da Fase Nacional: 17/10/2011

(57) Resumo: MÉTODO DE DETERMINAÇÃO DE UMA LENTE OFTÁLMICA, MÉTODO PARA CALCULAR OS PARÂMETROS PARA PREPARAR UMA LENTE OFTÁLMICA, MÉTODO PARA SIMULAÇÃO DE UMA IMAGEM VISTA POR UM USUÁRIO ATRAVÉS DE UMA LENTE OFTÁLMICA, MÉTODO PARA A FABRICAÇÃO DE UMA LENTE OFTÁLMICA E SIMULADOR DE UMA IMAGEM VISTA POR UM USUÁRIO ATRAVÉS DE UMA LENTE OFTÁLMICA A presente invenção se refere a um método de determinação de uma lente oftálmica para o olho de um usuário, o método compreendendo as seguintes etapas: medição, no usuário com visão binocular, das coordenadas tridimensionais do centro de rotação (COR) dos olhos do usuário; medição (10) de pelo menos uma direção do olhar em uma postura natural; determinação da posição desejada da lente oftálmica; cálculo das características da lente oftálmica usando as coordenadas medidas e a posição determinada e a direção medida na postura natural. A medição da posição do centro de rotação do olho, na vista binocular, garante que a lente obtida seja melhor adaptada ao usuário.

Relatório Descritivo da Patente de Invenção para:
"MÉTODO DE DETERMINAÇÃO DE UMA LENTE OFTÁLMICA, MÉTODO PARA CALCULAR OS PARÂMETROS PARA PREPARAR UMA LENTE OFTÁLMICA, MÉTODO PARA SIMULAÇÃO DE UMA IMAGEM VISTA POR UM USUÁRIO ATRAVÉS DE UMA LENTE OFTÁLMICA, MÉTODO PARA A FABRICAÇÃO DE UMA LENTE OFTÁLMICA E SIMULADOR DE UMA IMAGEM VISTA POR UM USUÁRIO ATRAVÉS DE UMA LENTE OFTÁLMICA".

[001] A presente invenção refere a um método para a determinação de uma lente oftálmica para um usuário. O método pode ser aplicado indistintamente a óculos de prescrição unifocais ou multifocais. Ela também se aplica a óculos microestruturados (óculos pixelados, lentes de difração, lentes *Fresnel* e semelhantes), lentes adaptativas com índice de gradiente e, de modo abrangente, a qualquer outro tipo de lente oftálmica.

[002] A invenção também se estende a um método de cálculo dos parâmetros de corte e de fabricação de uma lente oftálmica obtidos pelo método de determinação.

[003] Um usuário pode receber uma prescrição para correção de grau, positiva ou negativa (paciente hipermetrope ou míope), em que a lente usada para este tipo de limitação é uma lente esférica ou asférica. Já um paciente com astigmatismo tem, em um plano perpendicular à direção de sua vista, uma prescrição em termos de graus que é diferente ao longo de eixos diferentes, neste caso a prescrição é geralmente expressa como uma receita para um valor de primeiro grau correspondente ao grau em um eixo principal e um segundo valor de grau ao longo de um eixo perpendicular ao eixo principal. A lente usada para este tipo de limitação é uma lente tórica ou atórica. Doravante, este tipo de correção proposta para estes pacientes será chamada prescrição unifocal.

[004] Para portadores de presbiopia, o valor da correção de grau é diferente para visão à distância e para a visão de perto, devido às dificuldades de acomodação para visão de perto. A prescrição é, então, composta por um valor de grau para visão à distância com a adição de um representante do incremento de grau entre a visão distante e a visão de perto. Lentes oftálmicas que compensam a presbiopia são as lentes multifocais, as mais adequadas sendo as lentes multifocais progressivas, em que o grau varia continuamente. Também são conhecidas lentes bifocais ou trifocais com descontinuidades na superfície da lente. O restante das prescrições de correção propostas para estes pacientes são chamadas multifocais.

[005] Cálculos das faces da frente e/ou de trás de lentes unifocais e multifocais por meio de otimização são conhecidos no estado da técnica. Por exemplo, o documento WO-A-98/12590 descreve um método para se determinar, por meio de otimização, um conjunto de lentes oftálmicas multifocais. Este documento propõe a definição do conjunto de lentes, considerando as características ópticas destas, incluindo grau e astigmatismo oblíquo, em condições de uso. A lente é otimizada por rastreio de raios (*ray tracing*), a partir de um ergograma associado com cada direção de visualização em condições de uso em um ponto-alvo objeto.

[006] Sabe-se também que o documento EP-A-0990939 revela um método de determinação de uma lente oftálmica por otimização para um usuário com prescrição de astigmatismo. Este documento propõe a seleção de uma lente de referência e utiliza um método de rastreio de raios para minimizar a diferença entre o astigmatismo residual e o astigmatismo da lente de referência. O astigmatismo residual é aqui definido como a diferença de magnitude e o eixo do astigmatismo entre o grau prescrito e o astigmatismo gerado pela lente. Este processo permite uma melhor adaptação das lentes para

astigmatismo de usuários, evitando aberrações ópticas induzidas pela adição de uma superfície toroidal. O cálculo é realizado em um referencial ligado ao olho, que leva em conta o efeito da torção do olho quando o usuário olha em uma direção fora do foco.

[007] Além disso, nos últimos anos tem-se procurado personalizar lentes oftálmicas progressivas, a fim de se responder às necessidades de cada paciente. É bem conhecido, a partir do documento WO-A-2007/068819, um método de determinação por meio da otimização de um conjunto de lentes oftálmicas progressivas para um dado usuário a quem uma adição de grau foi receitada para visão de perto, o processo compreendendo uma etapa de medição de parâmetros fisiológicos na visão de perto do referido indivíduo. O processo também inclui uma etapa de determinação de um ergograma de combinação em cada lente, um ponto referido em cada direção de visualização em condições de utilização e uma etapa de se determinar um defeito de grau-alvo e um alvo de astigmatismo resultante para cada direção do olhar em condições de uso, o defeito de grau-alvo e alvo de astigmatismo resultantes sendo determinados a partir dos parâmetros fisiológicos do usuário medidos. O método inclui ainda o cálculo do grau necessário de cada lente para que o ergograma, por sucessivas iterações, atinja o defeito de grau-alvo e alvo de astigmatismo para cada direção do olhar.

[008] Um processo de personalização do comprimento de progressão de uma lente progressiva é também conhecido, a partir dos ensinamentos do documento WO-A-2007/068818.

[009] Também são conhecidos documentos que revelam medidas de parâmetros fisiológicos, incluindo a posição do centro de rotação do olho. Assim, o documento WO-A-2008/132356 descreve um método para se determinar a posição do centro de rotação do olho.

[0010] O documento US-B-6637880 descreve um método de

rastreamento de raios e otimização de uma lente, considerando a distância entre um ponto de referência da superfície traseira da lente e do centro de rotação do olho de um usuário para o cálculo. Esta distância é obtida pela adição da distância entre o ponto de referência da superfície traseira e a parte superior da córnea por um lado, e da distância entre o topo da córnea e o centro de rotação do olho, por outro. A distância entre o ponto de referência da superfície traseira e a parte superior da córnea é calculada a partir de dados sobre a armação selecionada, e o documento propõe apenas se considerar a forma da cabeça do usuário, os dados sobre a lente, as características da armação e as condições de uso, sem apresentar detalhes sobre o cálculo. A distância entre o topo da córnea e o centro de rotação do olho é obtido através da medição da profundidade do olho e pela aplicação de uma lei estatística que liga a profundidade do olho e a distância entre o topo da córnea e o centro de rotação do olho. Neste trabalho, a posição do centro de rotação do olho levada em conta não é a posição real. Como resultado, a lente resultante obtida por meio da otimização da lente não satisfaz plenamente o usuário. Há, portanto, a necessidade de um método de determinação de uma lente oftálmica que satisfaça a maioria dos usuários.

[0011] Para isso, a presente invenção fornece um método para determinar uma lente oftálmica para um olho de um usuário, o método compreendendo as etapas de: medir, no portador de visão binocular, coordenadas tridimensionais do centro de rotação do olho do usuário, de pelo menos uma direção do olhar na postura natural, determinando a posição desejada da lente oftálmica; calcular as propriedades da lente oftálmica usando as coordenadas medidas a partir do centro de rotação do olho, a posição determinada a partir da lente e de pelo menos em uma direção de visualização medida na postura natural.

[0012] Alternativamente, a etapa de cálculo inclui uma etapa de

posicionamento de uma lente oftálmica inicial em um local fixo e de uma mudança radical na lente oftálmica começando pela análise de frentes de onda.

[0013] Alternativamente, a etapa de cálculo inclui uma etapa de posicionamento de uma lente oftálmica inicial em um local fixo e uma etapa de otimização, a partir da lente inicial por rastreamento de raios que depende das coordenadas e da localização fixa medida.

[0014] De acordo com uma modalidade da presente invenção, o método inclui uma etapa de se medir o paciente com visão binocular da posição da pupila do olho do centro de rotação do olho e no qual a etapa de cálculo utiliza a posição da pupila medida.

[0015] De acordo com uma modalidade da presente invenção, a etapa de cálculo é feita em um referencial ligado à cabeça do usuário e / ou um marcador ligado a uma armação, e / ou em um referencial ligado ao olho do usuário.

[0016] De acordo com uma modalidade da presente invenção, o método compreende ainda uma etapa de medir, no paciente com visão binocular, coordenadas tridimensionais do centro de rotação de cada olho do usuário, e em que a etapa de cálculo é feita em um sistema de coordenadas que se baseia em coordenadas tridimensionais do centro de rotação de cada olho do usuário.

[0017] De acordo com uma modalidade da presente invenção, a etapa de medição de coordenadas tridimensionais do centro de rotação do olho ocorre em condições de postura natural do usuário.

[0018] De acordo com uma modalidade da presente invenção, o centro de rotação do olho é o centro de rotação óptica.

[0019] De acordo com modalidades da presente invenção, a direção de visualização, pelo menos, uma medida em postura natural é a direção primária do olhar e / ou a direção da luz quando o usuário olha quando precisa de uma visão de perto. Múltiplas direções de visualização

podem ser medidas em postura natural.

[0020] De acordo com uma modalidade da presente invenção, a etapa de se medir pelo menos uma direção de visualização a uma distância da lente no centro de rotação do olho é feita na medida correspondente à distância entre a interseção da direção de visualização primária com a face posterior da lente e o centro de rotação do olho; e, na etapa de cálculo, o cálculo utiliza a referida distância medida.

[0021] De acordo com uma modalidade da presente invenção, a etapa de se medir a pelo menos uma direção de visualização, se dá no sentido da lente e da posição da lente que é medida; e, na etapa de cálculo, o cálculo utiliza a referida orientação da lente e a referida posição da lente medida. A invenção também se refere a um método para calcular os parâmetros de montagem e / ou de recorte em uma lente oftálmica de um usuário e em uma moldura escolhida pelo usuário, compreendendo as etapas de:

- determinar uma lente oftálmica de acordo com o método da invenção;
- medir a posição da moldura na armação de referência utilizada para as etapas de medição e determinação;
- calcular os parâmetros de montagem e / ou fixação da lente oftálmica de acordo com a posição da lente e da armação nos óculos.

[0022] A presente invenção também se refere a um método para simular uma imagem vista por um usuário através de uma lente oftálmica, compreendendo as etapas de:

- medir, no usuário com visão binocular, coordenadas tridimensionais do centro de rotação do olho de um paciente;
- medir pelo menos uma direção do olhar na postura natural;

- posicionar a lente, em que as etapas de medição e posicionamento ocorrem ou são reduzidas na mesma armação;

- calcular uma imagem vista pelo usuário por rastreamento de raios tendo em conta a posição medida do centro de rotação do olho, a direção do olhar medida em postura natural e uma posição da lente.

[0023] De acordo com uma modalidade presente invenção, o processo de simulação inclui uma etapa de medição com relação à posição da pupila do olho, e no qual a etapa de cálculo utiliza a posição medida da pupila.

[0024] A invenção também se refere a um método para a fabricação de uma lente oftálmica, compreendendo as etapas de:

- medir, no usuário com visão binocular, coordenadas tridimensionais do centro de rotação do olho de um usuário e a posição de uma moldura escolhida pelo usuário, no mesmo marcador;

- medir pelo menos uma direção do olhar na postura natural;

- transmitir as coordenadas e a posição medidas para um segundo ponto;

- determinar o segundo ponto do cálculo da lente usando as coordenadas e a posição medidas; e

- fabricar a lente assim determinada.

[0025] De acordo com uma modalidade da presente invenção, o processo de fabricação compreende ainda uma etapa de medir ângulos, no primeiro ponto, que representam a postura natural do usuário no sistema de coordenadas em que:

- a etapa de transmissão inclui transmitir ângulos e postura medidos;

- a etapa de determinação utiliza as posições medidas dos ângulos.

[0026] De acordo com uma modalidade da presente invenção, o

processo de fabricação compreende ainda uma etapa de:

- medir a posição da moldura na armação de referência utilizada para a determinação;
- selecionar o cálculo de parâmetros da lente oftálmica de acordo com a posição da lente e a armação na armação; e
- selecionar a lente.

[0027] A invenção também se refere a um conjunto de dados que consiste de:

- coordenadas tridimensionais medidas no usuário de visão binocular tendo, como uma referência, o centro de rotação de um olho de um usuário;
- ângulos que representam a postura natural do usuário no marco da mesma
- a posição de uma armação na mesma referência.

[0028] A invenção também se refere a um simulador de uma imagem vista por um usuário através de uma lente oftálmica, o simulador de cálculo incluindo meios adaptados para implementar o método de simulação da invenção e os meios para a exibição da imagem calculada por meio do cálculo. A invenção também diz respeito a um programa de computador incluindo meios de programa para executar as etapas do processo para determinar uma lente oftálmica de acordo com a invenção, em que o referido programa é executado em um computador e um produto programa de computador com meios incluindo o código de programa armazenado em uma mídia legível por um computador para implementar os passos da determinação de uma lente oftálmica de acordo com a presente invenção, quando o referido produto programa é executado em um computador.

[0029] A invenção também diz respeito a um programa de computador que compreende meios de programação para executar as

etapas do método de simulação da invenção, em que o referido programa é executado em um computador e um produto programa de computador que compreende meios de código de programa armazenados em uma mídia legível por um computador para implementar as etapas do método de simulação da invenção, quando o referido produto programa é executado em um computador.

[0030] Em uma modalidade, o método para determinar uma lente oftálmica, como descrito acima, é caracterizado pelo fato de que, durante a etapa de computação, as características das lentes oftálmicas são calculadas pela modificação local da lente oftálmica para o ponto de impacto com o raio médio passando pelo centro de rotação do olho medido para uma dada direção de visualização.

[0031] Outras características e vantagens da invenção se tornarão aparentes a partir da leitura da descrição detalhada apresentada a seguir para modalidades da invenção, dadas a título de exemplo, e com referência aos desenhos que acompanham o presente relatório descritivo, em que:

[0032] A figura 1 mostra um fluxograma de um exemplo de implementação de um método para se determinar uma lente oftálmica através da análise de propagação da frente de onda;

[0033] A figura 2 mostra um fluxograma de um outro exemplo de implementação de um método para se determinar uma lente oftálmica com otimização por rastreamento de raios;

[0034] A figura 3 mostra um fluxograma de um exemplo de implementação de um procedimento de seleção de parâmetros de cálculo de uma lente oftálmica;

[0035] A figura 4 mostra um fluxograma de um exemplo de implementação de um método para a fabricação de uma lente oftálmica;

[0036] A figura 5 mostra um fluxograma de um exemplo de

implementação de um método para a simulação de uma lente oftálmica;

[0037] As figuras 6 e 7 mostram representações gráficas das características ópticas de uma lente do estado da técnica em uma armação;

[0038] As figuras de 8 a 10 mostram representações gráficas das características ópticas de uma lente do estado da técnica para um usuário real; e

[0039] As figuras de 11 a 13 mostram representações gráficas das características ópticas de uma lente determinadas pelo método de determinação para um usuário real;

[0040] As figuras de 14 a 16 mostram representações esquemáticas ilustrando o efeito de uma postura da cabeça diferente de zero;

[0041] As figuras de 17 a 21 mostram representações gráficas de defeitos de astigmatismo em várias lentes, em casos em que os parâmetros de postura que são levados em conta ou não;

[0042] As figuras de 22 a 24 mostram representações esquemáticas de um sistema óptico para o olho e para a lente.

