



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

(21) BR 112014009563-9 A2



(22) Data do Depósito: 22/10/2012

(43) Data da Publicação Nacional: 17/12/2019

(54) **Título:** APARELHO PARA MONITORAR UM OU MAIS PARÂMETROS DO OLHO

(51) **Int. Cl.:** A61B 3/107; A61B 3/113; A61F 9/007; A61B 3/10.

(30) **Prioridade Unionista:** 22/10/2011 EP 11186270.2.

(71) **Depositante(es):** ALCON PHARMACEUTICALS LTD..

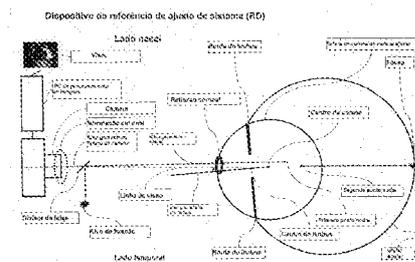
(72) **Inventor(es):** OLIVER KERSTING; MARTIN GRÜNDIG.

(86) **Pedido PCT:** PCT EP2012070848 de 22/10/2012

(87) **Publicação PCT:** WO 2013/057306 de 25/04/2013

(85) **Data da Fase Nacional:** 17/04/2014

(57) **Resumo:** APARELHO PARA MONITORAR UM OU MAIS PARÂMETROS DO OLHO Um aparelho para monitorar um ou mais parâmetros do olho de um paciente durante diversas sessões, que são temporariamente espaçadas separadas e entre as quais o olho do paciente pode ser movido, dito aparelho compreendendo: uma câmera para tomar uma ou mais imagens do olho; uma unidade de iluminação para iluminar um olho por meio de um padrão de luz conformado em anel para gerar reflexões corneais; dita unidade de iluminação sendo preferivelmente localizada de tal modo que o centro do anel é coaxial com o eixo geométrico óptico da câmera; um módulo para determinar durante uma primeira sessão a localização das reflexões corneais na imagem do olho; um módulo para determinar durante dita primeira sessão com base em dita localização determinada das reflexões corneais, pelo menos outro parâmetro do olho e suas coordenadas em um primeiro sistema de coordenadas baseado em um modelo geométrico que representa o olho como um globo ocular esférico que tem uma córnea conformada de maneira esférica montada sobre ele; um módulo para determinar, durante uma segunda sessão temporariamente espaçada de dita primeira sessão, dita localização de ditas reflexões corneais do olho e baseada nela dito (...).



“APARELHO PARA MONITORAR UM OU MAIS PARÂMETROS DO OLHO”

CAMPO DA INVENÇÃO

[0001] Esta invenção refere-se a um aparelho para monitorar um ou mais parâmetros do olho.

FUNDAMENTO DA INVENÇÃO

[0002] A invenção refere-se ao campo de oftalmologia, especificamente a diagnóstico ocular refrativo e cirurgia ocular. Para maior parte de tratamentos oculares refrativos:

(1) informação de diagnóstico de pré-cirurgia do olho do paciente é determinada para escolher o procedimento adequado (por exemplo, implante contra laser) e define as etapas individuais de tratamento (por exemplo, onde cortar ou como alinhar o implante),

(2) tratamento cirúrgico individual é realizado inserindo implantes corretivos de refração (por exemplo, IOLs, embutidos corneais) ou executando ações de cirurgia (por exemplo, cortar incisões e aplicar desenhos de tiro de laser) e

(3) informação de diagnóstico pós-cirurgia do olho do paciente que inclui ação de implante e/ou de cirurgia é determinada.

[0003] (1) e (3) são tipicamente realizados fora da sala de operação utilizando dispositivos de diagnóstico como cerátomo, topógrafo, analisador de frente de onda, dispositivos Scheimflug, interferômetro ou lâmpadas de fenda. (2) é tipicamente realizado na sala de operação utilizando um microscópio cirúrgico de finalidade genérica e ferramentas adequadas para suportar o trabalho manual de cirurgiões (por exemplo, facas, máquinas faco) ou utilizando dispositivos dedicados para automação parcial ou completa de etapas cirúrgicas (por exemplo, tratamento laser excímero refrativo, tratamento de catarata com laser).

[0004] Atualmente existe uma ampla faixa de dispositivos de

diagnóstico que medem propriedades do olho. Um topógrafo ou ceratômetro determina forma e curvatura da córnea do paciente (por exemplo, Zeiss Atlas), um dispositivo de frente de onda determina a refração completa da ótica do olho do paciente (por exemplo, Amo Wavefront Sciences (COAS)), um interferômetro mede o comprimento axial do globo ocular do paciente (por exemplo, Haag-Streit LenStar LS900), um dispositivo Scheimflug mede o lado frontal e o lado traseiro da refração corneal bem como a espessura (por exemplo Oculus Pentacam) e uma lâmpada de fenda fornece uma imagem frontal do olho do paciente para exame manual pelo médico.

[0005] Todas as abordagens de diagnóstico diferentes e dispositivos associados evoluíram para ferramentas precisas com uma repetitividade elevada por medições oculares e isoladas e portanto são aplicadas para exame pré-cirúrgico bem como pós-cirúrgico para verificar o resultado clínico.

[0006] Existem outras abordagens que aparecem no terreno da oftalmologia para medição intracirúrgica do olho. Uma ferramenta manual de ceratometria intracirúrgica (por exemplo, regulador astigmático por STORZ) pode ser utilizado para medir de maneira grosseira forma corneal e suas mudanças durante a cirurgia, um dispositivo de frente de onda intra- cirúrgico - em princípio - permite a determinação da potência requerida e astigmatismo de uma lente artificial depois da remoção da lente natural (por exemplo, Wavetech Orange). Todas as ferramentas de medição de refração intracirúrgica sofrem do momento de fazer a medição: o momento da cirurgia ocular. Propriedades intracirúrgicas no olho são mudadas comparadas à condição natural sem cirurgia. A pressão intraocular poderia ser mais elevada, a córnea poderia ser deformada devido a impactos mecânicos, a refração dos fluidos do olho mudada devido à troca parcial de fluidos, etc. Porém, independente desta desvantagem genérica, a repetitividade destes dispositivos em um momento em um olho específico é razoável.

[0007] Todos os dispositivos e ferramentas nomeados nesta sessão

acima têm em comum a disponibilidade de um sistema de coordenadas intradispositivo mais ou menos consistente (“consistente com dispositivo” que significa que a ferramenta ou dispositivo fornece a partir de um paciente X medido em um momento T em diversos momentos uma saída consistente), porém falta a todos um sistema de coordenadas consistente que cubra um processo completo (“consistente com processo”). Com um sistema de coordenadas consistente com processo cada etapa do processo (medição ou tratamento) onde o olho do paciente é adquirido visualmente, pode ser correspondido e transformado para um sistema de coordenadas de referência definido inicialmente.

[0008] Devido à falta de um sistema de coordenadas consistente com processo erros sistemáticos que ocorrem entre diferentes etapas são diretamente impactantes sobre o erro global do tratamento. Alguns exemplos:

a) Erro sentado para sentado: a prática corrente é fazer todas as medições de diagnóstico com a cabeça do paciente em uma posição vertical. A suposição de 99% de cirurgiões é que a gravidade mantém o olho na orientação exata para cada medição. Desta maneira, uma combinação de resultados de medição a partir de diferentes dispositivos pode facilmente ser realizada. Infelizmente esta suposição é errada. O olho pode girar até 7° de uma posição sentada para outra.

b) Erro de marcador: A prática corrente é a utilização de marcadores de tinta ou ferramentas marcadores de tinta para marcar eixos geométricos ou posições sobre a córnea ou a borda do limbus. A precisão para utilizar marcadores de tinta é limitada devido à dimensão do marcador (por exemplo, pode ser um marcador espesso de 5°), o sistema de coordenadas desconhecido enquanto o cirurgião está fazendo a marcação (ver a)), bem como a precisão em ler um marcador. Os erros podem facilmente se adicionar até 6°, ou mais.

c) Erro dos cirurgiões. Até agora, por exemplo, o cirurgião de

catarata está fazendo a maior parte das etapas de cirurgia que requerem precisão especial de maneira completamente manual. Eles posicionam incisões ou alinham implantes com base nas marcações que eles fizeram anteriormente. Além do erro do marcador, a precisão mecânica dos dedos do cirurgião precisa ser levada em consideração.

d) Erro de implante: Dependendo do tipo de implante, diferentes movimentos do implante pós-cirurgia têm possibilidade de ocorrer. Por exemplo, projetos de IOLs tóricos anteriores tendem a mover de maneira pós-operacionalmente até 10° com base na avaliação da lâmpada de fenda.

[0009] Orientações derivadas, nomogramas ou novos projetos de implante e projetos de ferramenta a partir do resultado clínico global, uma separação de diferentes influências de erros sistemáticos como a) -d) poderiam não ser determinados ou distinguidos.

[00010] Com a elevada complexidade ótica de implantes de última geração ou sistemas laser de última geração, esta demanda por mais precisão de diagnóstico e cirurgia já está presente, porém, com ferramentas existentes apenas termos globais podem ser determinados, porém nenhuma propagação de erro que apresenta cada etapa de diagnóstico isolada ou etapa de cirurgia.

SUMÁRIO DA INVENÇÃO

[00011] Tendo em vista a situação precedente, de acordo com uma forma de realização é fornecido um sistema de coordenadas consistente com processo e cada etapa de processo (medição ou tratamento) onde o olho do paciente é visualmente adquirido, pode ser correspondido e transformado para um sistema de coordenadas de referência definido inicialmente. Isto supera as desvantagens da falta de um sistema de coordenadas de processo coerente durante diversas sessões que podem compreender pré-cirurgia, cirurgia e pós-cirurgia.