[0043] As figuras de 22 a 24 mostram padrões de olho e sistemas de lentes ópticas, para ilustrar as definições utilizadas no presente relatório descritivo. Especificamente, a figura 22 é um diagrama de uma vista em perspectiva de um sistema ilustrando os parâmetros α e β usados para definir uma direção do olhar. A figura 23 é uma vista em um plano vertical paralelo ao eixo anterior-posterior da cabeça do usuário e que passa pelo centro de rotação do olho em um caso onde o parâmetro β é 0.

[0044] Conforme aqui definido, o termo Q' representa o centro de rotação do olho, enquanto que o eixo Q'T', mostrado na Figura 23 em fantasma, é o eixo horizontal que atravessa o centro de rotação do

olho e estende-se em frente do usuário, sendo assim o eixo $Q'T'$ é a principal direção de visualização. Este eixo intercepta a superfície complexa da lente em um ponto chamado cruz de montagem, que é marcado na lente para permitir o posicionamento das lentes por um oftalmologista. Conforme aqui definido, o ponto O é o ponto de interseção da superfície traseira do eixo da lente e o eixo $Q'T'$. Conforme aqui definido, há uma esfera de vértices, de centro Q' e raio q' , que é tangente à superfície traseira da lente em um ponto no eixo horizontal.

[0045] A direção de visualização dada, apresentada em linhas sólidas na figura 23, corresponde a posições do olho para giro em torno de Q' e um ponto J na esfera de vértices, em que o ângulo β é o ângulo entre o eixo $Q'T'$ e a projeção da linha reta $Q'J$ sobre o plano horizontal que contém o eixo $Q'T'$, sendo que este ângulo aparece no diagrama da Figura 22. O ângulo α é o ângulo entre o eixo $Q'J$ e a projeção direita $Q'J$ no plano horizontal que contém o eixo $Q'T'$, este ângulo aparecendo nos diagramas das Figuras 22 e 23. A direção de visualização dada corresponde a um ponto J na esfera de vértices ou num par (α, β) . Quanto mais o valor do ângulo α de abaixamento do olhar, mais o olhar colírio e o valor é abaixado e quanto mais este valor for negativo, mais o olhar sobe.

[0046] A imagem de um ponto no espaço do objeto em uma direção do olhar, e uma distância do determinado objeto, uma imagem é formada entre dois pontos S e T correspondente ao mínimo e máximo de distâncias focais, que são distâncias focais tangencial e sagital no caso de superfícies de revolução. No eixo óptico, a imagem de um ponto no espaço objeto no infinito é formada no ponto F' . A distância D é a distância focal do sistema lente-olho. A chamada função ergorama é associada com cada direção de visualização na distância usual do ponto de objeto. Tipicamente, quando longe da

visão após a direção de visualização principal, o ponto objeto está no infinito. Na visão de perto, uma direção substancialmente correspondente a um ângulo α de cerca de 35° e um ângulo β em valor absoluto de cerca de 5° para o lado nasal, a distância objeto é da ordem de 30-50 cm. Para mais detalhes sobre uma possível definição de um ergorama, deve-se consultar o documento FR-A-2753805 (US-A-6318859). Este documento descreve um ergorama, sua definição e seu processo de modelagem. A ergorama especial leva em conta somente os pontos no infinito. Para o método da presente invenção, pode-se considerar os pontos no infinito ou não. O ergorama também pode ser uma função da ametropia do usuário.

[0047] Com estes, pode-se definir um grau de astigmatismo em cada direção do olhar. Para uma direção de visualização (α , β), consideramos um ponto M objeto a uma distância dada para objeto pelo ergorama. No espaço objeto é definida, para o ponto M no raio de luz correspondente, uma proximidade de objeto ProxO como sendo o inverso da distância entre o ponto M e J da esfera de vértices:

$$\text{ProxO} = 1/MJ$$

[0048] Isto permite um cálculo do objeto através de uma aproximação de perto de uma lente fina em qualquer ponto na esfera de vértices, que é usado para determinar a ergorama. Para uma lente real, quando se está usando um programa de rastreamento de raios, considera-se o objeto o mais próximo do inverso da distância entre o objeto e a superfície frontal da lente, no raio correspondente.

[0049] Considerando-se sempre a mesma direção do olhar (α , β), a imagem de um ponto M com um objeto de perto é formada entre dois pontos dados S e T, respectivamente, correspondente ao mínimo e ao máximo da distância focal (o que no caso de superfícies de revolução são as distâncias focais tangencial e sagital). A proximidade de imagem para um ponto M é determinada por:

$$Pr_{oxI} = \frac{1}{2} \left(\frac{1}{JT} + \frac{1}{JS} \right)$$

[0050] Por analogia com o caso da lente fina, define-se em uma dada direção do olhar e por uma proximidade determinado objeto, ou seja, um ponto no objeto espaço no raio de luz correspondente, grau óptica como a soma de Pui a proximidade da imagem e proximidade do objeto.

$$Pui = Pr_{oxO} + Pr_{oxI}$$

[0051] Com as mesmas notações, define-se em cada direção do olhar e para um dado objeto de proximidade, o astigmatismo Ast como sendo:

$$Ast \left(\left| \frac{1}{JT} \right| - \left| \frac{1}{JS} \right| \right)$$

[0052] Esta definição corresponde ao astigmatismo como sendo o feixe de raios criado pela lente. Deve-se notar que a definição constante na direção de visualização primária dá o valor típico de astigmatismo. O ângulo do eixo de astigmatismo é comumente conhecido como o ângulo γ . O ângulo γ é medido em coordenadas (Q', x_m, y_m, z_m) ligadas aos olhos. Este corresponde ao ângulo em que a imagem S ou T é formada, dependendo da convenção usada em relação à direção z_m no plano (Q', z_m, y_m) .

[0053] O resultado das definições possíveis do grau óptico e astigmatismo da lente em condições de uso, que pode ser calculado como explicado na publicação de B. Bourdoncle e colaboradores, "Ray tracing through progressive ophthalmic lenses", 1990 International Lens Design Conference, DT Moore ed., Proc. Soc. Photo Opt. Instrum. Eng. conforme aqui utilizado, o termo "condições padrão de uso" significa a posição da lente com relação ao olho de um usuário, definida por um ângulo particular pantoscópico de -8° , uma distância da lente para o olho de 12 mm e uma curva de 0° . Outras condições

também podem ser utilizadas. Pode-se calcular as configurações de uso utilizando-se um programa de rastreamento de raios (Rastreio de raios) para uma determinada lente. O grau óptico e o astigmatismo podem também ser calculados de forma que a correção é atingida no ponto de referência para visão à distância de um usuário com seus óculos, com condições de uso medidas por um dispositivo conhecido como *frontofocômetro*.

[0054] A figura 24 mostra uma vista em perspectiva de uma configuração onde os parâmetros α e β são diferentes de zero. É, portanto, demonstrado o efeito da rotação do olho mostrando uma armação de referência $\{x, y, z\}$ e um armação de referência fixa $\{x_m, y_m, z_m\}$ ligada aos olhos. A armação de referência $\{x, y, z\}$ tem sua origem no ponto Q' . O eixo x no eixo $Q'O$ é orientado a partir da lente para o olho. O eixo y é vertical, e apontando para cima. O eixo z é tal que a armação de referência $\{x, y, z\}$ é diretamente ortonormal. a armação de referência $\{x_m, y_m, z_m\}$ está relacionada com o olho e centrada no ponto Q' . O eixo x_m corresponde a um olhar para a direção JQ' . Assim, para a direção de visualização principal, as duas marcas $\{x, y, z\}$ e $\{x_m, y_m, z_m\}$ coincidem.

[0055] A presente invenção se vale, para determinar as características de uma lente oftálmica, da posição do centro de rotação do olho e da posição desejada da lente oftálmica para o centro de rotação do olho. Pelo menos uma direção de visualização é medida em uma postura natural. A posição do centro de rotação do olho é medida no usuário com visão binocular. As características da lente são calculadas usando-se as coordenadas medidas do centro de rotação do olho, a posição desejada da lente sendo determinada pelo centro de rotação do olho e pela direção medida em postura natural.

[0056] A lente obtida por tal método de determinação apresenta a vantagem de considerar uma posição muito precisa do centro de

rotação do olho. Isto permite ao portador de lentes vantagens, já que: as características da lente são calculadas sobre as zonas de cada uma das lentes adaptadas a uma direção de visualização dada que, no caso da presente invenção, é a direção de visualização real do usuário. Isto permite uma correção de grau exata para o usuário, como visto para cada direção de visualização, em que o usuário vai usar uma determinada área da lente que foi calculada para ser usada precisamente desta forma.

[0057] A solução aqui proposta se aplica não só para lentes multifocais progressivas, mas também para a prescrição de lentes de correção de visão simples. Também é possível utilizar-se este método com lentes multifocais, como lentes bifocais ou trifocais. O método de determinação também se aplica a uma lente otimizada para condições específicas de uso.

[0058] A presente invenção também descreve uma aplicação do método para a determinação de uma lente para o olho de um usuário, este método podendo ser aplicado para a determinação de uma lente para cada olho de um usuário. Basta calcular, sucessivamente, cada uma das lentes, desde que a medição da posição do centro de rotação de cada olho seja medida na visão binocular.

[0059] A Figura 1 mostra um fluxograma de um exemplo de implementação de um método para determinar uma lente oftálmica de um usuário por análise de propagação de frente de onda. O método de determinação inclui uma etapa (10) que consiste em se medir, no usuário com visão binocular, das coordenadas tridimensionais do centro de rotação do olho de um usuário.

[0060] A posição do centro de rotação de um olho medida depende das condições de medição. Em particular, uma medição de coordenadas tridimensionais do centro de rotação do olho em um usuário com visão binocular dá uma medida mais precisa da posição

real dos centros de rotação na mesma armação.

[0061] A medição de coordenadas tridimensionais do centro de rotação da unidade de olho descrita no documento WO-A-2008/132356 pode ser utilizada. A invenção não é limitada ao uso deste dispositivo, e pode-se utilizar outro dispositivo para medir coordenadas tridimensionais do centro de rotação do olho. Em qualquer caso, é essencial para a presente invenção que a medida do centro de rotação de um olho ocorra no usuário com visão binocular. Vantajosamente, a determinação da posição do centro de rotação do olho pode ser atingida por várias medições sucessivas, a fim de se refinar a precisão da medida, se necessário.

[0062] Pode-se fazer medições sucessivas da posição no espaço (isto é, coordenadas tridimensionais) de um olho e depois do outro olho - sempre no usuário com visão binocular.

[0063] Também pode ser vantajoso se medir simultaneamente a posição do centro de rotação do olho direito e do olho esquerdo. Sabe-se, após esta etapa (10), a posição do centro de rotação do olho no espaço.

[0064] Esta posição é dada por coordenadas tridimensionais em um sistema de coordenadas. Como explicado abaixo, podemos fazer uma mudança de referência para o cálculo da lente.

[0065] O método de determinação de acordo com a Figura 1 inclui ainda uma etapa (15) de se medir pelo menos uma direção do olhar na postura natural. Tal etapa (15) é mais especificamente descrita a seguir.

[0066] Na etapa (20), passa-se para uma determinação da posição desejada da lente oftálmica. Para esta determinação, pode-se usar novamente o dispositivo descrito no documento WO-A-2008/132356, fornecendo-se ao usuário uma armação de sua escolha. Pode-se também utilizar qualquer outro método, como uma medida tradicional

da posição da lente na armação escolhida pelo usuário.

[0067] É vantajoso se fazer esta determinação na armação escolhida pelo usuário, permitindo a adaptação da armação para o usuário e, portanto, uma medida mais precisa da posição desejada da lente na armação, poderíamos também medir características físicas do usuário, e usar as dimensões medidas antes da seleção da armação, esta solução simulando a posição da lente tendo a vantagem de não precisar ter uma armação previamente escolhida. Determinar-se a posição da lente pode ser, conseqüentemente, o resultado de uma medição ou de uma simulação.

[0068] Neste estágio de posicionamento é possível levar-se em conta os parâmetros de montagem e / ou o recorte da lente em uma armação. Na verdade, estes parâmetros podem alterar a posição espacial da lente na armação. Estas incluem, por exemplo, a localização da extremidade da armação: a distância da lente do olho (ou o centro da lente de rotação do olho) que não é a mesma coisa se a extremidade está posicionada na face da frente ou na traseira. A curvatura do vidro pode também afetar a posição (especialmente se o oftalmologista não ajustar a armação). Esta etapa também calcula as margens das lentes necessárias para:

- a distância entre os centros de rotação do olho (CROg, CROd) (que substituem a medição da distância interpupilar (padrão ISO 13666), com um pupilômetro convencional)

- a meia-distância inter-CRO no plano da armação (meia-distância inter-CRO significando a distância entre a projeção do centro de rotação do olho (CRO) na direção do olhar quando o olho olha diretamente de frente um objeto localizado no nível dos olhos com a linha mediana da armação dos óculos)

- a montagem das alturas do olho direito e do olho esquerdo no plano da armação.

[0069] Também é vantajoso utilizar-se o mesmo dispositivo para medir as coordenadas do centro de rotação do olho e para se determinar a posição desejada da lente oftálmica, de uma vez. Isso evita uma mudança de referência na mesma referência, na posição no espaço, no centro de rotação do olho e na lente desejada. Medições com diferentes dispositivos ainda são possíveis com uma simples mudança de armação de referência. Sabe-se, após as etapas (10), (15) e (20), a posição desejada da lente oftálmica e a posição do centro de rotação do olho. Então, sabe-se a posição relativa no espaço da lente e do centro de rotação desejados do olho do usuário. No exemplo apresentado, primeiro determinou-se a posição do centro de rotação do olho na etapa (10) e uma direção de visualização na postura natural do usuário para a etapa (15), e então a posição desejada da lente, na etapa (20). É claro que é possível se proceder na ordem inversa, e mesmo assim a mesma posição relativa no espaço da lente e do centro de rotação desejados do olho do usuário seriam obtidos.

[0070] O processo de determinação inclui ainda uma etapa de cálculo das características da lente, usando as coordenadas do centro de rotação do olho e a posição determinada da lente desejada. No exemplo da Figura 1, pode-se adaptar esta etapa de exemplo de cálculo de uma lente de visão única, ou seja, uma lente para um usuário com miopia ou hipermetropia, que são tradicionalmente fornecidas como uma lente esférica ou tórica.

[0071] A etapa de cálculo envolve a escolha de uma lente de partida, que é, por exemplo, no caso de uma receita para correção de visão única, lentes esféricas ou tóricas correspondentes a uma prescrição do usuário. A lente de partida é aquela que mais simplifica a etapa de cálculo, mas pode ser utilizada qualquer lente de partida.

[0072] Na etapa (30), a lente de partida é então posicionada na

posição determinada na etapa (20). Esta etapa de posicionamento não tem a lente física na armação e esta é simplesmente colocada, para calcular a lente de partida na posição desejada em relação ao centro de rotação do olho. Na prática, esta pode ser usada para posicionamento de uma representação da lente de partida como uma representação por computador. Pode-se efetuar a etapa de posicionamento usando-se uma armação ou outras armações propostas abaixo e definir-se a posição da representação por computador da lente nesta armação. Para uma prescrição de astigmatismo, leva-se em conta, naturalmente, a posição dos eixos principais da lente. Pode-se, como é explicado com referência à etapa 20, considerar os parâmetros de corte / edição para posicionar a lente ao se começar o processo.

[0073] Na etapa 40 é feito um cálculo da lente, a partir da lente de partida e da lente posicionada, e determinar-se a posição do centro de rotação do olho e da direção medida em postura natural na etapa 15. Para este fim, pode-se realizar uma análise de frentes de onda através da lente. A propagação de frentes de onda através da lente é usada para modelar a função óptica da lente, assim como seus defeitos associados e desvios. Os efeitos das mudanças no cristalino (por exemplo, a modificação de superfície que, no caso de uma lente convencional, caracteriza-se pelo fenômeno da refração da luz ou modificação da fase de função, no caso de uma lente difrativa) podem ser estudados e quantificados a fim de se obter as características desejadas para a óptica da lente para o paciente em questão.

[0074] Levando-se em conta os parâmetros de corte / montagem da lente, a alteração da geometria da lente pode levar a uma mudança na posição espacial, se aplicarem-se as configurações de recorte / montagem da lente novamente mudados. Pode-se recalcular as configurações e mudar-se a lente novamente. O ciclo de cálculo pode

ser interrompido quando a diferença entre as configurações antigas e as novas configurações se encontram em uma ordem de magnitude que já não influencia significativamente a geometria da nova lente. Pode-se também interromper o cálculo do circuito em caso de conflito, e, neste caso, impor outros parâmetros de corte / edição.

[0075] Após o passo 40, determina-se as características da lente. Considerando que o processo leva em conta a posição do centro de rotação do olho medido em visão binocular, ele garante que o centro de rotação do olho para o cálculo da lente esteja muito perto do centro de rotação do verdadeiro olho, de modo que a lente está realmente adaptada para o usuário.

[0076] A consideração da medida, no portador de visão binocular, com coordenadas tridimensionais do centro de rotação do olho do portador no método para se determinar uma lente oftálmica em um olho de um usuário (determinação monocular de uma lente oftálmica) também melhora significativamente o conforto do usuário. Esta melhoria do conforto está relacionada principalmente ao fato de que é possível levar-se em conta o segmento definido pelo centro de rotação do olho esquerdo e do centro de rotação do olho direito (CROg-CROd). Este segmento é, de fato, um fator que pode ser vantajosamente considerado na determinação da lente oftálmica monocular. Este segmento é usado para conectar os dois olhos espacialmente, o que lhes permite calcular com precisão e, portanto, até mesmo uma lente monocular, a posição relativa de ambos os olhos do usuário pode ser considerada para melhorar ainda mais o cálculo, levando-se em conta as noções de visão binocular. As duas lentes para o mesmo usuário são calculadas separadamente, mas com esses cálculos podem ser feitas medidas inter-dependente, de modo a melhorar o conforto visual de visão binocular.

[0077] Considerando que o processo também é usado para se

determinar a posição desejada da lente, o cristalino obtido pelo método não é afetado por uma mudança de posição devido à armação. Por exemplo, se um usuário tem uma armação com uma inclinação grande, a inclinação é levada em conta na determinação das características da lente e o usuário, portanto, tem uma lente adaptada para sua prescrição.

[0078] A figura 2 ilustra um fluxograma de um exemplo de implementação de um método para se determinar uma lente oftálmica por otimização de rastreamento de raios.

[0079] Como no exemplo da Figura 1, o método de determinação inclui uma etapa de medição 10 no usuário com visão binocular, com a determinação de coordenadas tridimensionais do centro de rotação do olho de um usuário, uma etapa 15 para se medir pelo menos uma direção do olhar na postura natural e uma etapa 20 de se determinar a posição desejada da lente oftálmica. Seguindo esses três passos, não é determinada a posição relativa no espaço, mas sim o centro de rotação do olho e a lente, como serão realmente usados pelo usuário.

[0080] A etapa de cálculo envolve a escolha de uma lente de partida. A lente de partida não é uma lente física, mas uma modelagem por computador. A lente de partida pode ser escolhida de diferentes maneiras. Este aspecto pode ser o que mais simplifica a etapa de otimização que se segue. Mas também poderia se usada outra lente de partida, por exemplo, uma que corresponda a restrições dadas, como tipos de geometria.

[0081] Na etapa 60, a lente de partida é então posicionada na posição determinada na etapa 20. As observações feitas acima com relação à etapa 30 se aplicam, *mutatis mutandis*.

[0082] Na etapa 70, um cálculo da lente é feito, a partir da lente de partida e posicionada, e sabe-se a posição do centro de rotação do olho. Para este fim, pode-se efetuar um cálculo por otimização, a partir

da lente de partida por rastreio de raios. Os raios usados são determinados pelo centro de rotação do olho e pela medida da posição da lente.

[0083] O cálculo, na etapa 70, pode ser realizado de várias maneiras, incluindo-se o método de otimização com um programa de otimização óptica conforme descrito no documento EP-A-0990939 ou WO-A-2007/017766. Como explicado com referência à Figura 1, também é possível alcançar-se uma melhor precisão, tendo em conta os parâmetros de corte / montagem da lente em uma armação selecionada.

[0084] A etapa de cálculo das características da lente (etapas 30 e 40 na Figura 1, etapas 60 e 70 na Figura 2) permite levar-se em conta uma determinação da lente binocular muito mais precisa da posição real do centro de rotação do olho em uma armação de referência obtidas na etapa de medição 10. O resultado é uma lente com melhores propriedades ópticas em comparação com uma lente projetada sem se levar em conta coordenadas tridimensionais precisas do centro de rotação do olho do portador de visão binocular. Aqui se refere às propriedades ópticas como a qualidade da imagem percebida pelo usuário.

[0085] As propriedades ópticas incluem erro de grau ou falha de astigmatismo. A etapa de cálculo também leva em conta a posição da lente, como ela realmente será utilizada pelo paciente, que é determinada na etapa 20.

[0086] A etapa de cálculo também leva em conta a direção medida em postura natural, como foi feito na etapa 15.

[0087] A lente é mais adequada para seu portador pretendido. O conforto visual do usuário é assim maximizado.

[0088] No exemplo da Figura 1 é considerada uma prescrição unifocal para ilustrar a escolha de uma lente de partida. No entanto,

pode-se aplicar a solução em uma análise de frentes de onda para outros tipos de requisitos (por exemplo, numa prescrição multifocal) e para todos os tipos de lentes (mesmas lentes de óculos convencionais, microestruturada, óculos ou vidros com índice de gradiente adaptativo).

[0089] O exemplo na Figura 2, por sua vez, é particularmente adequado para a prescrição multifocal: a distribuição dos raios no algoritmo de rastreamento de raios depende da área de visualização em questão. Pode-se também aplicar o método de otimização por rastreamento de raios às exigências unifocais, ou para uma lente atórica ou lentes microestruturadas (óculos pixelados, lentes de difração, Fresnel), lentes ou óculos com índice de gradiente de adaptação. As propriedades óticas melhoradas mencionadas acima são ilustradas pelos exemplos das Figuras de 6 a 13. Neste exemplo, procura-se determinar uma lente progressiva para a seguinte prescrição:

- Esfera prescrita: 4 dioptrias
- Cilindro prescrito: dioptria 0, - eixo de 0 °,
- Adição: 2 dioptrias.

[0090] O índice de vidro é 1,665 e o diâmetro do vidro é de 65 mm. Em seguida, as características óticas apresentadas nas Figuras de 6 a 13 foram obtidas por cálculo. As Figuras 6 e 7 dizem respeito a uma lente do estado da técnica para um usuário comum para a qual a lente foi otimizada levando-se em conta uma posição teórica do centro de rotação do olho. Como aqui utilizado, o termo "usuário comum" significa um usuário para quem a distância entre o centro de rotação do olho e a lente é de 26mm, essa distância sendo a soma da distância entre o centro de rotação do olho e o vértice da córnea e da distância a partir do vértice da córnea e a lente, sendo este último também chamado de distância de vértice. A Figura 6 é uma representação gráfica de linhas de grau igual, ou seja, as linhas

formadas por pontos com o mesmo valor de grau. A Figura 6 torna possível visualizar-se um mapa do grau. A Figura 7 mostra as linhas de astigmatismo igual. A Figura 7 é uma representação gráfica da ausência de astigmatismo. O grau para o ponto de vista de longe, é de 4,00 dioptrias e 6,04 dioptrias no ponto de visão de perto. A ausência de astigmatismo é de 0,00 dioptrias no ponto de visão à distância e 0,13 dioptrias no ponto de visão de perto.

[0091] As Figuras 8 e 9, respectivamente, mostram um mapa de grau e um mapa da ausência de astigmatismo para a mesma lente do estado da técnica (sempre otimizada para o usuário comum) no caso de um portador real. O usuário real escolhido possui uma distância entre o centro de rotação do olho e a parte superior da córnea de 11 mm e sua distância vértice é de 10 mm. Além disso, a Figura 10 mostra o grau de acordo com o meridiano, com uma definição de grau semelhante a que é dada no documento EP-A-0990939. As abscissas são graduadas em dioptrias, e as ordenadas dão a direção de visualização, a linha sólida mostra o grau e as linhas tracejadas apresentam as quantidades $1/JS$ e $1/JT$ definidas na Figura 1 do documento EP-A-0990939, para distâncias de objetos correspondentes a um representante das distâncias de ergonomia de pontos de objeto em cada direção do olhar e da simulação de um espaço do objeto comum. A Figura 10 fornece acesso aos defeitos de grau e astigmatismo de acordo com o meridiano.

[0092] O grau na direção da visão à distância é de 4,02 dioptrias e de 6,35 dioptrias no sentido de visão de perto. A ausência de astigmatismo é de 0,03 dioptrias na direção da visão à distância e de 0,59 dioptrias na direção da visão de perto. A comparação entre as Figuras 6 e 8 mostra um erro particular de grau para visão de perto. A comparação das Figuras 7 e 9 mostra que, quando um usuário é considerado real, o astigmatismo pode variar. Em particular, neste

exemplo, os campos de astigmatismo não são tão claros na visão à distância e na visão de perto, quando um usuário comum foi considerado.

[0093] As Figuras 11 e 12 mostram, respectivamente, um mapa de grau e um mapa da ausência de astigmatismo de uma lente obtida pelo método de determinação de acordo com a presente invenção para um usuário comum real. A Figura 13 ilustra a falta de poder e astigmatismo de acordo com o meridiano para o portador da lente de uma mesma situação. A lente foi determinada como proposto no esquema da Figura 2, por rastreio de raios no espaço, posicionando-se a lente na posição desejada em relação ao centro de rotação do olho, medida pela visão binocular no usuário real. Na Figura 11, o grau na direção da visão à distância é de 4,00 dioptrias e de 6,03 dioptrias na direção da visão de perto. Na Figura 13, a ausência de astigmatismo é de 0,00 dioptrias na direção da visão à distância é de 0,20 dioptrias na direção da visão de perto. O desempenho óptico obtido pela lente obtida pelo método de determinação de acordo com a presente invenção é comparável ao desempenho obtido no caso das Figuras 6 e 7. Comparando-se a Figura 10 com a Figura 13 também mostra-se que a lente otimizada de acordo com o método de determinação das propriedades ópticas é melhor do que a lente do estado da técnica. O resultado é que uma lente obtida pelo método de determinação é mais adequada que a lente do estado da técnica.

[0094] Para melhorar ainda mais as propriedades ópticas da lente, é vantajoso que o centro de rotação do olho medido na etapa 10 seja medido no centro ótico de rotação ao invés do centro de mecânico de rotação. A publicação Heinz Diep, Refraktionsbestimmung, ISBN 3-922269-50-8, DOZ Verlag, Heidelberg GmbH Optische Fachveröffentlichung apresenta a definição conhecida para o técnico no assunto do centro óptico e mecânico de rotação. De fato, na

prática, o raio médio que ocorre no olho do usuário passa pelo centro de rotação óptica. As coordenadas tridimensionais do centro de rotação óptica podem ser determinadas, na visão binocular, pela fixação binocular de um alvo em simultâneo.

[0095] No exemplo da Figura 2, o método pode também incluir uma etapa de medição na posição de coordenadas da pupila do olho. A etapa de cálculo pode, assim, utilizar a posição medida da pupila. Isto permite avaliar melhor as distorções que dependem da pupila. Isso resulta em melhoria da imagem percebida pelo usuário e em distorções menores.

[0096] Muitos diferentes marcadores podem ser considerados para a implementação da etapa de cálculo. Em particular, o marcador pode ser um marcador ligado à cabeça do usuário. Como um marcador tem a vantagem de ser facilmente acessível na etapa de medição da posição do centro de rotação do olho, este também é facilmente acessível na etapa de determinação.

[0097] A etapa de medição 10 é realizada em um usuário com um óculos, o marcador pode estar relacionado à armação. Isso fornece uma referência independente do usuário. Assim, a medição da posição do centro de rotação do olho pode ser feita diretamente em um referencial ligado à armação. Determinar a posição da lente é, então, se resume a centralizar a lente na armação, ou utilizar os parâmetros usuais de encaixotamento ou, conforme explicado a seguir, com uma medida nas condições de direções de postura natural do usuário em questão. A implementação da fabricação da lente também é facilitada pelo uso deste marcador, especialmente se a etapa de medição 10 da posição do centro de rotação do olho não é feita no mesmo lugar que a etapa de cálculo, sendo suficiente que os dois locais envolvidos na produção utilizem uma armação do mesmo modelo.

[0098] Também é possível que o marcador seja um marcador

ligado ao olho. Um marcador ligado ao olho é um marcador em que um eixo é a direção de visualização primária. Isto permite uma etapa de cálculo mais fácil de se implementar, porque o rastreamento de raios é feito em uma referência na qual um eixo é o eixo óptico do sistema óptico da lente-olho.

[0099] Pode-se ainda utilizar um ponto de referência calculado com base em coordenadas tridimensionais de cada um dos centros de rotação do usuário. Pode-se definir este valor de referência, incluindo os seguintes:

- a escolha do primeiro eixo que passa por dois centros de rotação medido;
- a escolha do segundo eixo incluindo a mediatriz do segmento definido pelos dois centros de rotação e paralelo ao plano de Frankfurt;
- a escolha do terceiro eixo como perpendicular aos dois eixos anteriores.

[00100] Este tem a vantagem de posicionamento da cabeça em relação ao espaço de objeto e de governar a cinemática de ambos os olhos girando em torno de seu centro de rotação.

[00101] A etapa de medição 10 pode ser realizada sob condições de postura natural do usuário. Uma postura natural significa que a tendência natural de um usuário para tomar uma posição preferencial da cabeça não é a de uma cabeça em linha reta quando ele olha para um ponto de referência. A posição preferida pode ser caracterizada por ângulos de posição em relação a uma posição de referência pode, por exemplo, ser a postura de cabeça reta. Levando-se em conta as condições da postura natural fornece-se uma lente que é mais adequada às necessidades do usuário. Quando comparado ao método tradicional, que pressupõe que o usuário tem sempre de ir direto para visão à distância, a extensão dos termos de postura natural leva a uma

melhor consideração da posição real do usuário. Por exemplo, se o usuário tem uma postura de visão de cabeça ligeiramente inclinada para a frente, a área de visão à distância será maior na lente em relação à posição da área de visualização de longe em uma lente tradicional. Da mesma forma, também é possível levar em conta a condição de postura natural quando o usuário olha com visão de perto, como quando o usuário está lendo um documento. Por exemplo, se o usuário tiver sua cabeça orientada ligeiramente para o lado quando utilizar sua visão de perto, a área de visão de perto será deslocada no mesmo lado da lente em relação à posição da área de visão de perto em uma lente tradicional. No método tradicional assume-se que o usuário olha sempre um objeto no plano sagital quando ele utiliza sua visão de perto.