[00012] De acordo com uma forma de realização, é fornecido um aparelho para monitorar um ou mais parâmetros do olho de um paciente

durante diversas sessões que são temporariamente espaçadas separadas e entre as quais o olho do paciente pode ser movido, dito aparelho compreendendo:

uma câmera para fazer uma ou mais imagens do olho;

uma unidade de iluminação para iluminar o olho por meio de um padrão de luz conformado em anel para gerar reflexões corneais, dita unidade de iluminação sendo preferivelmente localizada de tal modo que o centro do anel é coaxial com eixo geométrico óptico da câmera;

um módulo para determinar durante uma primeira sessão a localização das reflexões corneais na imagem do olho;

um módulo para determinar durante dita primeira sessão com base em dita localização determinada das reflexões corneais pelo menos outro parâmetro do olho e suas coordenadas em um primeiro sistema de coordenadas baseado em um modelo geométrico que representa o olho como um globo ocular esférico que tem uma córnea conformada de maneira esférica montada sobre ele;

um módulo para determinar durante uma segunda sessão temporariamente espaçada separada de dita primeira sessão, dita localização de ditas reflexões corneais olho e baseada nela dito outro parâmetro ocular e suas coordenadas em um sistema de coordenadas;

um módulo para determinar o movimento ocular em seis graus de liberdade entre a dita primeira e dita segunda sessão e para determinar uma transformação de coordenadas baseada nele;

um módulo para transformar com base em dito movimento ocular determinado, dito outro parâmetro ocular e suas coordenadas a partir de dito primeiro sistema de coordenadas para dito segundo sistema de coordenadas;

um módulo para quantificar e/ou visualizar a mudança em dito outro parâmetro ocular entre dita primeira e dita segunda sessão com base em dito outro parâmetro e suas coordenadas medidas durante dita segunda sessão

e dito para parâmetro transformado e suas coordenadas medidas durante dita primeira sessão.

[00013] Tal arranjo permite monitorar parâmetros oculares que são determinados com base nas reflexões corneais mesmo durante diversas sessões que são temporariamente espaçadas separadas.

[00014] De acordo com uma forma de realização, dito pelo menos outro parâmetro é determinado com base em um modelo de olho que representa uma localização do olho por meio de um globo ocular esférico e com uma córnea montada sobre ele que tem uma forma esférica ou a forma de um elipsóide para com isto possibilitar o cálculo de dito pelo menos outro parâmetro utilizando a localização medida de ditas reflexões corneais e dito modelo do olho.

[00015] Isto possibilita determinação de parâmetros oculares que não são diretamente mensuráveis, mas que podem ser determinados utilizando o modelo de olho e que podem ser então monitorados com o tempo.

[00016] De acordo com uma forma de realização, dito pelo menos outro parâmetro ocular compreende um ou mais dos seguintes:

- a) leituras-K que definem a forma da córnea em termos de parâmetros de elipsóide de rotação;
- b) a linha de visão como a linha que conecta o centro da pupila e um ponto de fixação de localização conhecida;
- c) a profundidade da câmara corneal;
- d) o eixo geométrico visual do olho;
- e) a determinação se o olho é o olho esquerdo ou o olho direito.

[00017] Estes são exemplos de outros parâmetros oculares que são de interesse para serem monitorados mesmo durante sessões que são temporariamente espaçadas separadas e entre as quais um movimento do olho ocorreu, o qual é então compensado pela abordagem proposta.

[00018] De acordo com uma forma de realização, dito módulo para

quantificar e/ou exibir a mudança de dito outro parâmetro ocular compreender:

um módulo para exibir dito outro parâmetro medido durante dita segunda sessão e dito parâmetro transformado medido durante dita primeira sessão na imagem do olho tomada durante dita segunda sessão, e/ou

um módulo para calcular a diferença entre dito outro parâmetro medido durante dita segunda sessão e dito parâmetro transformado medido durante dita primeira sessão e para visualizar dita diferença em dita imagem do olho tomada durante dita segunda sessão.

[00019] Isto possibilita a comparação do desenvolvimento de um parâmetro ocular com o tempo, por exemplo, comparando uma mudança pós-cirúrgica com a situação durante cirurgia ou comparando dois diferentes momentos pós-cirúrgicos no tempo, enquanto o movimento do olho entre as duas medições é compensado. O parâmetro ocular como determinado nos dois casos de tempo, pode ser diretamente visualizado exibindo-o na imagem com o movimento do olho sendo compensado, ou pode ser calculada uma diferença (como uma diferença em parâmetros x- y- ou rotação) e apenas a diferença sendo exibida na imagem.

[00020] De acordo com uma forma de realização, dito pelo menos outro parâmetro ocular compreende as leituras-k que são medidas determinando uma elipse de melhor ajuste às reflexões corneais e determinando o eixo geométrico maior, o eixo geométrico menor e a orientação da elipse.

[00021] Isto possibilita determinação de astigmatismo que inclui o comprimento do eixo geométrico inclinado e plano da córnea bem como orientação do astigmatismo. O diâmetro da esfera da córnea de melhor ajuste pode ser aproximado pela média dos eixos geométricos plano e inclinado.

[00022] De acordo com uma forma de realização, dito aparelho ainda compreende um alvo de fixação em coordenadas conhecidas, preferivelmente

no eixo geométrico óptico da câmara, e dito pelo menos outro parâmetro ocular compreende o eixo geométrico visual que é determinado como vetor que conecta o centro da córnea e o alvo de fixação conhecido, onde o centro da córnea é determinado com base na localização das reflexões corneais.

[00023] Isto possibilita determinação do eixo geométrico visual.

[00024] De acordo com uma forma de realização, dito pelo menos outro parâmetro ocular compreende o ângulo capa entre o eixo geométrico visual e o eixo geométrico da pupila, ou

dito outro parâmetro é o ponto de interseção entre o eixo geométrico visual e a superfície da córnea, onde o raio da córnea é determinado com base na localização de ditas reflexões corneais.

[00025] Isto permite a determinação de outros parâmetros que são de interesse para o cirurgião.

[00026] De acordo com uma forma de realização, dito pelo menos outro parâmetro ocular compreende a profundidade da câmara anterior que é determinada com base na determinação do raio do limbus RI e admitindo-o como um círculo de latitude sobre a esfera da córnea de melhor ajuste com raio Rc que é determinado com base nas reflexões corneais de luz de tal modo que a profundidade da câmara corneal CD é derivada por meio de:

$$CD = Rc - \sqrt{Rc^2 - RI^2}.$$

[00027] A profundidade da câmara anterior é uma informação interessante para o cirurgião.

[00028] De acordo com uma forma de realização, dito pelo menos outro parâmetro ocular compreende a linha de visão que é determinada como o vetor que conecta o centro da pupila e dito ponto de fixação de localização conhecida, com a coordenada-z do centro da pupila sendo determinada com base em uma distância conhecida entre a câmara e o olho e as coordenadas x- e y- da pupila sendo determinadas com base na medição da localização da pupila na imagem, e/ou

dito pelo menos outro parâmetro ocular compreende o eixo geométrico pupilar que é a linha que vai através do centro da pupila e que é ortogonal à superfície da córnea.

[00029] Linha de visão e eixo geométrico pupilar podem ser determinados desta maneira.

[00030] De acordo com uma forma de realização, dito pelo menos outro parâmetro ocular compreende a determinação de se o centro do limbus ou o centro da córnea está mais perto do eixo geométrico óptico da câmara quando o paciente fixa um ponto de fixação conhecido que se situa no eixo geométrico óptico da câmara.

[00031] Isto possibilita determinação de se o olho é o olho esquerdo ou o olho direito. Pode ser utilizado como um mecanismo de salvaguarda para impedir que a cirurgia ou o diagnóstico que está sendo realizado no olho errado.

[00032] De acordo com uma forma de realização, dita primeira sessão é uma sessão de pré-cirurgia e dita segunda sessão é uma sessão de intracirurgia ou uma sessão de pós-cirurgia, ou

dita primeira sessão é uma sessão de intracirurgia e dita segunda sessão é uma sessão de pós-cirurgia, ou

dita primeira sessão é uma sessão de pós-cirurgia e dita segunda sessão é outra sessão de pós-cirurgia realizada em um tempo posterior.

[00033] Estes são exemplos adequados de sessões em diferentes momentos no tempo, para os quais os parâmetros oculares podem ser comparados enquanto compensando pelo movimento ocular entre as sessões.

[00034] De acordo com uma forma de realização, o aparelho ainda compreende:

um módulo para medir e registrar dito pelo menos outro parâmetro ocular durante diversas sessões com o tempo para registrar a

mudança de dito pelo menos outro parâmetro ocular com o tempo.

[00035] Isto possibilita o registro e monitoramento do desenvolvimento de outros parâmetros oculares e com isto do resultado cirúrgico ou impacto durante um período de tempo arbitrariamente longo em um sistema de coordenadas consistente que compensa o movimento ocular. Desta maneira, por exemplo, estudos relativos ao sucesso ou falha de longo prazo de técnicas cirúrgicas podem ser realizados, o que até aqui não é possível.

[00036] De acordo com uma forma de realização, dito pelo menos outro parâmetro compreende um parâmetro relacionado a cirurgia ou implante que compreende um ou mais do que segue:

a posição e/ou orientação de um implante no olho, e/ou
a localização e/ou o contorno das incisões corneal ou limbal ou

escleral

a localização e/ou contorno do rompimento;
e/ou a superposição entre o rompimento e a lente implantada.

[00037] Tal arranjo permite monitorar parâmetros cirúrgicos mesmo depois que a cirurgia tenha sido realizada, para verificar se houve qualquer mudança temporal dos parâmetros cirúrgicos como parâmetros oculares relacionados a implante ou a localização ou contorno de incisões. Isto é uma informação de diagnóstico importante para monitorar o sucesso ou falha de cirurgia durante a fase pós-cirúrgica.