[00102] Outro método, como ilustrado pelos fluxogramas das Figuras 1 e 2 é o de se conseguir uma etapa a mais, 15, em que pelo menos uma direção de visualização é medida na postura natural. O efeito da postura da cabeça sobre a correção não-zero oftalmológica é particularmente ilustrado pela comparação das Figuras 14 e 15. Estes dois valores correspondem a uma ilustração especial para a posição horizontal natural quando o usuário olha com visão de longe. Uma ilustração semelhante destaca o efeito de uma postura vertical natural diferente de zero. Na Figura 14, dois olhos com correções em suas lentes estão representados. Nesta situação, a postura natural da cabeça é uma postura da cabeça direita, ou seja, uma postura da cabeça em zero. As coordenadas do centro de rotação do olho esquerdo observadas OG e do olho direito observadas OD são dadas em uma referência para o cálculo em que R é escolhido arbitrariamente. A referência para o cálculo R é uma referência tridimensional cujos eixos são os eixos x, y e z. Nesta armação de referência R, com coordenadas x_g , y_g e z_g são as coordenadas do

centro de rotação do olho esquerdo e as coordenadas x_d , y_d e z_d são as do centro de rotação do olho direito. Cada lente é posicionada e orientada em relação ao centro de rotação correspondente. Cada lente tem um ângulo e uma ligação com relação à armação. Pode-se assim definir, para cada lente, uma referência tridimensional observada $R1_g$ para a lente do olho esquerdo e $R1_d$ para a lente do olho direito.

[00103] De acordo com a Figura 14, a origem da coordenada $R1_g$ é o ponto G, que corresponde à intersecção da direção primária do olhar (olhar de direção do usuário, quando solicitado a olhar a uma distância e para a frente) e o rosto por trás da lente. Assim, se os eixos de referência $R1_g$ são indicados como $x1_g$ e $y1_g$ e $z1_g$, o eixo $y1_g$ é paralelo ao eixo y , enquanto que o eixo $x1_g$ é tangente à parte traseira da lente em G. O eixo $x1_g$ é tal que $x1_g$, $y1_g$ e $z1_g$ formam um triedro direto. Assim, o eixo gz é normal à superfície traseira em G. Além disso, o marcador na lente esquerda $R1_g$ é deduzido a partir da referência R por um ângulo de rotação em torno do eixo β_g y no plano (x, z), a rotação sendo realizada no sentido anti-horário, o sentido sendo contrário no sentido horário. Assim, os eixos x e $x1_g$ seguem um sentido e $z1_g$ e z em outro ângulo β_g . O ângulo β_g é relacionado com a armação.

[00104] De acordo com a Figura 14, a origem das coordenadas $R1_d$ é o ponto D, que corresponde à intersecção da direção primária do olhar (direção do olhar do usuário quando solicitado a olhar para uma distância para a frente) e a parte traseira da lente. Assim, se os eixos de referência $R1_d$ são indicados como $x1_d$, $y1_d$ e $z1_d$, o eixo $y1_d$ é paralelo ao eixo y , enquanto o eixo $x1_d$ é tangente à parte de trás da lente D. O eixo $z1_d$ sendo então $x1_d$, $y1_d$ e $z1_d$ forma um triedro direto. Assim, o eixo $z1_d$ é normal de volta à superfície D. Além disso, o marcador na lente esquerda $R1_d$ é deduzido a partir da referência R por um ângulo de rotação β_d em

torno do eixo y no plano (x, z) , sendo a rotação realizada em um regime trigonométrico, ou seja, no sentido anti-horário para horário. Assim, os eixos x e $x1_d$ seguem num sentido e z e $z1_d$ num ângulo βd . O ângulo βd está relacionado com a armação.

[00105] De forma semelhante, na Figura 14, são definidas as armações de referência em três dimensões $R1'_g$ para a lente do olho esquerdo e $R1'_d$ para a lente do olho direito, no caso da Figura 15. Na situação da Figura 15, a postura natural da cabeça não é zero. Por uma questão de simplicidade, todas as definições "" acima e notações são utilizadas para marcadores ligados a uma armação com um índice. Assim, os eixos x e xi'_g seguem em uma direção e zi'_g e z numa outra, havendo um ângulo $\beta'g$ entre as mesmas. Da mesma forma, os eixos x e xi'_d por um lado, e $z1'd$ e z por outro formam um ângulo $\beta'd$ entre eles. A intersecção da direção de visualização primária com a face posterior da lente do olho esquerdo é classificada G e a intersecção da direção de visualização primária com a face posterior da lente do olho direito é D' . Para auxiliar na compreensão, não é ilustrada na Figura 15 tanto a direção de visualização principal no caso de uma postura natural da cabeça diferente de zero (mostrada pelas setas sólidas) e a direção de visualização principal no caso de uma postura natural da cabeça sendo zero (mostrada por setas tracejadas).

[00106] A Figura 16 é uma visão ampliada da Figura 15 para o olho esquerdo. Em comparação com a Figura 15, em seguida, verifica-se que a inclinação da lente no plano formado pelos eixos x e z é uma postura natural que mudou entre zero e uma postura horizontal diferente de zero, horizontal e natural. Isto significa que os ângulos $\beta'g$ e βg são diferentes. A outra mudança diz respeito às posições de G e G' . Para facilitar a comparação, o ponto G foi mostrado na Figura 16, dado que já não corresponde à direção principal do usuário em

postura natural. Isso permite, no entanto, observar-se que a lente é compensada por uma quantidade ΔX_g ao longo do eixo x e que remove uma quantidade ΔZ_g ao longo do eixo z do centro de rotação do olho esquerdo OG. A quantidade é a diferença ΔX_g nas coordenadas ao longo do eixo x entre o ponto G' e o ponto G enquanto a quantidade é a diferença de coordenadas ao longo do eixo z entre o ponto G' e o ponto G. Da mesma forma, embora a figura maior não esteja representada e os ângulos β_d e β'_d sejam diferentes e a lente do olho direito seja deslocada por uma quantidade ΔX_d ao longo do eixo x e ter removida uma quantidade ΔZ_d ao longo do eixo z do centro de rotação do olho direito OD. A quantidade é a diferença ΔX_d nas coordenadas ao longo do eixo x entre o ponto D' e o ponto D, enquanto o valor é a diferença de coordenadas ao longo do eixo z entre o ponto D' e o ponto D.

[00107] Assim, a comparação dos valores das Figuras 14 a 16 mostra que as posições e orientações das lentes, no caso de uma postura de cabeça diferente de zero, é diferente da posição de zero a postura da cabeça. Isto implica que a postura da cabeça induz mudanças no uso de lentes.

[00108] Estas mudanças refletem-se também através da comparação do desempenho das lentes condições de funcionamento ilustrado com as Figuras 17 a 21, que mostram gráficos com a ausência de astigmatismo para lentes com a mesma receita que as lentes das Figuras 6 a 13 descritas acima. A performance é representada pela ausência de mapas de astigmatismo das Figuras 17 e 18. Esses defeitos de astigmatismo são representados em uma armação de referência associada com o olho esquerdo, tal como definido na Figura 24. Para ambos os mapas, direções de olhar são expressas no conjunto de referência original, quando o usuário não tem porte de cabeça. A direção de observação ($\alpha = 0$, $\beta = 0$)

corresponde à direção do olhar primário quando o olhar de cabeça é zero. O gráfico de acordo com a Figura 17 corresponde ao caso de uma postura da cabeça zero enquanto no caso do mapa de acordo com a Figura 18, o usuário tem uma postura de cabeça diferente de zero como: $\beta'g = \beta g - 5^\circ$. Isso mostra que uma postura de cabeça diferente de zero altera a distribuição e quantidade de astigmatismo da lente quando foi otimizada com a condição de transporte cabeça zero. Por exemplo, na Figura 17, a ausência de astigmatismo na direção da visão à distância é de 0,00 dioptrias e no sentido de visão de cerca de 0,13 dioptrias e, na Figura 18, a ausência de astigmatismo na direção até a visão é de 0,05 dioptrias e no direção de visão de cerca de 0,49 dioptrias. Além disso, uma perda de simetria esquerda / direita é observada em ambos os lados do meridiano de 12 nas Figuras 17 e 18. O meridiano corresponde à direção média de olhar quando o usuário olha a visão de longe para visão de perto. Além disso, as curvas são deslocadas astigmatismo *iso* por via nasal.

[00109] Os efeitos mostrados anteriormente para uma postura da cabeça horizontal também existem em posição diferente de zero, no caso de uma postura de cabeça vertical, diferente de zero. Em tal situação, o ângulo vertical em torno de x no plano y, z seria alterado e a lente estaria centrada verticalmente ao longo ou perto e distante do centro de rotação óptica como o olho em questão. Além disso, no caso de uma postura horizontal e uma posição de cabeça diferente de zero a postura da cabeça vertical diferente do que zero, haveria uma combinação dos efeitos acima mencionados, ou seja, uma mudança nos ângulos de inclinação e um deslocamento horizontal e vertical da lente tanto horizontal e vertical e uma mudança na distância entre a lente e o centro de rotação do olho associada. A média de distância entre a lente e o centro de rotação do olho, a distância entre o ponto de intersecção da direção de visualização primária com a face

posterior da lente sobre a linha z e o centro de rotação do olho.

[00110] Assim, a posição da lente em relação ao centro de rotação do olho, incluindo posições de olho escolhidas para os cálculos de grau e astigmatismo são mais representativas da realidade quando se considera a postura natural, ao invés de uma posição média determinada por métodos estatísticos ou de posição zero. Esse benefício pode ser demonstrado comparando-se as Figuras 18 e 19. Nota-se que cada gráfico representa a ausência de astigmatismo por duas lentes. Para cada um dos números, a postura horizontal natural do usuário é tal que $\beta'g = \beta g - 5^\circ$. Esses defeitos de astigmatismo são representados em uma armação de referência associada com o olho esquerdo, tal como definido na Figura 24. Para ambos os mapas, as direções de olhar são expressas no conjunto de referência original, quando o usuário não tem porte de cabeça. A direção de observação ($\alpha = 0, \beta = 0$) corresponde à direção do olhar primário quando o olhar de cabeça é zero. Para a lente de acordo com o exemplo na Figura 18, a postura não foi levada em conta no cálculo das características da lente oftálmica enquanto que na lente de acordo com o exemplo na Figura 19, a postura natural do usuário foi tida em conta no cálculo de características. Em seguida, é possível notar que a distribuição do astigmatismo é diferente entre as duas situações. Em particular, na Figura 18, a ausência de astigmatismo na direção da visão à distância é de 0,05 dioptrias e no sentido de visão de cerca de 0,49 dioptrias e, na Figura 19, a ausência de astigmatismo na direção até a visão é de 0,00 dioptrias e na direção de visão de cerca de 0,18 dioptrias. Além disso, a simetria da distribuição do defeito de astigmatismo é encontrada em relação à situação em que a postura da cabeça é zero (ver Figura 17). Levando-se em conta a postura natural do usuário no cálculo da lente oftálmica, estas podem ser melhor adaptadas ao portador da lente.

[00111] De acordo com uma modalidade, é possível não levar em conta os efeitos da mudança induzida pela postura natural do usuário no cálculo. Apenas a mudança da orientação da lente e a alteração da distância entre a lente e o centro de rotação do olho associado são levadas em conta no cálculo das características da lente. Isto simplifica o cálculo, mantendo um bom desempenho para a lente porque o oftalmologista pode, durante a operação de centralização, compensar o efeito da mudança no descentramento da lente. Isso é ilustrado pelos exemplos das Figuras 20 e 21. Cada esquema representa a ausência de astigmatismo por duas lentes. Para cada um dos números, a postura horizontal natural do usuário é tal que $\beta'g = \beta g - 5^\circ$.

[00112] Esses defeitos de astigmatismo são representados em uma armação de referência associada com o olho esquerdo, tal como definido na Figura 24. Para ambos os mapas, as direções de olhar são expressas no conjunto de referência original, quando o usuário não tem porte de cabeça. A direção de observação ($\alpha = 0$, $\beta = 0$) corresponde à direção do olhar primário quando o olhar de cabeça é zero. A lente de acordo com o exemplo na Figura 20 foi obtida tendo em conta qualquer efeito devido à postura da cabeça diferente de zero (mudar a direção da lente, mudando a distância entre a lente e o centro de rotação do olho, mudança induzida) no cálculo. Ao contrário, a mudança da orientação da lente e a alteração da distância entre a lente e o centro de rotação do olho foram levadas em conta durante o cálculo para a lente de acordo com o exemplo na Figura 21. Em ambos os casos, o efeito da mudança foi considerado pelo oftalmologista na operação de centralização. Observa-se que, quando nenhum efeito é levado em conta durante o cálculo, mas o efeito da mudança é compensado pelo oftalmologista, as linhas de astigmatismo *iso* não são deslocadas para o lado nasal. Em

comparação com a Figura 18, isto é, devido à operação realizada pelo oftalmologista. No entanto, a distribuição de defeitos de astigmatismo é diferente do caso da Figura 17 e corresponde a uma postura zero natural em que a simetria da distribuição é perdida. Este não é o caso com a lente de acordo com o exemplo na Figura 21. Isto mostra que apenas a consideração da alteração da orientação da lente e a alteração da distância entre a lente e o centro de rotação do olho envolvidas no cálculo e permite encontrar o desempenho da lente otimizado com uma condição de transporte de cabeça zero na condição em que o oftalmologista toma para a mudança induzida pela postura da cabeça diferente de zero.

[00113] O uso da medida do centro de rotação do olho na visão binocular também está disponível em um método para calcular os parâmetros de corte uma lente oftálmica de um usuário e uma armação escolhido pelo usuário. A Figura 3 mostra um fluxograma de implementação de tal processo. O método inclui uma etapa (100) de se determinar uma lente oftálmica de acordo com o método de determinação descrito acima, com referência às Figuras 1 e 2. Assim, de acordo com o exemplo na Figura 3, a etapa (100) inclui três etapas que são as etapas (105) de medir a posição do centro de rotação do olho na visão binocular em uma armação, a etapa (110) de medições da posição da pupila na armação, a etapa (115) de medir pelo menos uma direção do olhar na postura natural e a etapa (120) de se determinar a posição da armação do centro de rotação do olho.

[00114] A etapa (130) passo é a etapa de cálculo das características da lente, a partir de uma lente de partida posicionada na posição desejada em relação ao centro de rotação do olho. O processo também inclui uma etapa (140) de cálculo dos parâmetros escolhidos da lente oftálmica de acordo com a posição da lente e da armação na armação. O conhecimento dos parâmetros de corte da

lente pode ser usado ou pode cortar o contorno da lente para ajustar a armação escolhida pelo usuário. Uma vez utilizadas, as informações escolhidas e obtidas permitem obter lentes particularmente bem adaptadas para o usuário.

[00115] Isto é especialmente verdadeiro quando se utiliza um olho com posições de medição do usuário em uma postura natural. Em vez de considerar as direções do olhar para um meio de transporte - por exemplo, direção do olhar na visão de longe correspondendo a sua cabeça para cima, pode-se considerar a postura natural do usuário, seja horizontalmente ou verticalmente.

[00116] O uso de informações selecionadas ou dados ocorre em uma etapa de corte das lentes e pode ser realizado no mesmo lugar, como o lugar em que foi realizada a etapa de cálculo (130), ou em um lugar diferente.

[00117] Adicionalmente, outros conjuntos de dados podem ser utilizados para a fabricação de uma lente. Por exemplo, um conjunto de dados pode incluir coordenadas tridimensionais, medidas em um usuário de visão binocular, o centro de rotação de um olho de um usuário, expresso em um sistema de coordenadas. O conjunto de dados também inclui a posição na mesma armação de referência. O conjunto de dados pode também incluir ângulos que representam a postura natural do usuário no mesmo referencial. Tais conjuntos de dados têm a vantagem de permitir a obtenção de cálculo das lentes bem adequado para o usuário.

[00118] Assim, os conjuntos de dados descritos acima podem ser usados em um determinado método de fabricação de uma lente. A Figura 4 é um fluxograma de um exemplo de implementação de tal processo. O método inclui uma etapa (200) de um primeiro ponto de medição no usuário de visão binocular, com coordenadas tridimensionais do centro de rotação do olho de um usuário em uma

armação. O primeiro ponto pode ser um ponto particular de lentes. Nesta etapa (200), mede-se a posição de uma moldura escolhida pelo usuário que também é medida no mesmo índice de referência.

[00119] O processo de fabricação também inclui uma etapa (220) de transmissão a um segundo ponto de contato e medidas de posição. O segundo ponto pode ser particularmente laboratório uma receita que, a partir de qualquer lentes semi-acabadas, as lentes de ter obtido as características da prescrição do usuário. Na etapa de transmissão (220), é possível transmitir dados, tais como a prescrição do usuário a qual oftalmologista ou oculista geralmente nota como um triplo (esfera, cilindro, eixo) em um código ou nos chamados "rolos positivo" ou "rolos negativos". Como um oftalmologista (ou uma óptica) também pode medir as condições específicas para a armação dos usuários, incluindo a distância de vértice, o ângulo e a curva do pantoscópico da armação selecionada também podem ser transmitidos na etapa de transmissão (220).

[00120] O processo de fabricação inclui uma etapa (230) para determinar o segundo ponto da lente por meio do cálculo das características da lente por rastreamento de raios através do centro de rotação medido a partir do olho de uma lente posicionada na marca inicial do centro de rotação do olho.

[00121] O processo de fabricação também inclui uma etapa de fabricação (240) da lente assim determinada. A fabricação pode ser implementada em qualquer local. Este pode ser o primeiro ou o segundo lugar, mas um outro lugar é possível. Por exemplo, o laboratório de prescrição pode receber dados transmitidos na etapa de transmissão (220) em um segundo lugar e implementar produção em um terceiro local. O segundo local pode ser considerado um processador central de dados e o terceiro local uma fábrica de lentes. Tal método tem a vantagem de permitir a fabricação mais rápida dos

óculos, já que a lente pode ser feita logo após a medição.

[00122] O processo de fabricação também pode incluir as etapas de medir a posição da moldura na armação de referência utilizada para a determinação, o cálculo dos parâmetros de corte da lente oftálmica de acordo com a posição da lente e a armação na armação e o recorte da lente. Isto proporciona que uma lente adequada seja cortada para o usuário.

[00123] O método pode ainda compreender uma etapa (210) para o primeiro ponto de medição de ângulos que representam a postura natural do usuário na armação. No exemplo da Figura 4, a etapa (210) para medir a postura natural se dá após a medição, no portador de visão binocular com coordenadas tridimensionais do centro de rotação do olho de um usuário. No entanto, é possível realizar as duas etapas de medição (200) e (210) em uma ordem diferente.

[00124] A etapa de transmissão (220) pode incluir os ângulos de transmissão medidos em posturas e a etapa (230) pode ser usada para determinar posturas ângulos medidos. A lente é feita e é mais adequada para o usuário. O uso da medida do centro de rotação do olho na visão binocular é também proposto para um simulador de uma imagem vista por um usuário através de uma lente oftálmica. Assim, um simulador é bem adequado para implementar um método para simular uma imagem vista por um usuário através de uma lente oftálmica. A Figura 5 ilustra um fluxograma de um exemplo de implementação de um tal processo de simulação. O processo de simulação inclui uma etapa (300) para medir o usuário em visão binocular, com coordenadas tridimensionais do centro de rotação do olho de um usuário em uma armação. Como ilustração, bem como o método de determinação descrito acima, o marcador pode ser um marcador ligado à cabeça do usuário, e um marcador pode estar relacionado com a armação quando uma armação for escolhida ou for

de referência e ligada ao olho. A simulação de processos (305) também inclui uma etapa para medir pelo menos uma direção do olhar na postura natural.

[00125] O processo de simulação também inclui uma etapa (310) de posicionamento da lente no mesmo referencial.

[00126] O método também inclui uma etapa (320) para o cálculo de uma imagem vista pelo usuário por rastreamento de raios através do centro de rotação do olho e da lente. A simulação de processos leva em conta a posição real do centro de rotação do olho, a imagem simulada é mais próxima da realidade do que se uma posição grosseira do centro de rotação do olho havia sido tomada em conta. O cálculo também leva em conta a direção da luz medido em postura natural.

[00127] O processo de simulação pode ainda compreender uma etapa de medição na posição de coordenadas da pupila do olho. A etapa de cálculo (320), em seguida, usa a posição medida da pupila. Isso ajuda a simular melhor a imagem, porque o impacto de fora da câmera trás distorções que dependem do tamanho da imagem de pupila é calculada com mais precisão.

[00128] O simulador permite a implementação deste processo de cálculo e inclui meios adaptados para implementar o processo de simulação, e pode ter conhecido através de uma determinada entrada. O simulador também inclui meios para a exibição da imagem renderizada. Pode-se mostrar a um usuário a diferença entre uma lente de acordo com a invenção e uma lente convencional, que lhe permitam avaliar os efeitos da invenção.

[00129] Na descrição acima, vimos que o método para determinar uma lente oftálmica de um olho de um usuário compreende uma etapa de cálculo das propriedades da lente oftálmica medidas usando-se as coordenadas e o grau. Vimos também que esta etapa de cálculo pode ser dividida para se alcançar uma mudança radical na lente oftálmica

começando pela análise de frentes de onda é alternadamente otimização, a partir da lente começando por coordenadas dependentes medidas por rastreamento de raios e determinação de posição. Outras variações também são possíveis. Por exemplo, uma terceira alternativa, na etapa de cálculo das características da lente oftálmica, é calcular a modificação local da lente oftálmica para o ponto de impacto com o raio médio através do centro de rotação do olho medido para uma dada direção de visualização. Com esta terceira alternativa, é possível obter propriedades ópticas desejadas como, por exemplo, dados pré-calculados armazenados em um banco de dados. Estes dados podem ser pré-calculados, por exemplo, como partes de superfícies e características geométricas para serem aplicados localmente na superfície como, por exemplo, um raio de curvatura e coeficientes de asfericidade.

REIVINDICAÇÕES

1. Método para determinação de uma lente oftálmica de um olho de um usuário **caracterizado pelo fato de compreender as etapas de:**

- medir (10), no usuário com visão binocular, coordenadas tridimensionais do centro de rotação do olho do usuário;
- medir (15) pelo menos uma direção do olhar na postura natural;
- determinar (20) a posição desejada da lente oftálmica; e
- calcular as características da lente oftálmica usando as coordenadas medidas para o centro de rotação do olho, em que a posição determinada da lente e a pelo menos uma direção do olhar são medidas em postura natural, as características da lente oftálmica sendo calculadas posicionando uma lente oftálmica inicial na posição determinada e pelo menos um dentre modificar a lente oftálmica inicial por uma análise de frentes de onda ou partindo-se da lente oftálmica inicial, otimizar usando rastreamento de raio dependendo das coordenadas medidas para o centro de rotação do olho e da posição determinada da lente.

2. Método, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizado pelo fato de compreender** uma etapa de medir, no usuário com visão binocular, a posição da pupila do olho com relação ao centro de rotação do olho, em que a etapa de cálculo usa a posição medida da pupila.

3. Método, de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 ou 2, **caracterizado pela** etapa de cálculo ser realizada em uma armação de referência com base em pelo menos um dentre a cabeça do usuário, a armação dos óculos ou o olho do usuário.

4. Método, de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 ou 2, **caracterizado por** ainda compreender uma etapa de medir, no

usuário com visão binocular, coordenadas tridimensionais do centro de rotação de cada olho do usuário, e em que a etapa de cálculo é feita em uma armação de referência que é baseada em coordenadas tridimensionais do centro de rotação de cada olho do usuário.

5. Método, de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 4, **caracterizado pela** etapa de medição de coordenadas tridimensionais do centro de rotação do olho ocorrer em condições de postura natural do usuário.

6. Método, de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 5, **caracterizado pelo** centro de rotação do olho ser o centro de rotação óptica.

7. Método, de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 6, **caracterizado pelo** fato de que a pelo menos uma direção do olhar medida em uma postura natural é a direção primária do olhar.

8. Método, de acordo com a reivindicação 7, **caracterizado pelo** fato de na etapa de se medir pelo menos uma direção do olhar, uma distância da lente para o centro de rotação do olho é medida correspondente à distância entre a interseção da direção do olhar primária com a face posterior da lente e o centro de rotação do olho e de, na etapa de cálculo, o cálculo utilizar a referida distância medida.

9. Método, de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 8, **caracterizado pelo** fato de pelo menos uma direção do olhar ser uma medida em postura natural na direção da luz, quando o usuário se encontra em condições para visão de perto.

10. Método, de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 8, **caracterizado pelo** fato das direções de visualização múltiplas serem medidas em postura natural.

11. Método, de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 10, **caracterizado pelo** fato da etapa de medir a pelo menos uma direção do olhar, uma orientação da lente e uma

posição da lente são medidas, e na etapa de cálculo, o cálculo utiliza as referidas orientação da lente e posição da lente medidas.

12. Método, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizado pelo** fato de que durante a etapa de cálculo, as características da lente oftálmica são calculadas por modificação local da lente oftálmica no ponto de impacto com um raio médio passando através de um centro de rotação do olho medido para uma dada direção do olhar.

13. Método para calcular os parâmetros para preparar uma lente oftálmica para um usuário e uma armação escolhida pelo usuário **caracterizado pelo** fato de compreender as etapas de:

- determinar uma lente oftálmica por um método como definido em qualquer uma das reivindicações 1 a 12;
- medir uma posição da armação na armação de referência;
- calcular parâmetros para preparar a lente oftálmica de acordo com a posição da lente e da armação de óculos na armação de referência, a preparação da lente oftálmica compreendendo pelo menos um dentre a montagem e o ajuste da lente oftálmica.

14. Método para simulação de uma imagem vista por um usuário através de uma lente oftálmica, **caracterizado pelo** fato de compreender as etapas de:

- medir, no usuário com visão binocular, coordenadas tridimensionais do centro de rotação do olho de um usuário;
 - medir pelo menos uma direção do olhar na postura natural,
 - posicionar a lente,
- em que as etapas de medir e posicionar ocorrem ou são reduzidas na mesma armação de referência,
- medir, na armação de referência, a posição da pupila do olho, e

- calcular uma imagem vista pelo usuário por meio de rastreamento de raio, considerando a posição medida do centro de rotação do olho, a direção do olhar medida em postura natural e uma posição da lente, a etapa de calcular utilizando a posição medida da pupila,

em que a etapa de calcular inclui posicionar uma lente oftálmica inicial na posição determinada e pelo menos um dentre modificar a lente oftálmica inicial por uma análise de frentes de onda ou, partindo-se da lente oftálmica inicial, otimizar usando rastreamento de raio dependendo das coordenadas medidas para o centro de rotação do olho e da posição determinada da lente.

15. Método para a fabricação de uma lente oftálmica, **caracterizado pelo** fato de compreender as etapas de:

- medir, no usuário com visão binocular, as coordenadas tridimensionais do centro de rotação do olho de um usuário e uma posição de uma armação escolhida pelo usuário, na mesma armação de referência, em uma primeira localização;

- medir pelo menos uma direção do olhar na postura natural;

- enviar as coordenadas e a posição medidas para uma segunda localização;

- determinar as lentes por meio de cálculo usando as coordenadas e a posição medidas, na segunda localização, a etapa de calcular inclui posicionar uma lente oftálmica inicial na posição determinada e pelo menos um dentre modificar a lente oftálmica inicial por uma análise de frentes de onda ou, partindo-se da lente oftálmica inicial, otimizar usando rastreamento de raio dependendo das coordenadas medidas para o centro de rotação do olho e da posição determinada da lente, e

- produzir a lente assim determinada.

16. Método, de acordo com a reivindicação 15, **caracterizado pelo fato** de ainda compreender uma etapa de medir ângulos que representam uma postura natural do usuário na armação de referência na primeira localização, em que:

- a etapa de transmitir inclui a transmissão dos 5 ângulos medidos e da postura; e
- a etapa de determinação usa os ângulos medidos de postura.

17. Método, de acordo com qualquer uma das reivindicações 15 ou 16, **caracterizado pelo fato** de ainda compreender uma etapa de:

- medir a posição da armação na armação de referência utilizado para a determinação;
- calcular os parâmetros de corte da lente oftálmica de acordo com a posição da lente e a armação na armação de referência, e
- ajustar a lente.

18. Simulador de uma imagem vista por um usuário através de uma lente oftálmica, o simulador sendo **caracterizado pelo fato** de ser adaptado para implementar as etapas de:

- receber coordenadas tridimensionais do centro de rotação do olho do usuário medidas no usuário com visão binocular usando uma armação de referência;
- receber pelo menos uma direção do olhar na postura natural medida;
- receber uma posição da lente na armação de referência;
- calcular uma imagem vista pelo usuário por meio de rastreamento de raio, considerando a posição medida do centro de rotação do olho, a direção do olhar medida em postura natural e uma posição da lente, a etapa de calcular inclui posicionar uma lente

oftálmica inicial na posição determinada e pelo menos um dentre modificar a lente oftálmica inicial por uma análise de frentes de onda ou partindo-se da lente oftálmica inicial, otimizar usando rastreamento de raio dependendo das coordenadas medidas para o centro de rotação do olho e da posição determinada da lente; e

- exibir a imagem.