[00038] De acordo com uma forma de realização, o aparelho ainda compreende:

um módulo para visualizar uma combinação arbitrária de dito pelo menos um ou mais outros parâmetros oculares determinados durante dita primeira sessão, e uma combinação arbitrária possivelmente diferente de dito pelo menos um ou mais outros parâmetros oculares, determinada durante dita segunda sessão na mesma imagem, tal que o movimento ocular entre dita primeira e segunda sessão é compensado.

[00039] Isto permite a visualização de quaisquer parâmetros cirúrgicos ou outros, em qualquer combinação que seja de interesse, enquanto compensando pelo movimento ocular entre diferentes sessões.

DESCRIÇÃO DOS DESENHOS

[00040] As figuras 1 até 15 ilustram forma de realização da invenção.

DESCRIÇÃO DETALHADA

[00041] De acordo com uma forma de realização, é fornecido um aparelho que possibilita uma solução para monitorar propriedades oculares relacionadas à cirurgia ocular com o tempo entre quaisquer duas seguintes:

- pré-cirurgia
- intracirurgia
- pós-cirurgia

[00042] No que segue, serão referidas a propriedades oculares espaciais e refrativas como “parâmetros oculares”.

[00043] Para medições de intracirurgia a solução de acordo com uma forma de realização requer uma câmera microscópio que é conectada a um PC.

[00044] Para medições pré e pós-cirurgia de acordo com uma forma de realização, a solução descrita que utiliza um aparelho específico, daqui em diante chamado um Dispositivo de Referência (RD) que consiste de um PC conectado a uma câmera digital e um sistema de iluminação em uma mesa transversal que permite capturar uma imagem colorida de alta resolução de um olho de paciente em uma posição definida. O aparelho de acordo com uma forma de realização e sua utilização em conexão com um olho está ilustrado de maneira esquemática na figura 1.

[00045] O sistema de iluminação do RD gera um padrão de iluminação conformado em anel e pode, por exemplo, consistir de um anel concêntrico de LEDs ao redor do eixo geométrico óptico da câmera e um LED de fixação que é injetado no eixo geométrico óptico da câmera. Preferivelmente o anel

de LEDs é coaxial com o eixo geométrico óptico da câmera e o eixo geométrico óptico da câmera é ortogonal à área do anel.

[00046] As imagens adquiridas são processadas no PC e podem ser utilizadas para medir automaticamente ou manualmente quaisquer parâmetros oculares absolutos quando eles estão no momento de aquisição de imagem, ou mudanças de parâmetros oculares em relação à imagem de referência de uma sessão de medição precedente.

[00047] De acordo com uma forma de realização, o aparelho permite determinar a relação espacial dos parâmetros medidos um em relação ao outro dentro e entre sessões de medição, medindo ativamente como um olho moveu em seis graus de liberdade entre duas sessões de medição.

[00048] O movimento ocular em seis graus de liberdade é, de acordo com uma forma de realização, medido com base em registro de aspectos de vaso sanguíneo escleral ou limbus, aspectos de íris e reflexões corneais de um sistema de iluminação definido entre duas sessões.

[00049] Uma medição de referência inicial (usualmente pré-cirurgia, porém pós-cirurgia também é possível) serve como um sistema de coordenadas de referência para todas as sessões de medição subsequentes, pré ou pós-cirurgia do mesmo olho.

[00050] Todos os parâmetros medidos em sessões subsequentes podem ser transformados para o sistema de coordenadas de referência, ou vice-versa, aplicando uma transformação de similaridade espacial que considera o movimento ocular entre a medição corrente e a medição de referência. Uma vez transformados para o sistema de coordenadas de referência, os parâmetros a partir de diferentes medições podem ser comparados e a influência do movimento ocular é eliminada.

[00051] Esta abordagem é utilizada em uma forma de realização para analisar parâmetros como a posição e orientação de implantes oculares (por exemplo, IOLs no olho). Desta maneira pode ser monitorado quão estável o

implante está localizado e orientado no olho com o tempo, sem ser limitado em precisão para quantidade de movimento ocular entre sessões de medição.

[00052] Parâmetros oculares típicos que podem ser medidos com o RD em uma sessão de medição de referência pré-cirurgia são:

- 1) Posição de pupila, forma e dimensão (fotópica, escotópica, mesópica)
- 2) Posição, forma e dimensão do limbus
- 3) Leituras-k
- 4) Linha de visão (LOS)
- 5) Aproximação de profundidade de câmara corneal
- 6) Interseção de LOS com superfície da córnea e ângulo capa
- 7) Classificação OD/OS

[00053] Estes parâmetros oculares podem ser medidos em uma sessão de pré-cirurgia e então mais tarde em uma sessão de intracirurgia ou pós-cirurgia, e sua mudança ou desenvolvimento com o tempo pode então ser determinada e visualizada.

[00054] O movimento ocular que então possibilita a transformação dos parâmetros oculares de uma sessão para outra, de acordo com uma forma de realização, é determinado medindo o seguinte:

- 8) Movimento ocular relativo em relação à medição de referência medindo:
 - a) translações relativas em X e Y
 - b) translação relativa em Z
 - c) ciclotorção relativa ao redor do eixo geométrico Z.
 - d) rolamento e inclinação relativas (ao redor de eixo geométricos X e Y)

[00055] Outros parâmetros que se relacionam à cirurgia oftálmica e à colocação de implantes também podem ser medidos.

[00056] Em uma sessão de medição (subsequente) intra ou pós-

cirurgia os seguintes parâmetros oculares podem ser medidos em adição a, ou ao invés dos parâmetros oculares anteriormente mencionados:

- 9) Orientação e posição de implantes no olho
 - a) Localização de marcações do implante no olho (marcações tóricas ou anéis multifocais)
 - b) Orientação rotacional de implantes
 - c) Rolamento e inclinação de implantes
 - d) Contorno de implante
 - e) Posição XY do centro do implante
 - f) Localização do implante tátil (háptico) no olho

[00057] Além disto, outro tipo de parâmetros que são também relacionados a implantes podem ser medidos, a saber:

- 10) O rompimento no saco capsular, especificamente
 - a) Contorno
 - b) Diâmetro
 - c) Posição XY no olho
 - d) Superposição com lente

[00058] Em um caso alternativo o RD contém um ajuste adicional de Scheimpflug ou interferômetro que permite medir dentro da córnea e tecido da lente. Em um tal ajuste, em adição aos parâmetros mencionados acima, incisões corneais podem ser medidas em termos de localização no olho, largura e profundidade, bem como a distância do implante para a córnea.

[00059] Em um segundo caso alternativo, o RD também contém uma iluminação de anel plácido que permite analisar a topografia da córnea. Em tal ajuste as mudanças exatas em topografia corneal, por exemplo, antes e depois de tratamento laser LASIK podem ser acessadas. Aplicando a transformação de similaridade espacial aos dados de topografia é possível assegurar que os dados de topografia são corretamente alinhados e mudanças na topografia da córnea estão sendo calculadas de maneira correta.

[00060] Em um terceiro caso alternativo o RD também contém um analisador de frente de onda (Hartmann-Shack-Sensor) que permite analisar a refração completa do olho.

[00061] Em ainda outro caso alternativo, um registro da imagem a partir do RD é realizado para outros dispositivos de diagnóstico ocular dedicados, que permite transformar os parâmetros dedicados medidos por estes dispositivos para o sistema de coordenadas de referência fornecido pelo RD. Neste caso, mudanças nestes parâmetros oculares espaciais adicionais podem também ser monitorados com o tempo no sistema de coordenadas de referência consistente fornecido pelo RD.

[00062] No que segue, forma de realização de um aparelho de acordo com a invenção (um dispositivo de referência) serão descritas e suas operação e função serão explicadas.

[00063] A funcionalidade principal do aparelho de acordo com uma forma de realização é para:

- medir diversos parâmetros oculares ou conjuntos de parâmetros em diferentes sessões de medição.
- determinar o movimento ocular entre as sessões de medição
- aplicar uma transformação de similaridade espacial para transformar cada parâmetro ocular ou conjunto de parâmetros para o sistema de coordenadas de referência definido pela medição de referência inicial.
- quantificar e exibir mudanças em parâmetros oculares ou em conjuntos de parâmetros oculares entre as sessões de medição pré, intra e pós-cirurgia.
- quantificar e exibir diferenças entre resultado de plano de cirurgia e pós-cirurgia. .

[00064] Os parâmetros oculares em uma forma de realização são medidos combinando processamento de imagem com um modelo ocular

genérico. Por exemplo, de acordo com uma forma de realização, o modelo representa o globo ocular como uma esfera com a córnea sendo também esférica (ou em uma forma de realização tendo uma forma de elipsóide) que é montada sobre ela. Utilizar tal modelo de olho permite medir indiretamente propriedades como a profundidade da câmara corneal que não é diretamente visível na imagem.

[00065] Agora será explicado como, de acordo com as forma de realização, parâmetros oculares são determinados, os quais podem então ser transformados de uma sessão para outra utilizando o movimento ocular detectado.

1. Posição forma e dimensão de pupila (fotópica, escotópica e mesópica)

Detecção de pupila é uma tarefa clássica de processamento de imagem. Uma abordagem clássica baseada em limiar é utilizada aqui. Variando a intensidade de iluminação a pupila do paciente pode ser trazida para uma condição fotópica, escotópica e mesópica (mudanças de dimensão da pupila).

2. Posição forma e dimensão do limbus

Similar à detecção da pupila, uma abordagem padrão que utiliza detecção de borda limbal e um ajuste circular é utilizada aqui.

3. Leituras-k

As leituras-k definem a forma da córnea em termos de parâmetros de elipsóide de revolução como eixo geométrico menor (eixo geométrico inclinado em oftalmologia) e eixo geométrico maior (eixo geométrico plano em oftalmologia) e orientação de eixo geométrico. Também aqui em uma forma de realização uma abordagem de ceratometria bem conhecida está sendo aplicada detectando as reflexões corneais do anel coaxial de LEDs do RD. A elipse de melhor ajuste nestas reflexões fornece os parâmetros das leituras-k.