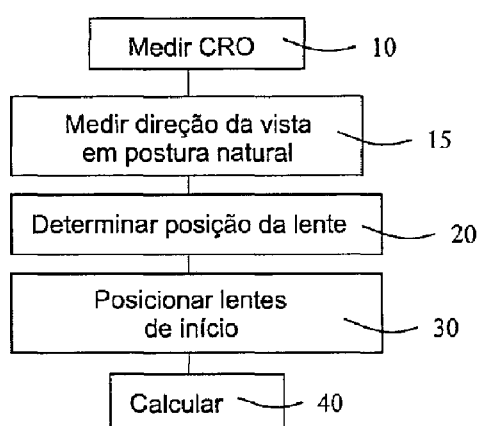


FIGURA 1

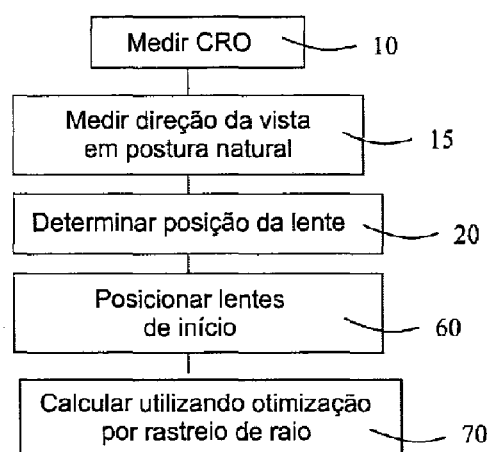


FIGURA 2

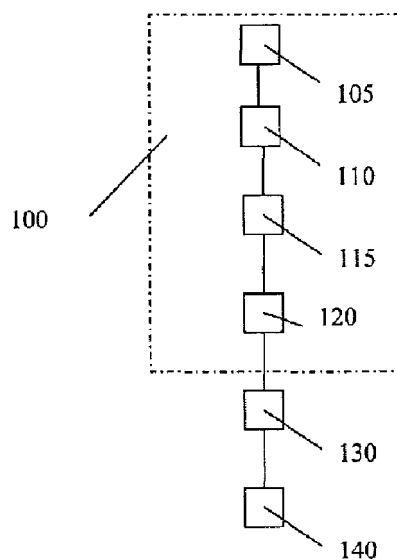


FIGURA 3

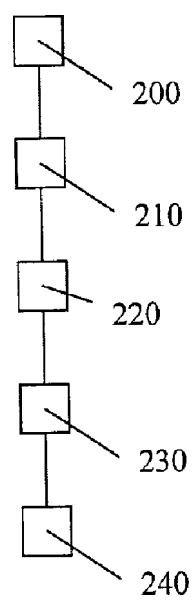


FIGURA 4

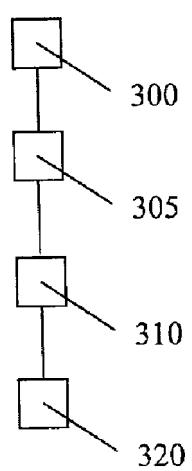


FIGURA 5

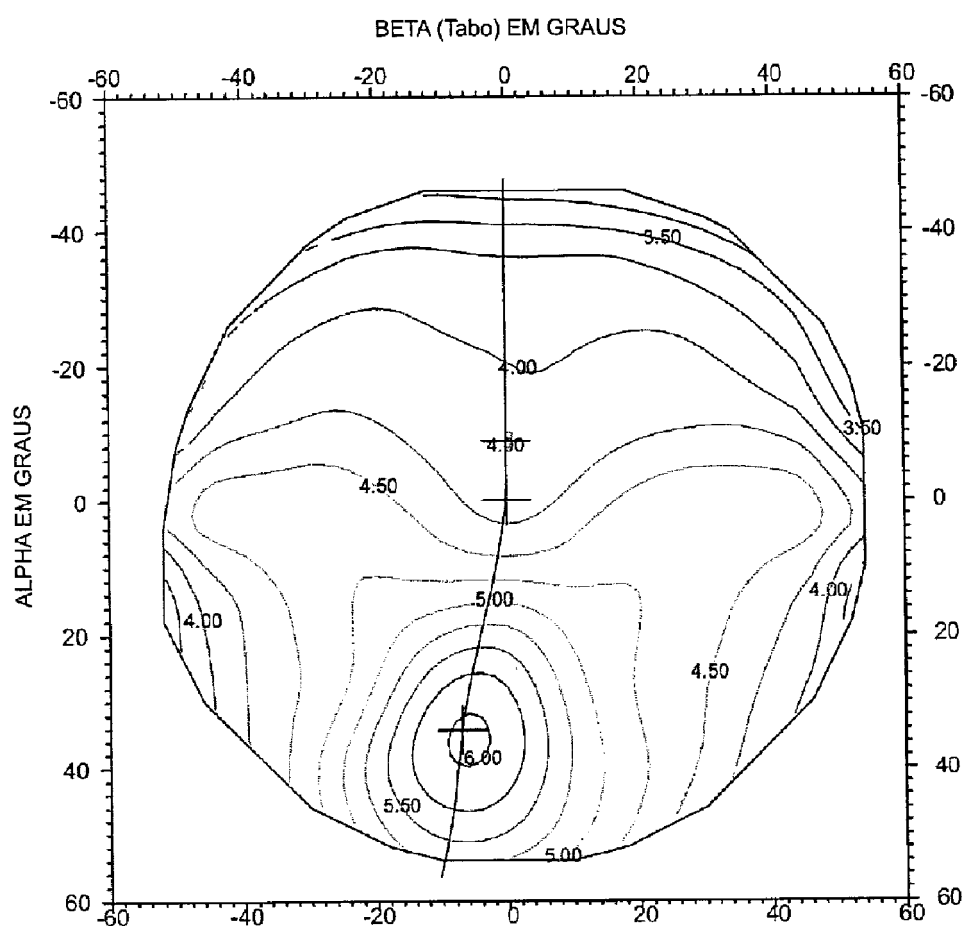


FIGURA 6

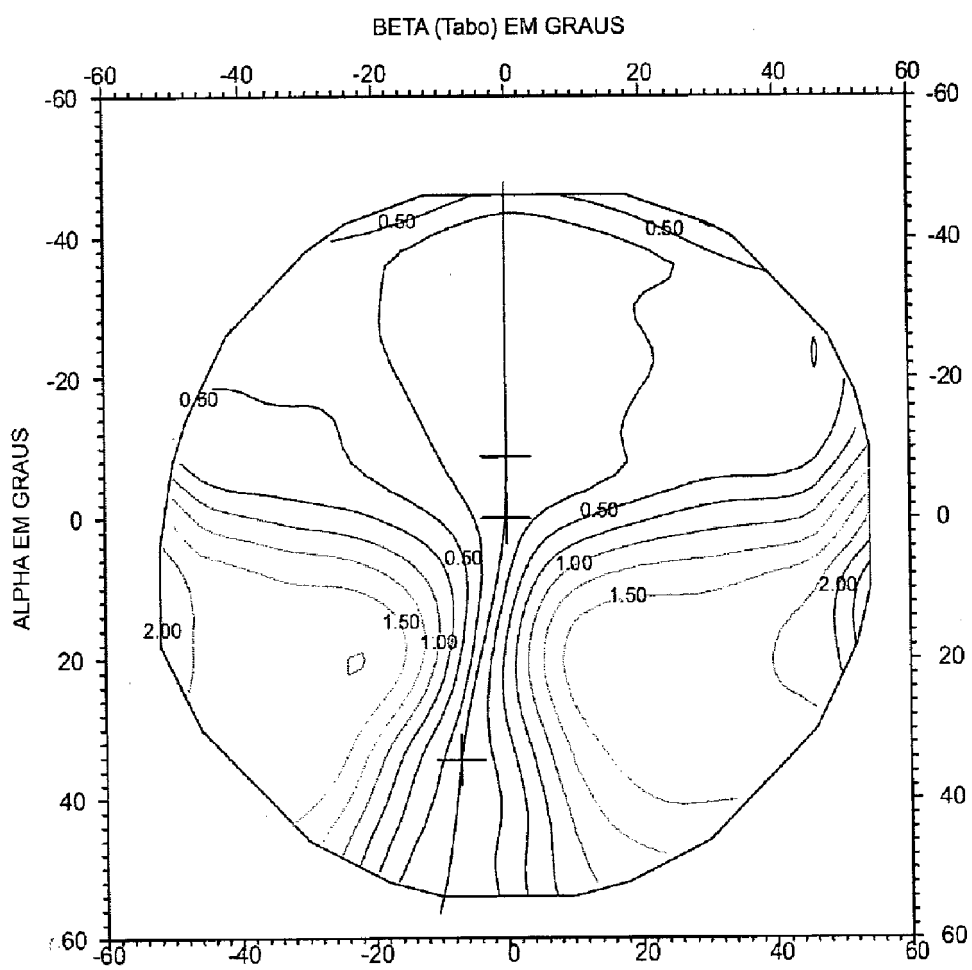
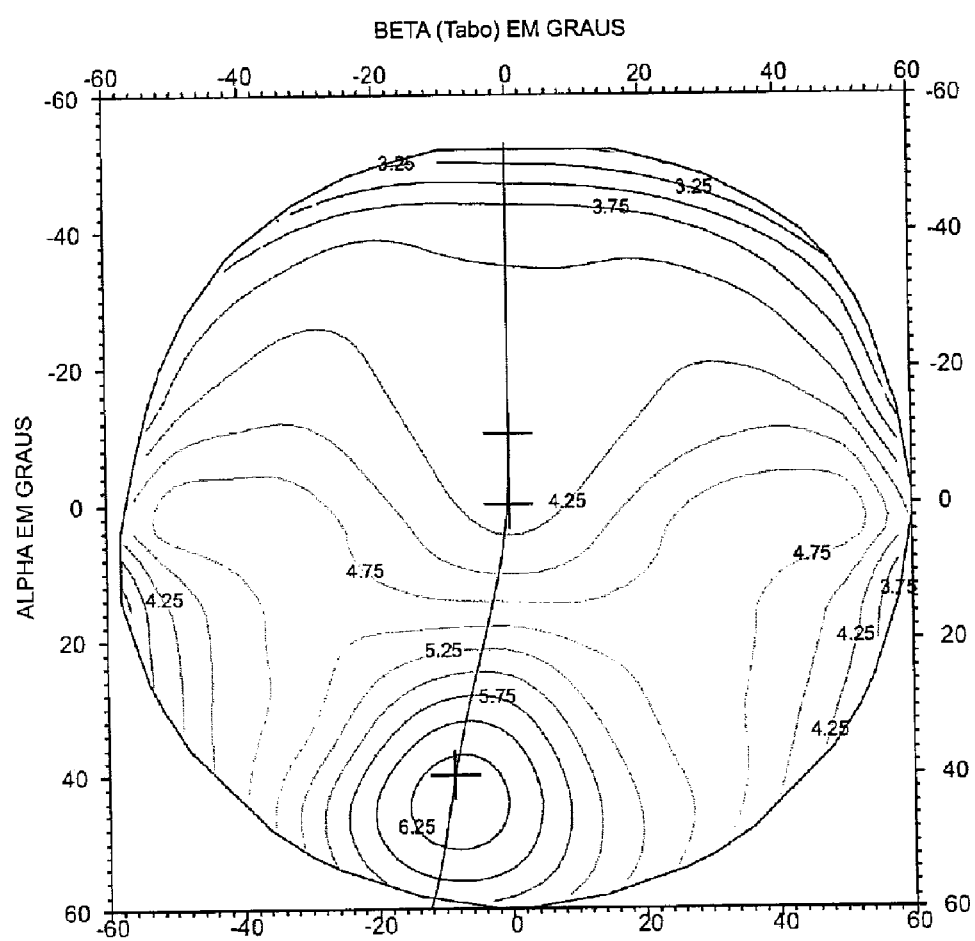
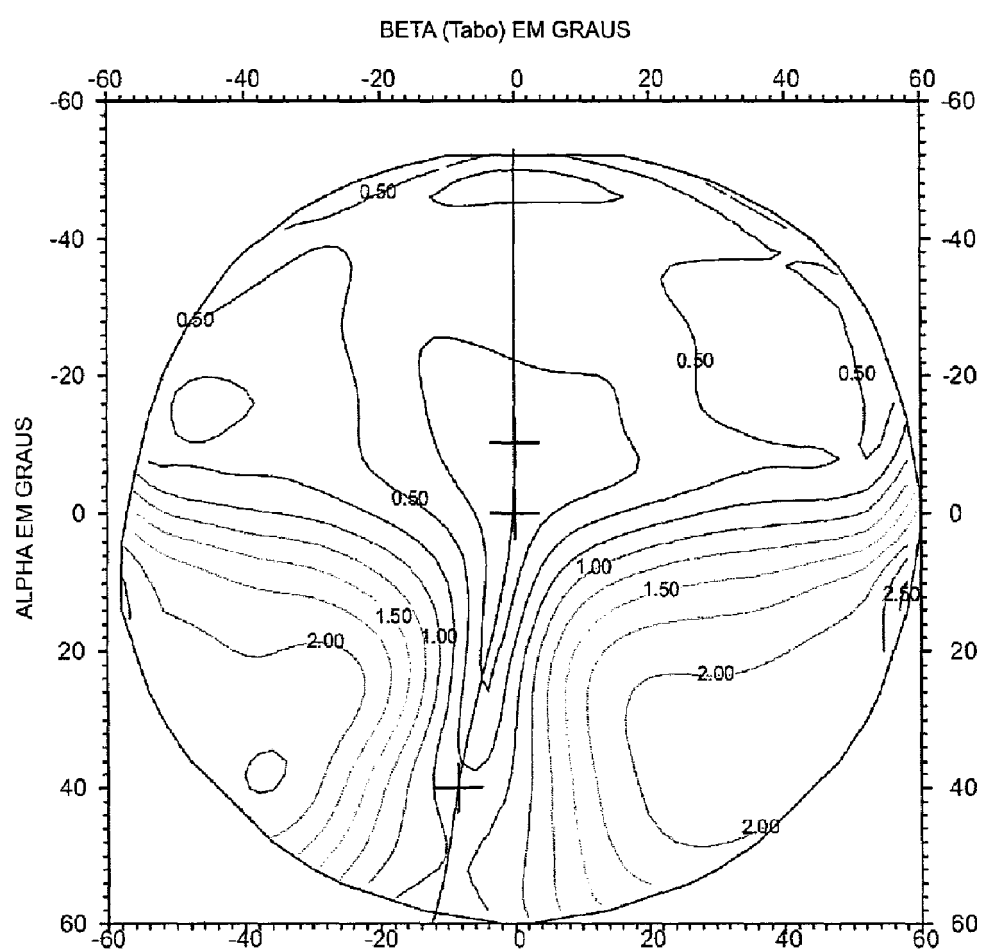


FIGURA 7

**FIGURA 8**

**FIGURA 9**

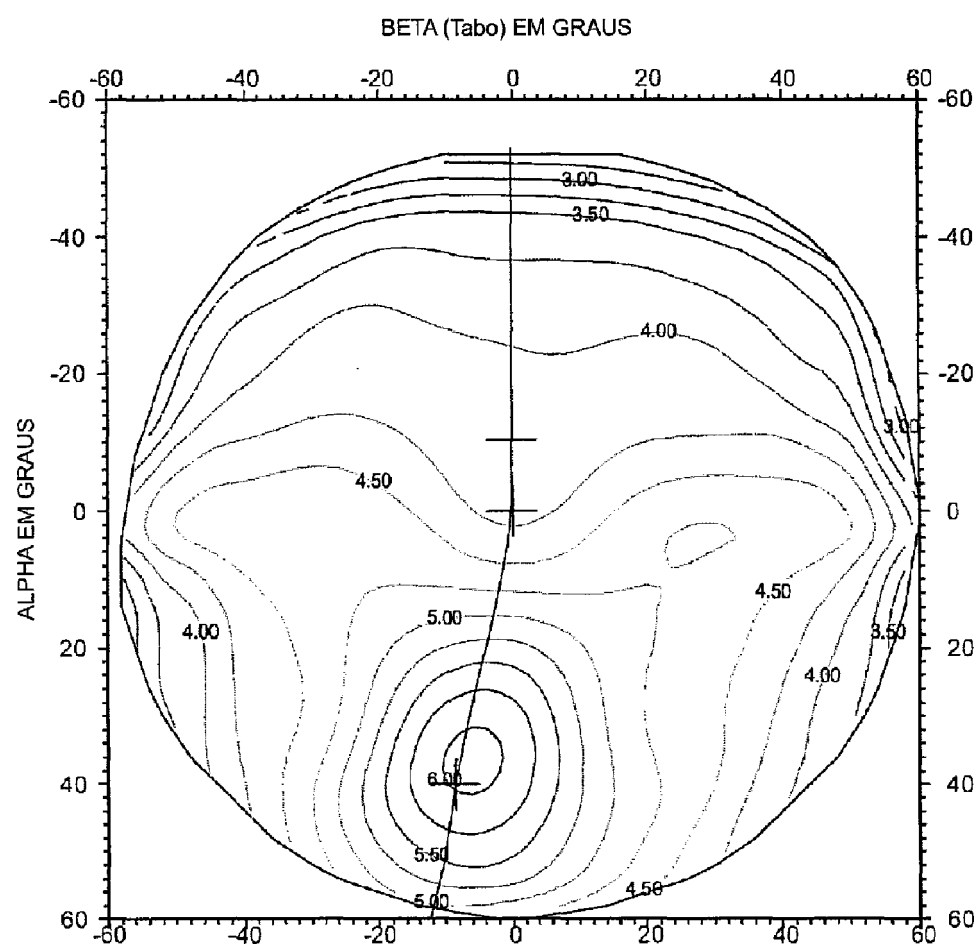
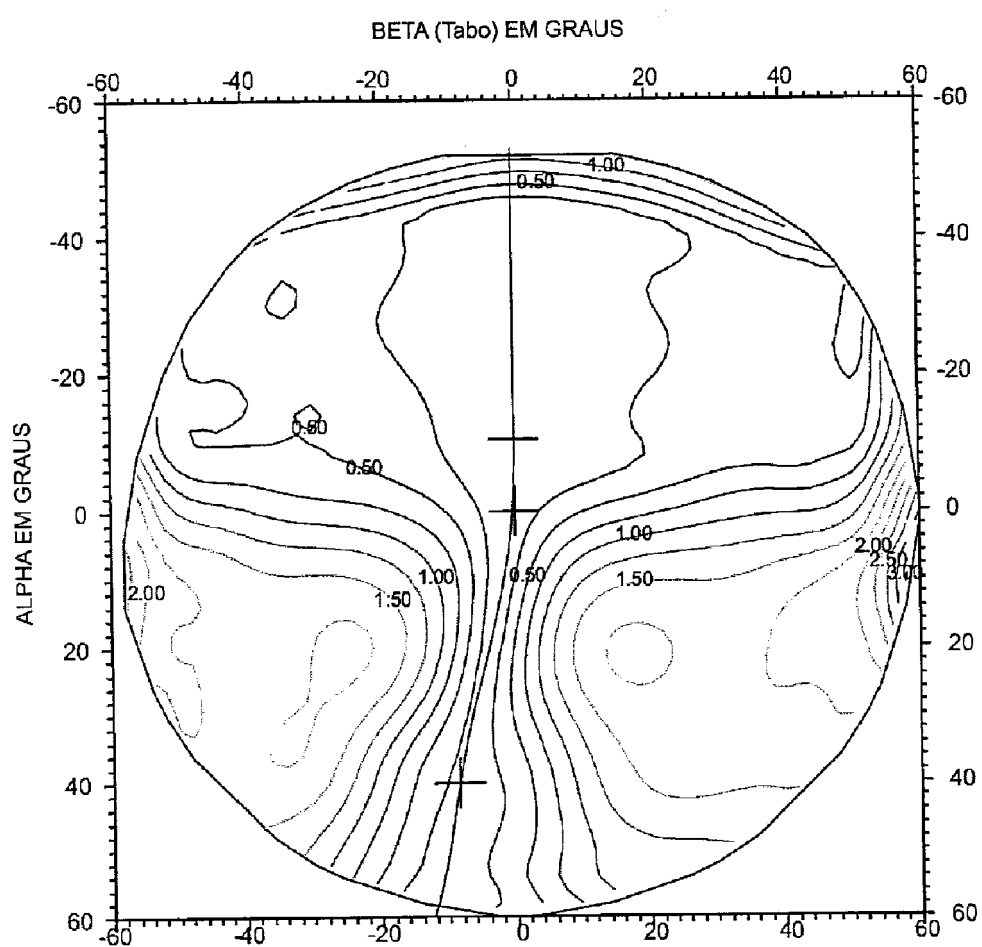