4. Linha de visão (LOS)

A linha de visão conecta o ponto de fixação com o centro da pupila na entrada do olho. O RD faz uma imagem a partir de uma distância definida Z_p até o olho. Projetar a geometria de formação de imagem da câmara é bem conhecido, bem como a posição do alvo de fixação em relação ao centro de projeção da câmara. A pupila pode, portanto ser medida em três dimensões com suas coordenadas X_p , Y_p e Z_p . O terceiro vetor que conecta a pupila de entrada e o alvo de fixação fornece a LOS. Isto está ilustrado de maneira esquemática na figura 2.

5. Aproximação da profundidade da câmara corneal

O raio R_c da esfera de melhor ajuste que se assemelha à superfície da córnea é a média dos eixos geométricos plano e inclinado como determinado a partir das leituras-k. Admitindo o limbus com raio R_l ser um círculo de latitude na esfera da córnea de melhor ajuste com raio R_c , uma aproximação da profundidade da câmara corneal CD pode ser derivada por: $CD = R_c - \sqrt{R_c^2 - R_l^2}$. Isto está ilustrado de maneira esquemática na figura 3.

6. Interseção de LOS ou eixo geométrico visual com superfície da córnea

A interseção é um ponto de referência válido para implantar embutidos corneais e para centralizar tratamentos laser. Ela pode ser aproximada interceptando a esfera de córnea de melhor ajuste com a LOS.

As coordenadas laterais no centro desta esfera X_c e Y_c são bem aproximadas pelo centro das reflexões corneais do anel de LEDs. A coordenada Z do centro da esfera é modelada por $Z_c = Z_p - CD + R_c$.

Utilizando simples álgebra vetorial, a interseção entre a LOS e a esfera definida pelo seu centro $[X_c, Y_c, Z_c]$ e seu raio R_c podem ser calculados.

Implicitamente esta interseção é também uma representação para o muitas vezes citado ângulo capa ou λ . Na literatura o ângulo capa

é referido como o ângulo entre o eixo geométrico visual (VA, ver definição na seção abaixo) e o eixo geométrico pupilar (PA) que conecta o centro da pupila $[X_p, Y_p, Z_p]$ ao centro da córnea $[X_c, Y_c, Z_c]$. O PA é, portanto uma normal a superfície da córnea. Isto e sua determinação estão ilustrados na figura 4. A determinação do PA pode, em uma forma de realização, ser realizada como a seguir:

1. Detectar o centro da pupila em imagem para obter XY da pupila
2. Detectar reflexões corneais
3. Calcular o centro da córnea XYZ e o raio da córnea a partir de CRs
4. Detectar dimensão do limbus em imagem
5. Utilizar dimensão do limbus e raio da córnea para calcular profundidade da câmara anterior
6. Utilizar profundidade da câmara anterior e centro da córnea XYZ para calcular a pupila Z.
7. PA é vetor através da pupila XYZ e centro da córnea XYZ.

Uma vez que uma medição objetiva da VA não é trivial muitas vezes com a LOS utilizada ao invés disto, sua determinação já foi descrita acima. O ângulo entre PA e LOS é referido como o ângulo lambda na literatura (ver figura 5). Em termos práticos lambda é igual a capa (até $0,2^\circ$).

Contudo, de acordo com uma forma de realização, o eixo geométrico visual real pode ser determinado. Para esta finalidade é em uma forma de realização assumido que o centro da córnea corresponde com o primeiro ponto nodal. Então o eixo geométrico visual pode ser determinado como a linha que conecta o ponto de fixação e o centro da córnea. Isto está ilustrado na figura 6i. A figura 7 então ilustra a determinação do ângulo capa. A determinação em uma forma de realização pode ser realizada utilizando as seguintes etapas:

1. Detectar reflexões corneais
2. Calcular o centro da córnea XYZ e o raio da córnea a partir de CRs
3. Utilizar modelo de suposição centro da córnea = primeiro ponto nodal
4. Utilizar dadas coordenadas XYZ de alvo de fixação
5. VA é vetor através de primeiro ponto nodal XYZ e alvo de fixação XYZ.
7. Classificação OD/OS

Outro parâmetro que pode ser derivado de imagens adquiridas com o RD é se a imagem corrente mostra um olho esquerdo ou um olho direito. Este parâmetro é bastante interessante para finalidades de usabilidade e prevenção de erro grosseiro. É bem conhecido na literatura que o eixo geométrico visual VA (raio de luz que conecta o ponto de fixação com a fóvea através do primeiro e segundo pontos nodais do olho tem uma inclinação no sentido do lado nasal comparada com o eixo geométrico óptico do olho (OAE) (ver imagem abaixo). O ângulo entre o OAE e o VA é referido como o ângulo ALPHA na literatura, e tem uma magnitude de aproximadamente 5°. O OAE a linha de melhor ajuste através dos centros de curvatura das esferas de melhor ajuste para as superfícies refrativas do olho. As superfícies refrativas são superfície frontal e traseira da córnea e a superfície frontal e traseira da lente. Centralizando o olho do paciente na imagem da câmara e pedindo ao paciente para fixar no alvo, o paciente grosseiramente alinha o VA ao eixo geométrico óptico da câmara (OAC). Daí o OAE tem um ângulo de aproximadamente 5° com o OAC. O centro das reflexões corneais se assemelha a uma aproximação muito boa da posição da imagem do centro da córnea que, por definição do OAE se situa sobre ou muito próximo do OAE.

Um novo aspecto utilizado nesta forma de realização é que um

eixo geométrico que conecta o centro do limbus e o centro da córnea, que será referido como eixo geométrico do limbus (LA), também fornece uma referência muito confiável e estável para quantificar a inclinação do VA no sentido do lado nasal. A classificação OD/OS baseada no centro da córnea e no centro do limbus é confiável, uma vez que:

- o paciente está fixando e alinha o VA ao OAC.
- Ambos, o centro da córnea e o centro do limbus se situam sobre o LA e muito próximo do OAE.
- O centro do limbus é sempre mais próximo da câmara do que o centro da córnea.
- O VA aponta para o lado nasal.

Isto está ilustrado na figura 8.

Segue-se que na imagem da câmara o centro da córnea aparece à esquerda do centro do limbus para o olho esquerdo e a direita do centro do limbus para o olho direito. Isto está ilustrado na figura 9.

[00066] No que segue será explicado em algum detalhe a mais como, de acordo com uma forma de realização, o movimento do olho é medido e a transformação de coordenadas é determinada.

[00067] De acordo com uma forma de realização, é determinado o movimento relativo do olho em relação à medição de referência em seis graus de liberdade. Isto é a base para o enlace entre medições tomadas durante diferentes sessões de medição, que podem ser separadas por minutos, dias, meses ou anos, e podem ser realizadas em diferentes dispositivos de diagnóstico. A US 7.600.873 B2 ensina como utilizar aspectos do olho como vasos sanguíneos da esclera, pupila, limbus, Iris e/ou reflexões corneais para recuperar movimento ocular em seis graus de liberdade.

[00068] Os seis parâmetros recuperados (translações em XYZ, e rotações ao redor dos eixos geométricos X, Y e Z) descrevem uma transformação - uma transformação de similaridade espacial que pode ser

aplicada a quaisquer coordenadas derivadas sobre o olho ou no olho. Em uma forma de realização é utilizado o mesmo aspecto baseado em abordagem como descrita na US 7.600.873 B2.

[00069] No que precede foram descritas forma de realização onde parâmetros oculares que se relacionam à forma ou localização do olho ou suas propriedades óticas são determinados utilizando uma imagem do olho e de reflexões corneais de uma fonte de iluminação conformada em anel e modelo de olho que representa o próprio olho por meio de um modelo geométrico. Em adição às reflexões corneais que são diretamente determinadas, um ou mais de tais outros parâmetros oculares são determinados utilizando o modelo de olho: o ajuste determinado da câmera, a fonte de iluminação e em algumas forma de realização também compreende um ponto de fixação conhecido. Estes parâmetros são determinados durante diversas sessões para monitorar e registrar a mudança destes parâmetros com o tempo entre diferentes sessões utilizando uma transformação de coordenadas que é baseada na determinação do movimento ocular em seis dimensões. Deveria ser observado que “os outros parâmetros do olho” descritos podem ser medidos isolados ou em uma combinação arbitrária, em uma sessão de medição.

[00070] Agora novas formas de realização serão descritas, nas quais outros parâmetros oculares cirúrgicos, por exemplo, parâmetros oculares que se relacionam a implante são determinados, tais como, por exemplo, orientação e/ou posição de implantes. Estes parâmetros podem ser medidos em adição aos “outros parâmetros oculares” descritos antes, ou podem ser medidos isolados ou alternativamente a eles durante uma sessão, Como com os “outros parâmetros oculares” descritos antes estes parâmetros relacionados a implante medidos durante diversas sessões que são espaçadas temporariamente entre as quais o paciente - e o olho - tipicamente moveu. Também para estes parâmetros relacionados a implante, o movimento do olho entre diferentes sessões em seis graus de liberdade é determinado para obter

uma transformação que possibilita a transformação dos parâmetros medidos para um sistema de coordenadas consistente, que é consistente durante as diversas sessões. Isto possibilita então a comparar e monitorar como estes parâmetros relacionados com implante mudam com o tempo, o que é uma informação muito importante para o médico. Para esta finalidade, estes parâmetros podem ser comparados com seus parâmetros relacionados a implante correspondentes como determinados em sessões precedentes, ou com os “outros” parâmetros relacionados sem implante. Os parâmetros de diferentes sessões (aqueles relacionados sem implante, aqueles relacionados a implante, e/ou qualquer combinação de ambos deles) que devem ser comparados, podem ser visualizados dentro da mesma imagem utilizando a transformação de coordenadas obtida pela determinação do movimento ocular que possibilita ao médico julgar o desenvolvimento destes parâmetros com o tempo em um sistema de coordenadas consistente que compensa ou elimina o efeito do movimento do olho entre diferentes sessões.

[00071] Outros parâmetros oculares cirúrgicos que podem ser determinados são, por exemplo, localização e/ou contorno de incisões corneais, ou limbais ou esclerais. Estes parâmetros podem ter uma relação com um implante e podem, portanto, em algumas formas de realização, ser parâmetros relacionados à implantação, contudo existem também técnicas cirúrgicas como, por exemplo, a LRI (incisão de relaxação de limbus) onde incisões são feitas sem um implante ser colocado. Para tais técnicas cirúrgicas os parâmetros relevantes como a localização e/ou contorno de incisões corneais, limbais ou esclerais podem ser determinados durante diversas sessões.

[00072] Nas formas de realização que seguem será descrito onde parâmetros oculares relacionados a implante são determinados. Os parâmetros oculares relacionados a implante podem, em uma forma de realização, pertencer a uma de duas categorias, a primeira sendo a posição e/ou

orientação de um implante no olho, e a segunda sendo relacionada à posição e/ou orientação do rompimento.

[00073] Ambos podem também ser combinados, por exemplo, a posição do rompimento e a localização ou forma de um implante de lente.

[00074] No que segue, algumas formas de realização serão descritas em mais detalhe.

[00075] Primeiro algumas formas de realização que medem a orientação e/ou posição de implantes no olho serão descritas.

a) Localização das marcações de implanta no olho (marcações tóricas ou marcações multifocais)

Diferentes implantes oculares como IOLs tóricos ou IOLs multifocais têm marcadores distintos. De acordo com uma forma de realização, estes marcadores são detectados de maneira automática utilizando técnicas de processamento de imagem, por exemplo, detecção de borda e/ou detecção de aspecto baseada em gabarito. Desta maneira, basicamente qualquer aspecto feito pelo homem sobre ou em um embutido ou implante pode ser detectado e sua posição lateral no olho pode ser monitorada com o tempo.

No caso de IOLs tóricos, por exemplo, as marcações mostram ou o eixo geométrico inclinado ou o eixo geométrico plano da lente tórica e são utilizados pelos cirurgiões para alinhar de maneira precisa a lente no olho. Em caso de IOLs multifocais, anéis concêntricos na lente são visíveis, os quais são utilizados pelo cirurgião para posicionar lateralmente a lente. A figura 10 ilustra estas marcações e sua determinação em uma imagem de olho.

b) Orientação de ciclotorção de implantes

Como mencionado acima, a orientação ciclotorsional de um IOL tórico pode ser recuperada detectando as marcações tóricas na lente que se assemelham ou ao eixo geométrico plano ou eixo geométrico inclinado ou o eixo geométrico de implantação do IOL dependendo do tipo. Isto está também

ilustrado na figura 10 por meio do eixo geométrico que é superposto sobre o eixo geométrico inclinado ou plano da lente tórica e que foi determinado com base na localização destas marcações.

c) Orientação de rolagem e incremento de inclinação de implantes

A forma exata e refração do implante (por exemplo, um IOL) são conhecidas. Isto permite que um modelo baseado em abordagem de traçado de raio recupere rolagem, orientação de inclinação e posição lateral do IOL no olho seja utilizado de acordo com forma de realização para determinar a rolagem e inclinação de um implante.

O sistema de iluminação coaxial conhecido do RD cria reflexões no lado frontal e lado traseiro do IOL (imagens purkinje (fibras) de 3ª e 4ª ordem) como ilustrado na figura 11. Se a lente rola ou inclina purkinjes de 3ª e 4ª ordem irão mover em relação uma à outra. No caso especial no qual as purkinjes de 3ª e 4ª ordem se superpõem, o eixo geométrico óptico do IOL é alinhado com o eixo geométrico óptico da câmara. As localizações das imagens purkinje de 3ª e 4ª ordem que podem ser utilizadas para determinar a rolagem e inclinação do implante, por exemplo, utilizando uma abordagem como descrito em "Reproducibility of intraocular lens decentration and tilt measurement using a clinical Purkinje meter" (Reprodutibilidade de descentralização de lente intraocular e medição de inclinação utilizando um medidor clínico Purkinje), Yutaro Nishi e outros,, J. Cataract Refract Surg 2010; 35:1529-1535 Q 2010 ASCRS e ESCRS. Referência neste contexto é feita também à figura 12 que ilustra a determinação da determinação da orientação da lente intraocular com base nas reflexões purkinje de 3ª e 4ª ordem. Como na utilização do dispositivo de referência antes que uma iluminação circular seja aplicada, a qual é axial com o eixo geométrico da câmara. O método de determinação de orientação em uma forma de realização então pode compreender as seguintes etapas:

1. Detectar o centro de purkinje de 3ª.
2. Detectar o centro de purkinje de 4ª.
3. Utilizar a informação de forma de IOL que inclui distância entre centros de curvatura anterior e posterior = DCC.
4. Recuperar eixo geométrico óptico de lente utilizando distância entre centros purkinje de 3ª e 4ª, parâmetros de câmara e DCC.

d) Contorno de implante

O contorno de implante está visível claramente nas imagens de RD se não for obstruída pelo tecido da íris. As partes não obstruídas podem ser recuperadas com técnicas de processamento de imagem padrão como detecção de borda. Ajustando um modelo de forma de borda conhecido do embutido nas partes de contorno detectadas, ou marcações de implante detectadas em uma forma de realização é também possível recuperar as partes obstruídas do contorno do embutido. Isto está ilustrado na figura 13.

e) Posição XY do centro do implante

Uma vez que a forma do implante é conhecida, uma variedade de técnicas podem ser utilizadas para recuperar a posição lateral do centro do implante. De acordo com uma forma de realização, detectar a localização das marcações de implante utilizando o contorno do implante para recuperar o centro ou a abordagem de passagem de raio descrita sob c) pode ser utilizado.

f) Localização do implante tátil no olho

Para detectar o tátil de acordo com uma forma de realização a mesma abordagem como para o contorno do implante é empregada. O tátil tem uma forma bem definida e é basicamente parte do contorno de implante.

Agora algumas forma de realização onde o parâmetro relacionado a implante é relacionado ao rompimento serão descritas.

g) Contorno

Utilizar técnicas de detecção de detecção de borda pode recuperar o tátil claramente visível nas imagens RD. Alternativamente, ele também pode ser

medido selecionando manualmente um polígono que se assemelhe melhor ao contorno do rompimento. O contorno do rompimento está ilustrado na figura 14.

h) Diâmetro

O diâmetro pode ser recuperado por ajuste com mínimos quadrados de um círculo ou elipse no contorno do rompimento.

i) Posição XY no olho

A posição XY do rompimento de acordo com uma forma de realização pode ser definida e determinada como o centro do círculo ou elipse de melhor ajuste no contorno do rompimento.

j) Superposição com lente

Superpor o contorno do rompimento com o contorno da lente. A área dentro do contorno do implante de lente e fora do contorno do rompimento é a superposição. Isto está ilustrado na figura 15. Esta é uma medida importante para determinar quão estável o implante de lente está no olho. Se a superposição em um lado se torna muito pequena, possibilidades existem que o implante será instável.

[00076] No que precede, diversas forma de realização da invenção foram descritas, as quais vêm junto com diversas vantagens.

[00077] Por exemplo, sendo capaz de transformar espacialmente todas as medidas para uma estrutura de referência inicial ou uma estrutura de referência arbitrária escolhida em uma das sessões, qualquer influência devido a um movimento ocular potencial pode ser eliminada e todos os parâmetros medidos podem ser normalizados em relação à estrutura de referência.

[00078] Isto permite um monitoramento contínuo de todos os parâmetros oculares medidos. Uma abordagem de medição verdadeiramente acionada para investigar o comportamento pós-cirurgia de implantes e cortes cirúrgicos no olho se torna possível sem ser limitada em precisão à quantidade de movimento ocular presente de maneira inerente em todas as diversas

sessões de tentativas de coleta de dados de diagnóstico.

[00079] A pessoa versada irá reconhecer que os módulos ou unidades das formas de realização da invenção descrita anteriormente podem ser implementadas por software ou hardware ou uma combinação deles. Em particular o hardware pode compreender uma câmera e um computador que é programado para realizar as tarefas como descritas em conexão com as formas de realização da invenção; em particular tais tarefas como processamento de imagem, para determinar parâmetros oculares ou para exibir parâmetros oculares em adição à imagem do olho.

REIVINDICAÇÕES

1. Aparelho para monitorar um ou mais parâmetros do olho de um paciente sobre e durante diversas sessões que são temporariamente espaçadas separadas, entre as quais o olho do paciente pode ter movido, dito aparelho caracterizado pelo fato de compreender:

uma câmera para fazer uma ou mais imagens do olho;

uma unidade de iluminação para iluminar o olho por meio de um padrão de luz conformado em anel para gerar reflexões corneais, dita unidade de iluminação sendo preferivelmente localizada tal que o centro do anel é coaxial com o eixo geométrico óptico da câmera;

um módulo para determinar durante uma primeira sessão a localização das reflexões corneais na imagem do olho;

um módulo para determinar durante dita primeira sessão com base em dita localização determinada das reflexões corneais, pelo menos outro parâmetro do olho e suas coordenadas em um primeiro sistema de coordenadas com base em um modelo geométrico que representa o olho como um globo ocular esférico que tem uma córnea conformada de maneira esférica montada sobre ele;

um módulo para determinar durante uma segunda sessão temporariamente espaçada separada de dita primeira sessão de localização de ditas reflexões corneais do olho e com base nela dito outro parâmetro ocular e suas coordenadas em um segundo sistema de coordenadas;

um módulo para determinar o movimento ocular em seis graus de liberdade entre dita primeira e dita segunda sessão para determinar uma transformação de coordenadas baseada nele;

um módulo para transformar baseado em dito movimento ocular determinado, dito outro parâmetro ocular e suas coordenadas a partir de dito primeiro sistema de coordenadas para dito segundo sistema de coordenadas;

um módulo para quantificar e/ou visualizar a mudança de dito outro parâmetro ocular entre dita primeira e dita segunda sessões com base em dito outro parâmetro e suas coordenadas medidas durante dita segunda sessão de dito parâmetro transformado e suas coordenadas medidas durante dita primeira sessão.