FIGURA 11

**FIGURA 12**

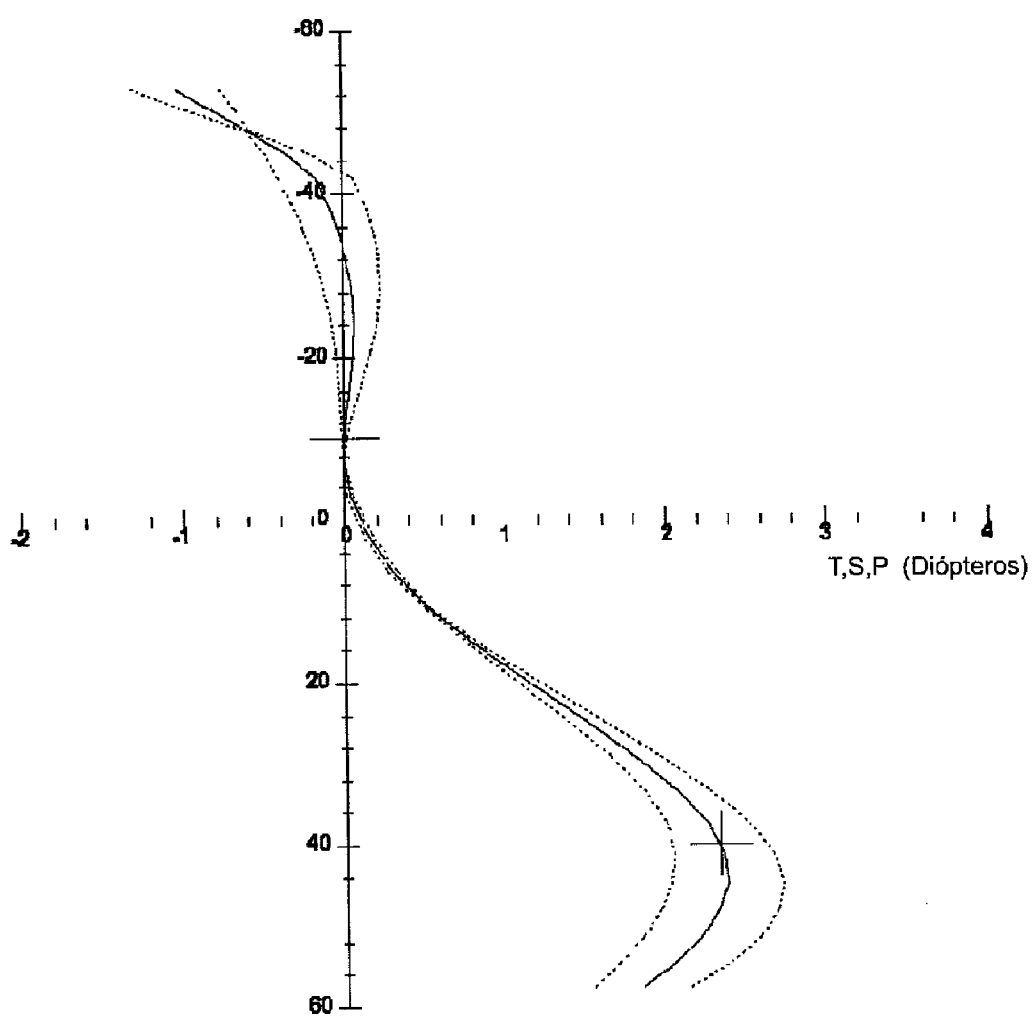


FIGURA 10

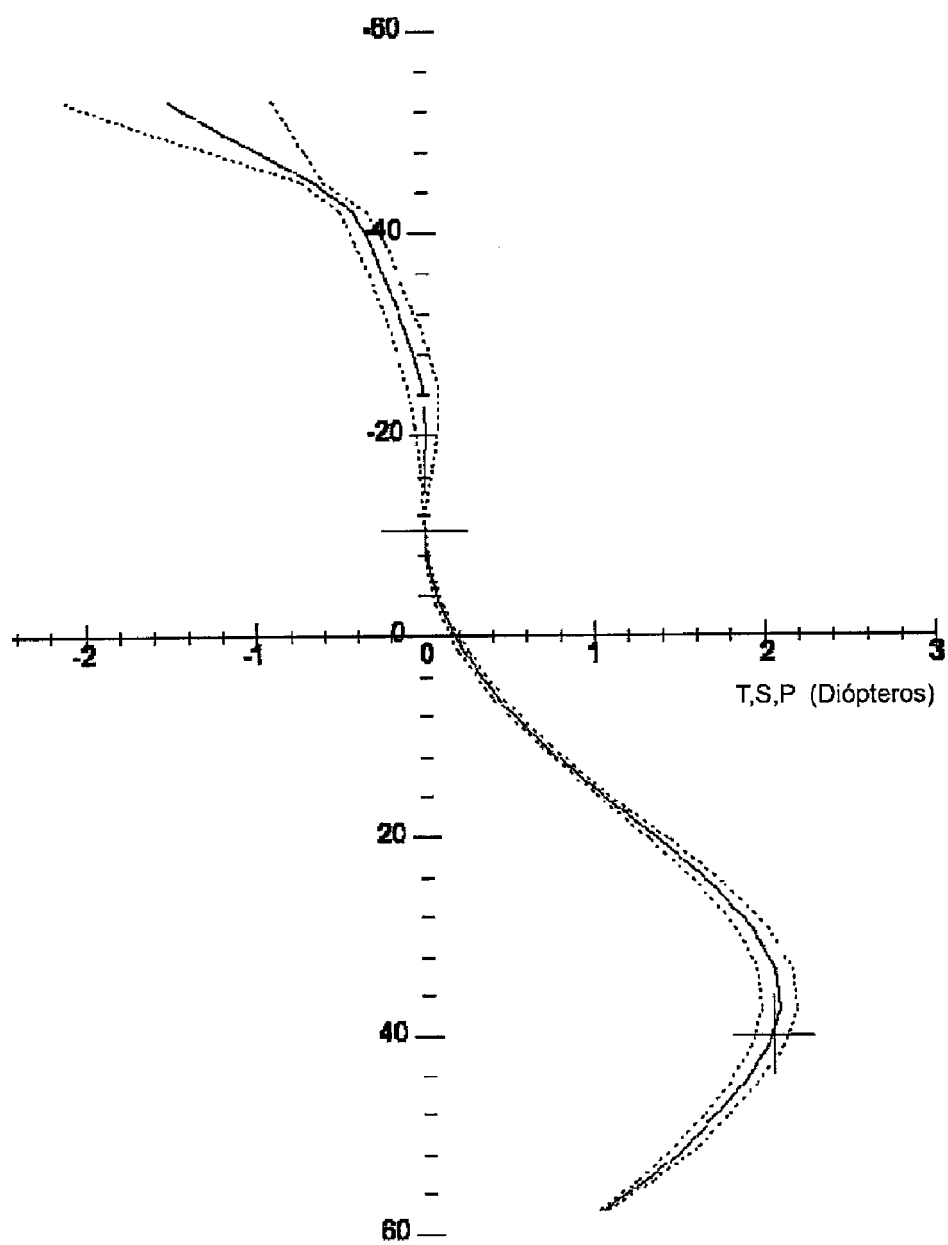


FIGURA 13

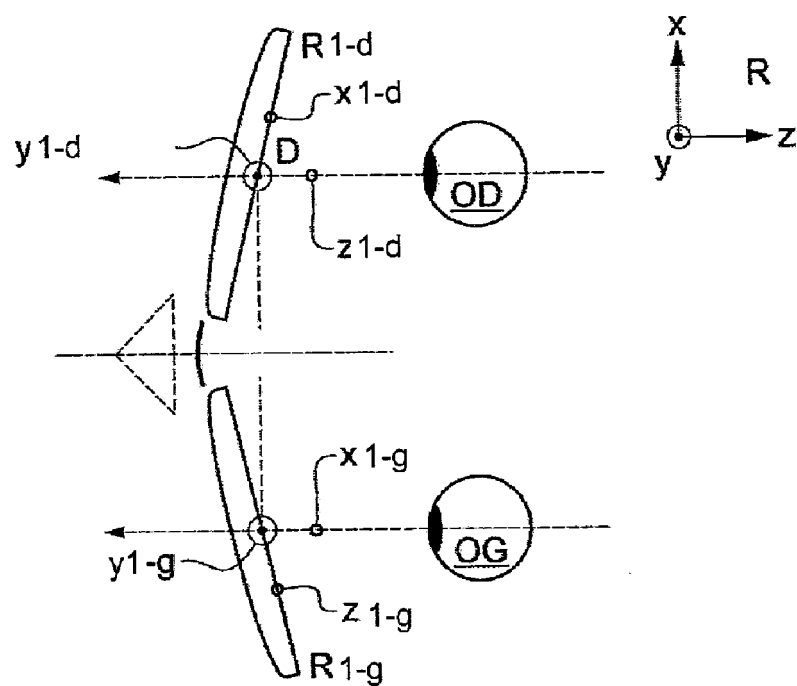


FIGURA 14

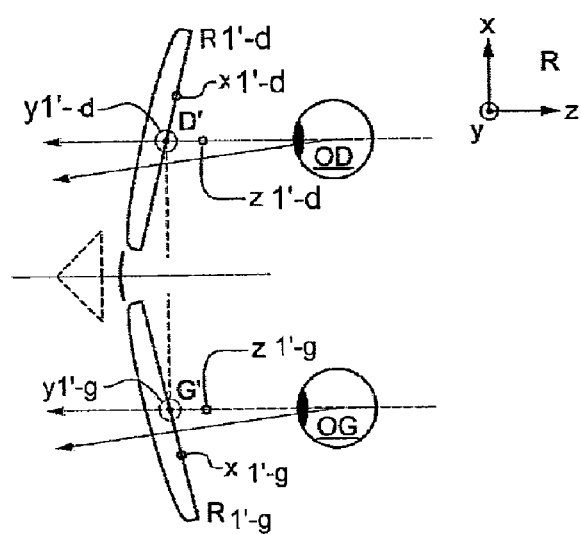


FIGURA 15

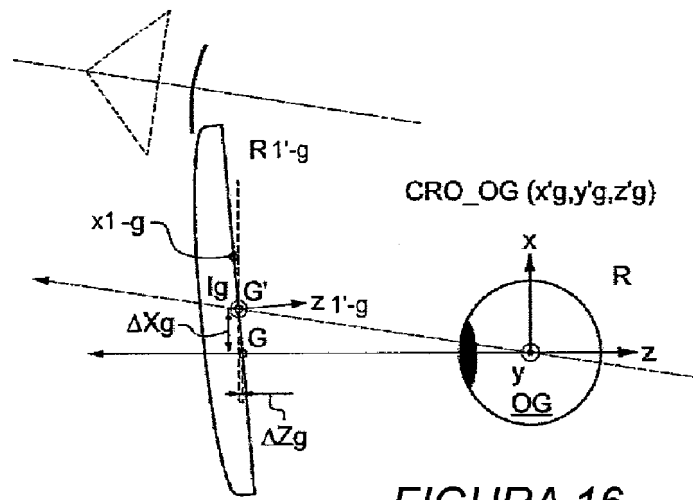


FIGURA 16

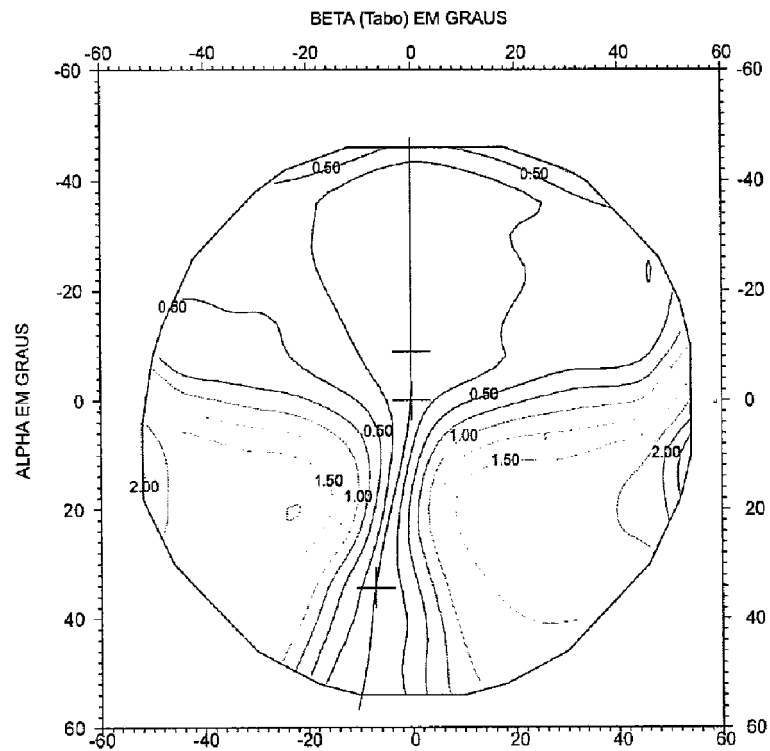


FIGURA 17