2. Aparelho de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de

dito pelo menos outro parâmetro ser determinado com base em um modelo de olho que representa uma localização do olho por meio de um globo ocular esférico e uma córnea montada sobre ele que tem uma forma esférica ou a forma de um elipsóide, para com isto possibilitar o cálculo de dito pelo menos outro parâmetro utilizando a localização medida de ditas reflexões corneais e dito modelo de olho.

3. Aparelho de acordo com a reivindicação 1 ou 2, caracterizado pelo fato de dito pelo menos outro parâmetro ocular compreender um ou mais do que segue:

- f) as leituras-k que definem uma forma da córnea em termos de parâmetros de elipsóide de revolução;
- g) a linha de visão como uma linha que conecta o centro da pupila a um ponto de fixação de localização conhecida;
- h) a profundidade da câmara corneal;
- e) o eixo geométrico visual do olho;
- j) a determinação se o olho é o olho esquerdo ou o olho direito.

4. Aparelho de acordo com a reivindicação 1, 2 ou 3, caracterizado pelo fato de dito módulo para quantificar e/ou exibir a mudança de dito outro parâmetro ocular compreender:

um módulo para exibir dito outro parâmetro medido utilizando dita segunda sessão e dito parâmetro transformado medido durante dita primeira sessão na imagem do olho feita durante dita segunda sessão; e/ou

um módulo para calcular a diferença entre dito outro parâmetro medido durante dita segunda sessão e dito parâmetro transformado medido durante dita primeira sessão e para visualizar dita diferença em dita imagem do olho tomada durante dita segunda sessão.

5. Aparelho de acordo com uma das reivindicações 1 a 4, caracterizado pelo fato de

dito pelo menos outro parâmetro ocular compreender as leituras-k que são medidas determinando uma elipse de melhor ajuste para as reflexões corneais e determinando o eixo geométrico maior, o eixo geométrico menor e a orientação da elipse.

6. Aparelho de acordo com uma das reivindicações 1 a 4, caracterizado pelo fato de

dito aparelho ainda compreender um alvo de fixação em coordenadas conhecidas preferivelmente no eixo geométrico óptico da câmera e dito pelo menos outro parâmetro ocular compreender o eixo geométrico visual que é determinado como vetor que conecta o centro da córnea e o alvo de fixação conhecido, onde o centro da córnea é determinado com base na localização das reflexões corneais.

7. Aparelho de acordo com uma das reivindicações 1 a 6, caracterizado pelo fato de

dito pelo menos outro parâmetro ocular compreender o ângulo capa entre o eixo geométrico visual e o eixo geométrico de pupila, ou

dito outro parâmetro ser o ponto de interseção entre o eixo geométrico visual e a córnea, onde o raio da córnea é determinado com base na localização de ditas reflexões corneais.

8. Aparelho de acordo com uma das reivindicações 1 a 7, caracterizado pelo fato de

dito pelo menos outro parâmetro ocular compreender a profundidade da câmara corneal anterior que é determinada com base na

determinação do raio do limbus RI e admitindo ela seja um círculo de latitude na esfera de córnea de melhor ajuste com raio Rc que é determinado com base nas reflexões de corneais tal que a profundidade da câmara corneal CD é derivada por:

$$CD = Rc - \sqrt{Rc^2 - RI^2}.$$

9. Aparelho de acordo com uma das reivindicações 1 a 8, caracterizado pelo fato de

dito pelo menos outro parâmetro ocular compreender a linha de visão que é determinada com base no vetor que conecta o centro da pupila e dito ponto de fixação de localização conhecida, com a coordenada z do centro da pupila sendo determinada com base em uma distância conhecida entre a câmara e o olho e as coordenadas x e y da pupila sendo determinadas com base em medição da localização da pupila na imagem.

10. Aparelho de acordo com uma das reivindicações 1 a 9, caracterizado pelo fato de

dito pelo menos outro parâmetro ocular compreender o eixo geométrico pupilar que é a linha que vai através do centro da pupila e que é ortogonal à superfície da córnea.

11. Aparelho de acordo com uma das reivindicações 1 a 10, caracterizado pelo fato de

dito pelo menos outro parâmetro ocular compreender a determinação de se o centro do limbus ou o centro da córnea está mais perto do eixo geométrico óptico da câmara quando o paciente fixa um ponto de fixação conhecido que se situa no eixo geométrico óptico da câmara.

12. Aparelho de acordo com uma das reivindicações 1 a 11, caracterizado pelo fato de

dita primeira sessão ser uma sessão de pré-cirurgia e dita segunda sessão ser uma sessão de intracirurgia ou uma sessão de pós-cirurgia, dita primeira sessão ser uma sessão de intracirurgia e dita

segunda sessão ser uma sessão de pós-cirurgia, ou

dita primeira sessão ser uma sessão de pós-cirurgia e dita segunda sessão ser outra sessão de pós-cirurgia realizada em um tempo mais tarde.

13. Aparelho de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 12, caracterizado pelo fato de ainda compreender:

um módulo para medir e registrar dito pelo menos outro parâmetro durante diversas sessões com o tempo para registrar a mudança de dito pelo menos outro parâmetro com o tempo.

14. Aparelho de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 13, caracterizado pelo fato de

dito pelo menos outro parâmetro compreender um parâmetro relacionado à cirurgia ou implante que compreende um ou mais do seguinte:

a posição e/ou orientação de um implante no olho, e/ou

a localização e/ou contorno de incisões corneais, limbais ou esclerais,

a localização e/ou contorno do rompimento;

e/ou a superposição entre o rompimento e a lente implantada.

15. Aparelho de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 14, caracterizado pelo fato de compreender:

um módulo para visualizar uma combinação arbitrária de dito pelo menos um ou mais outros parâmetros oculares determinados utilizando dita primeira sessão e uma combinação arbitrária possivelmente diferente de dito pelo menos um ou mais outros parâmetros oculares determinados durante dita segunda sessão na mesma imagem, de tal modo que o movimento ocular entre ditas primeira e segunda sessões é compensado.

Dispositivo de referência de ajuste de sistema (RD)

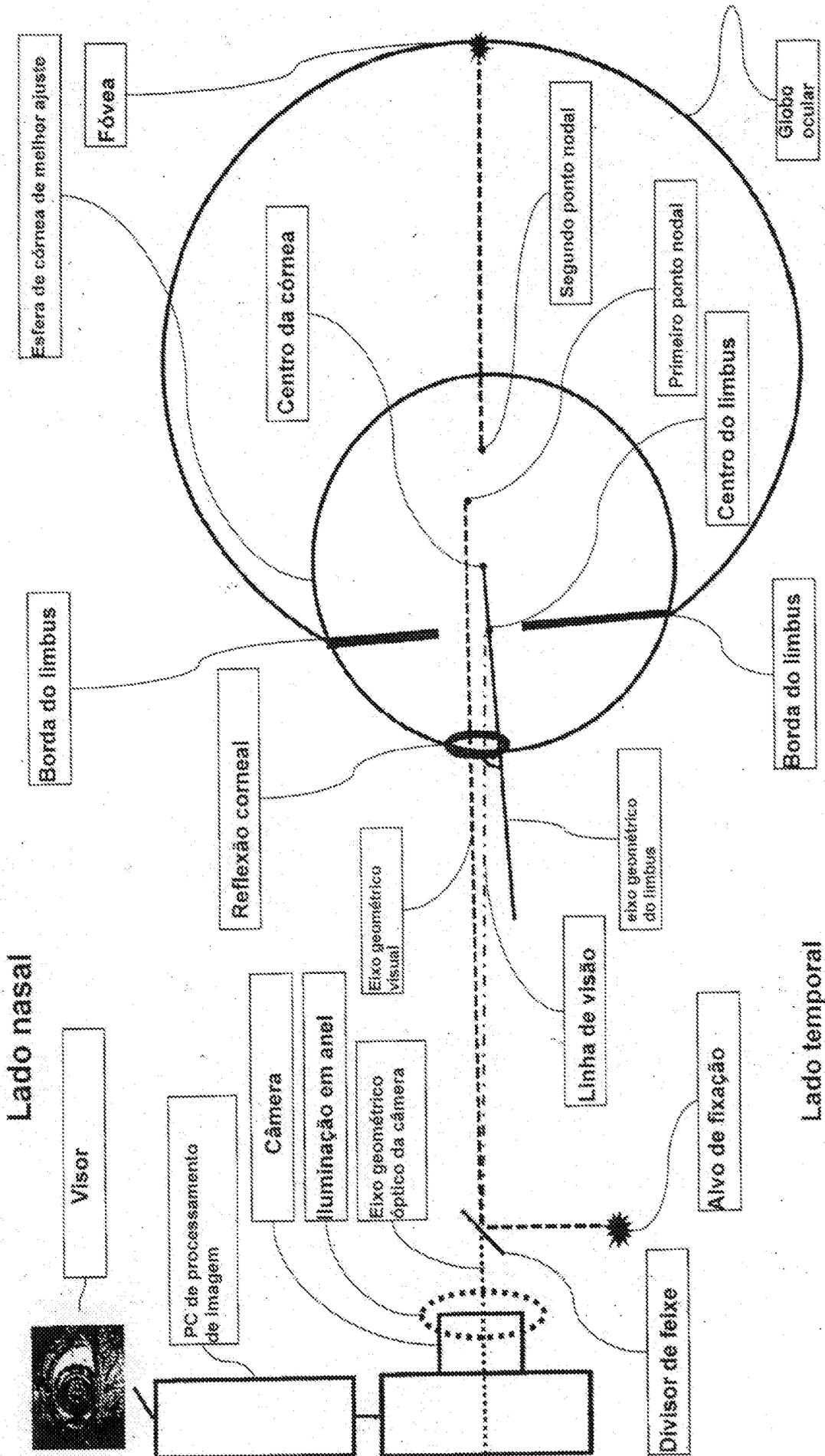


FIG.1

Linha de visão

Linha entre:

Centro de entrada da pupila

Ponto de fixação

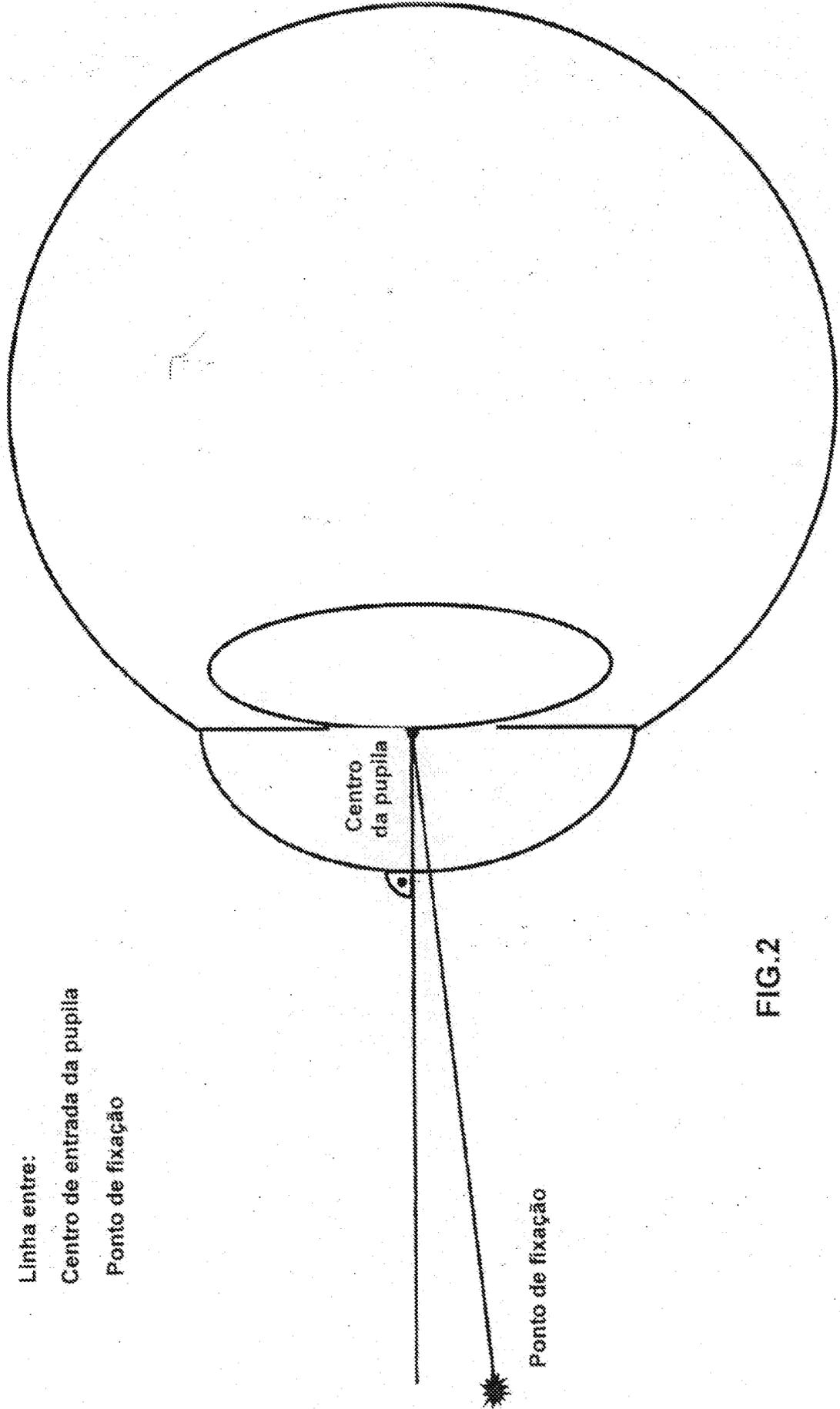


FIG.2

Profundidade da câmara anterior (CD)