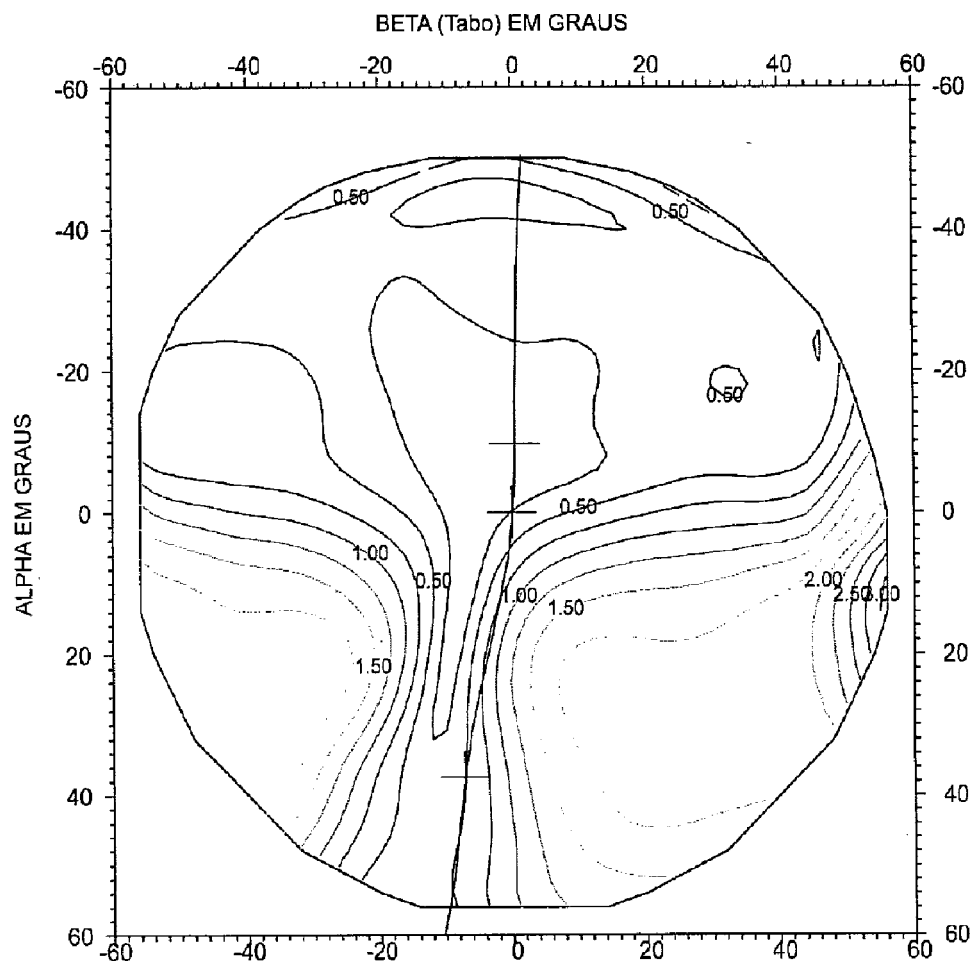
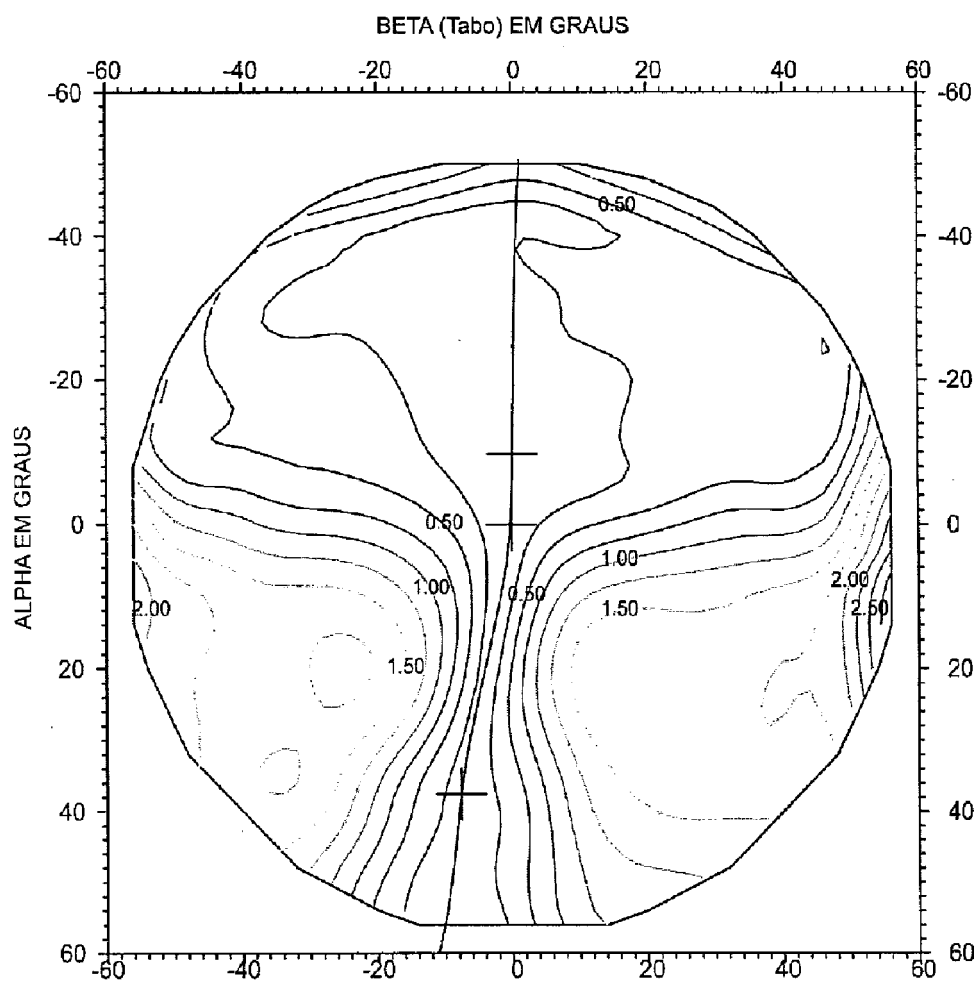
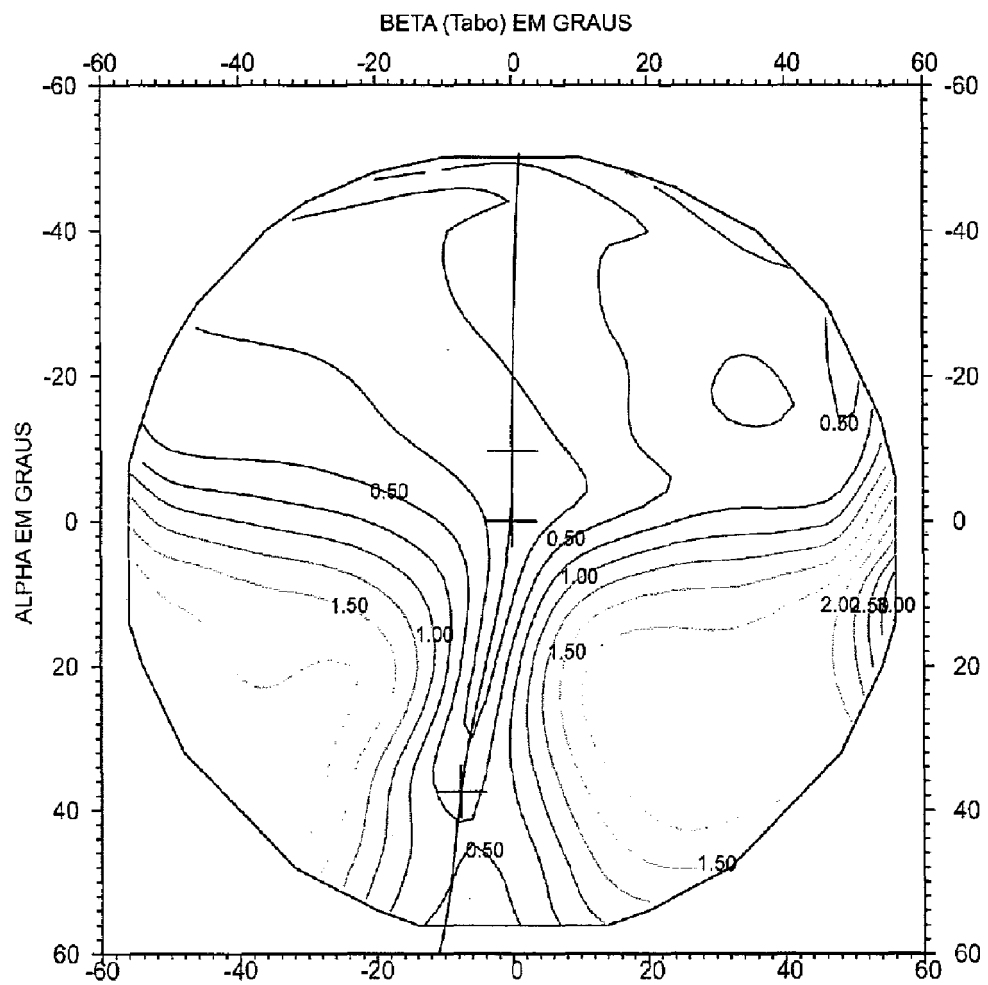


FIGURA 18

**FIGURA 19**

*FIGURA 20*

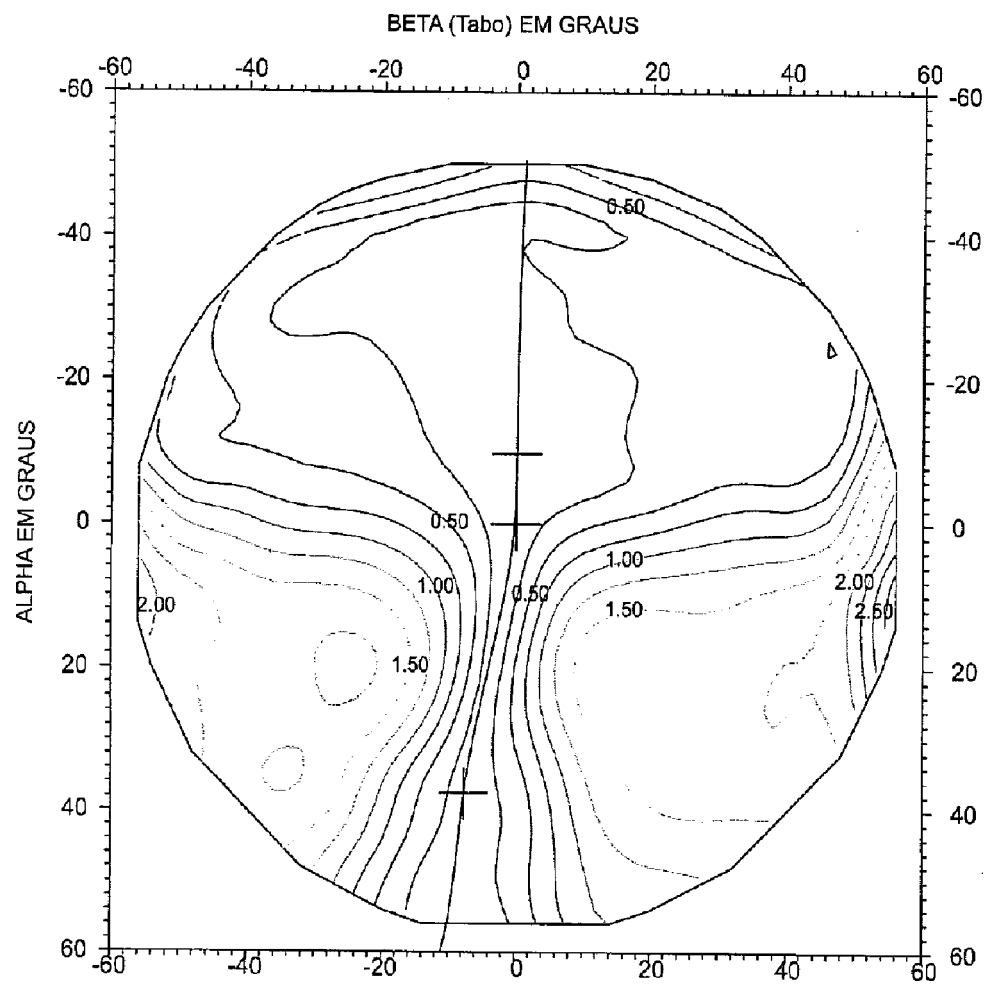
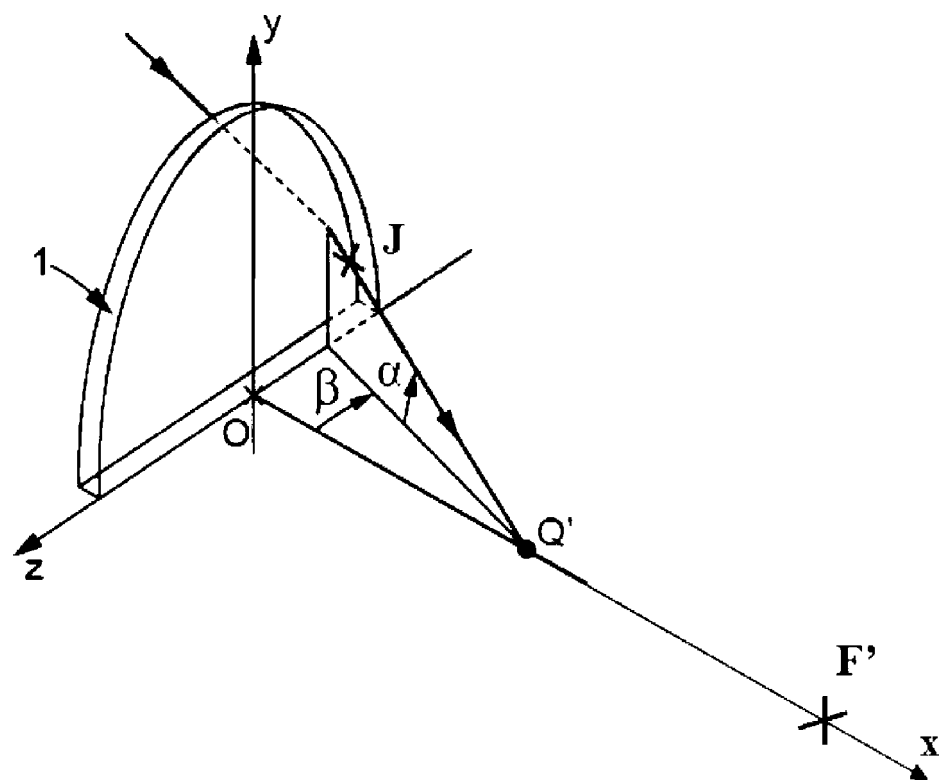


FIGURA 21

**FIGURA 22**

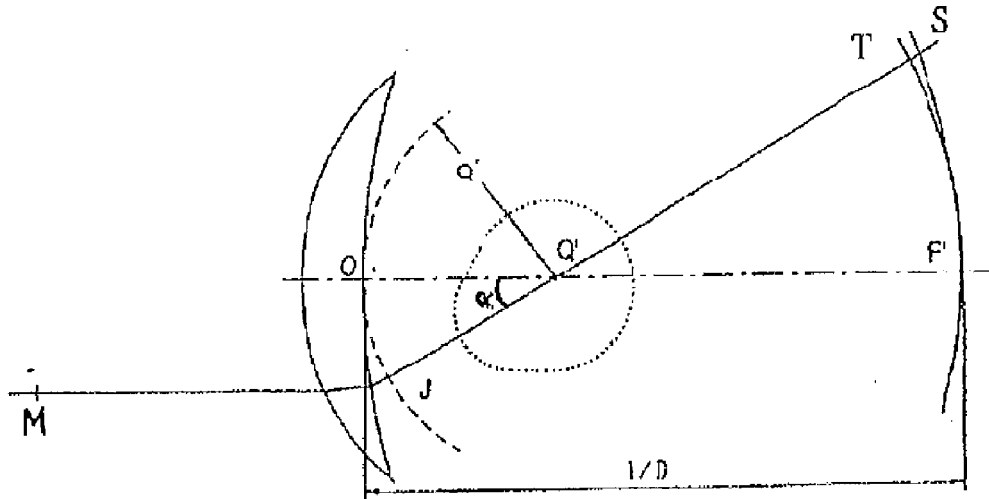


FIGURA 23

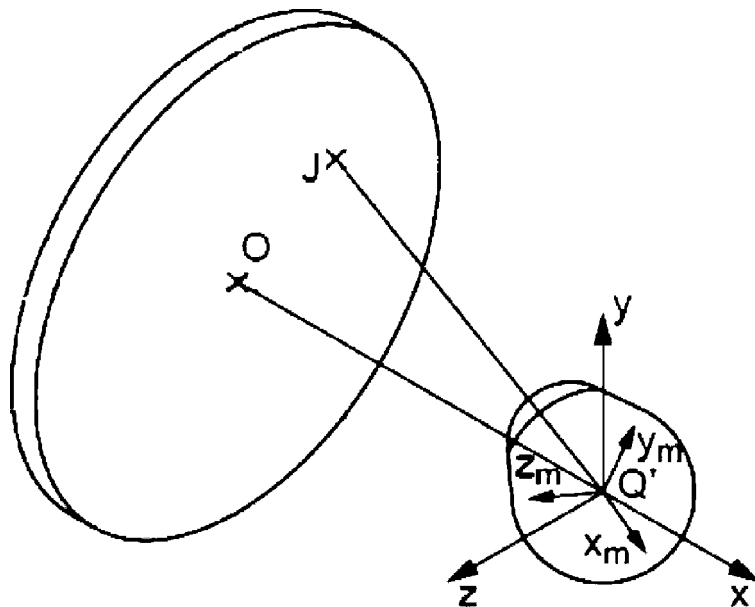


FIGURA 24