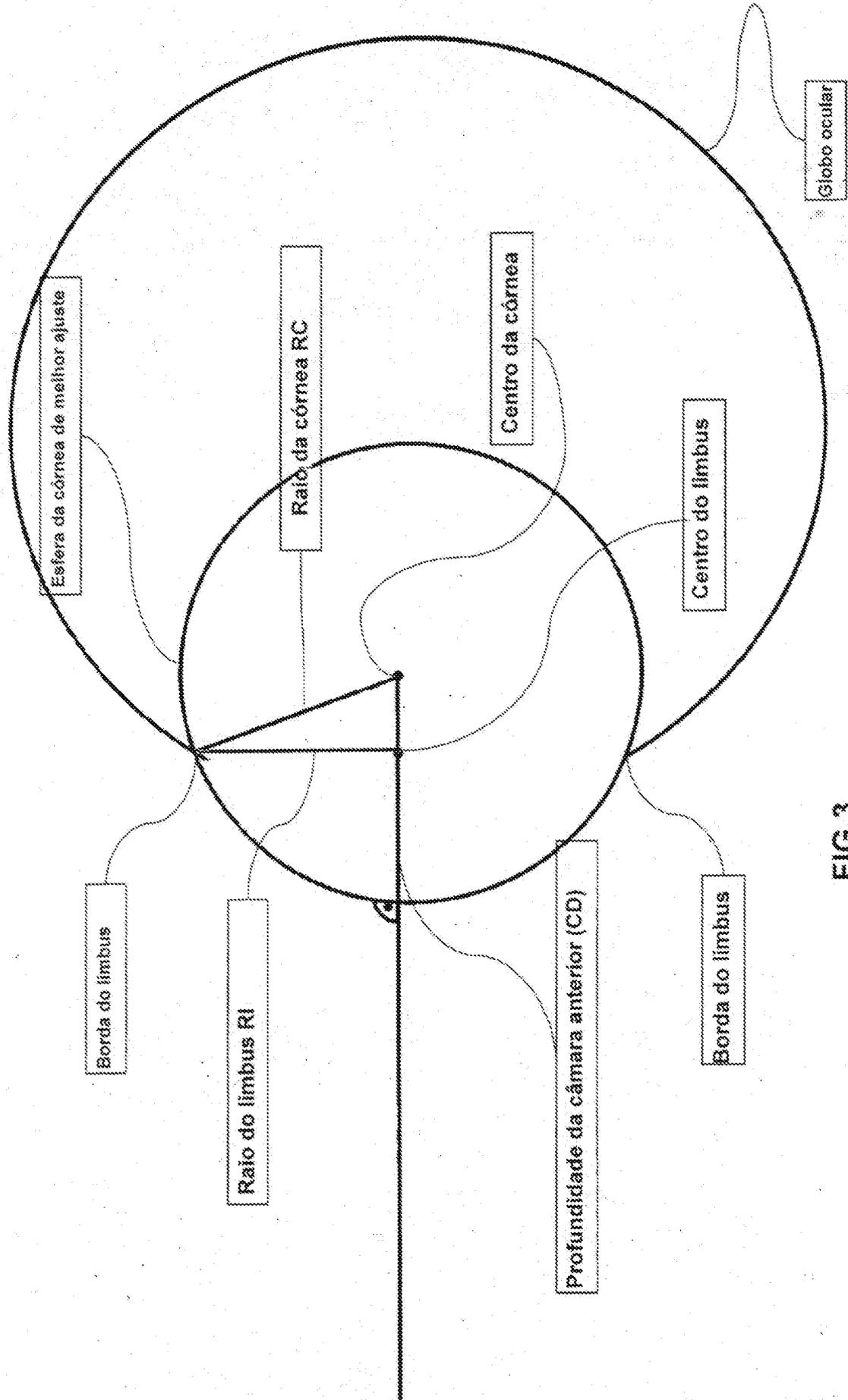


FIG.3

Eixo pupilar

Linha através do centro de entrada da pupila

Normal à córnea

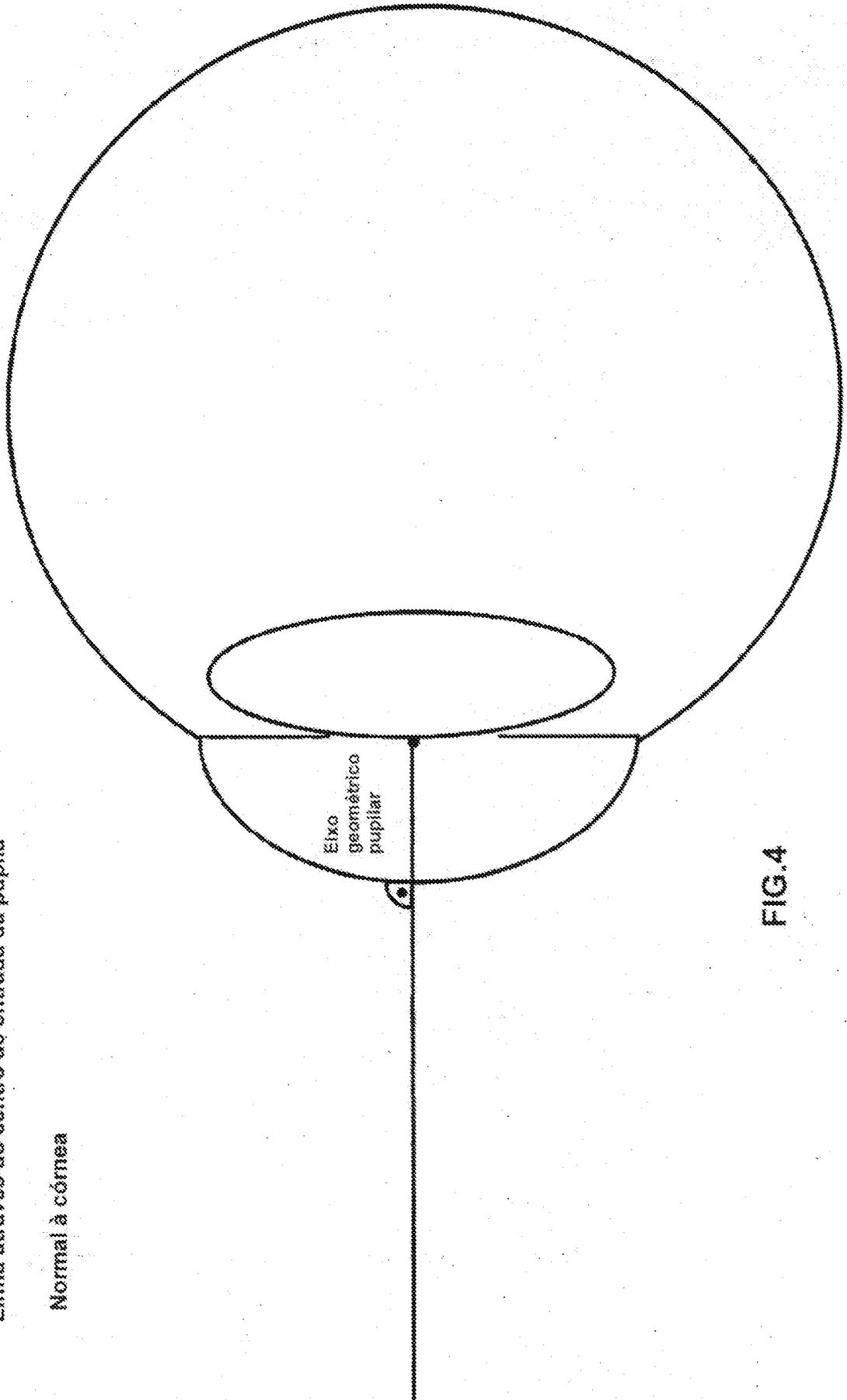


FIG.4

Ângulo lambda

Ângulo entre:

Eixo pupilar

Linha de visada

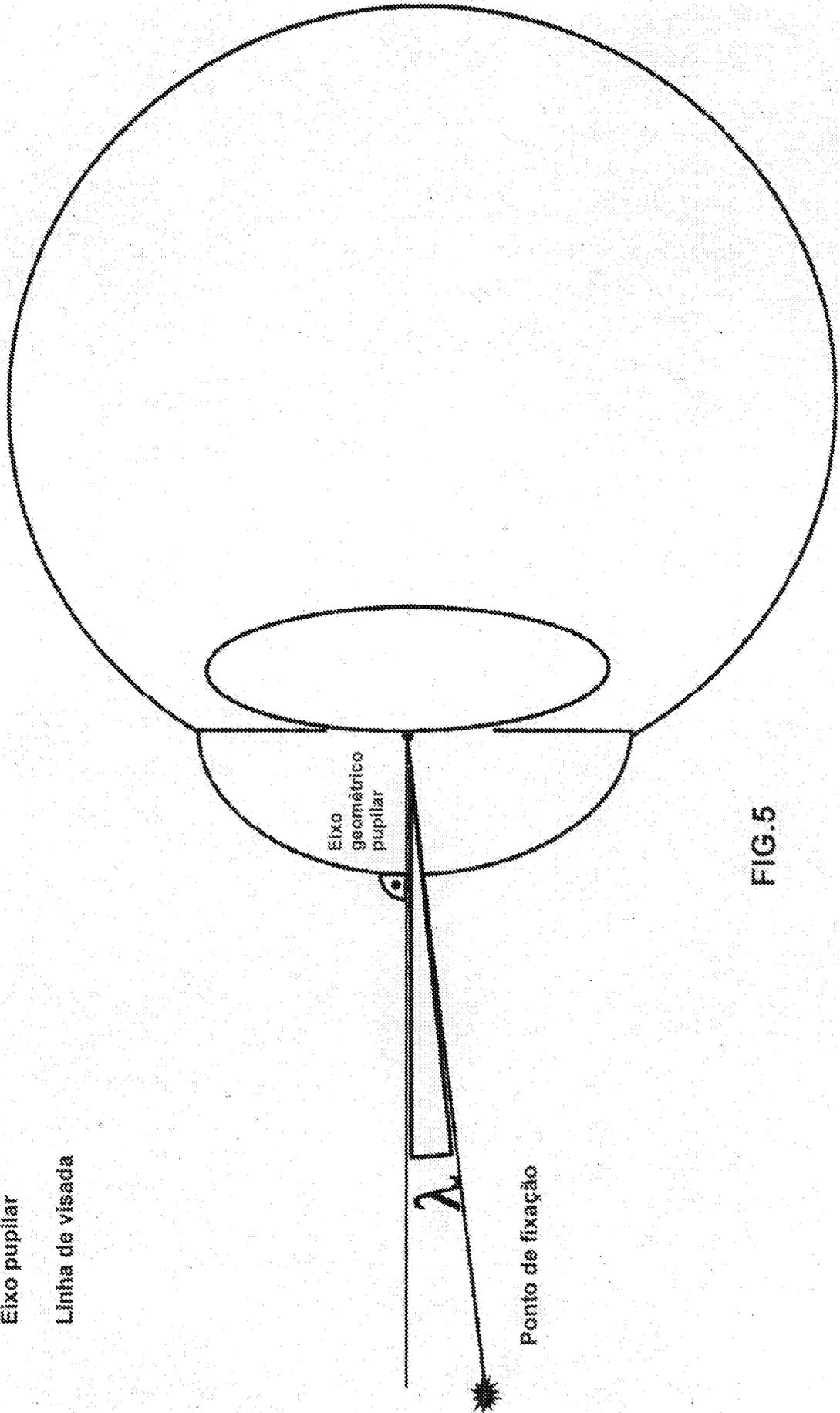


FIG.5

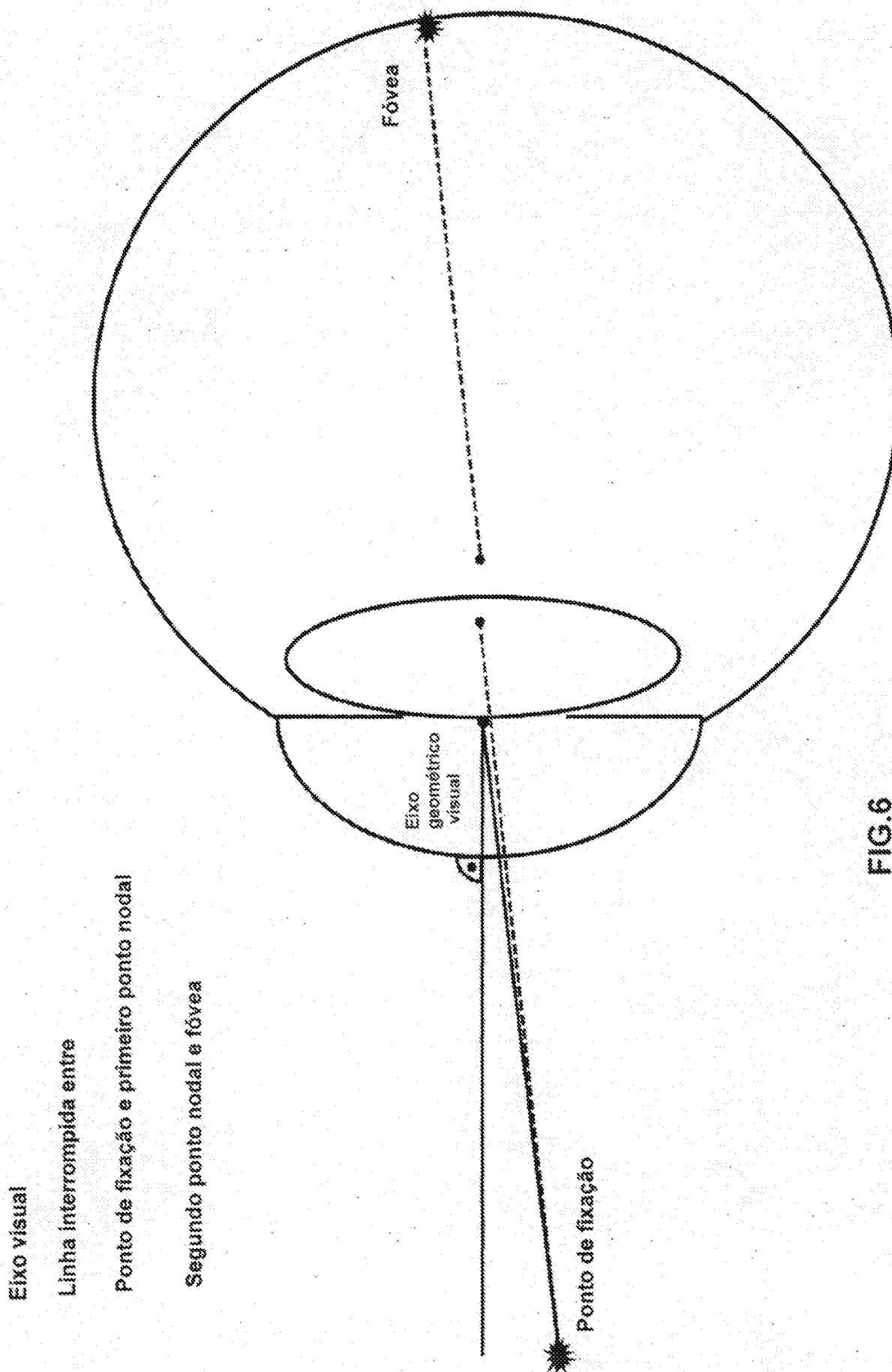


FIG.6

Ângulo capa

- * O ângulo entre:
- * Eixo geométrico pupilar
- * Eixo geométrico visual

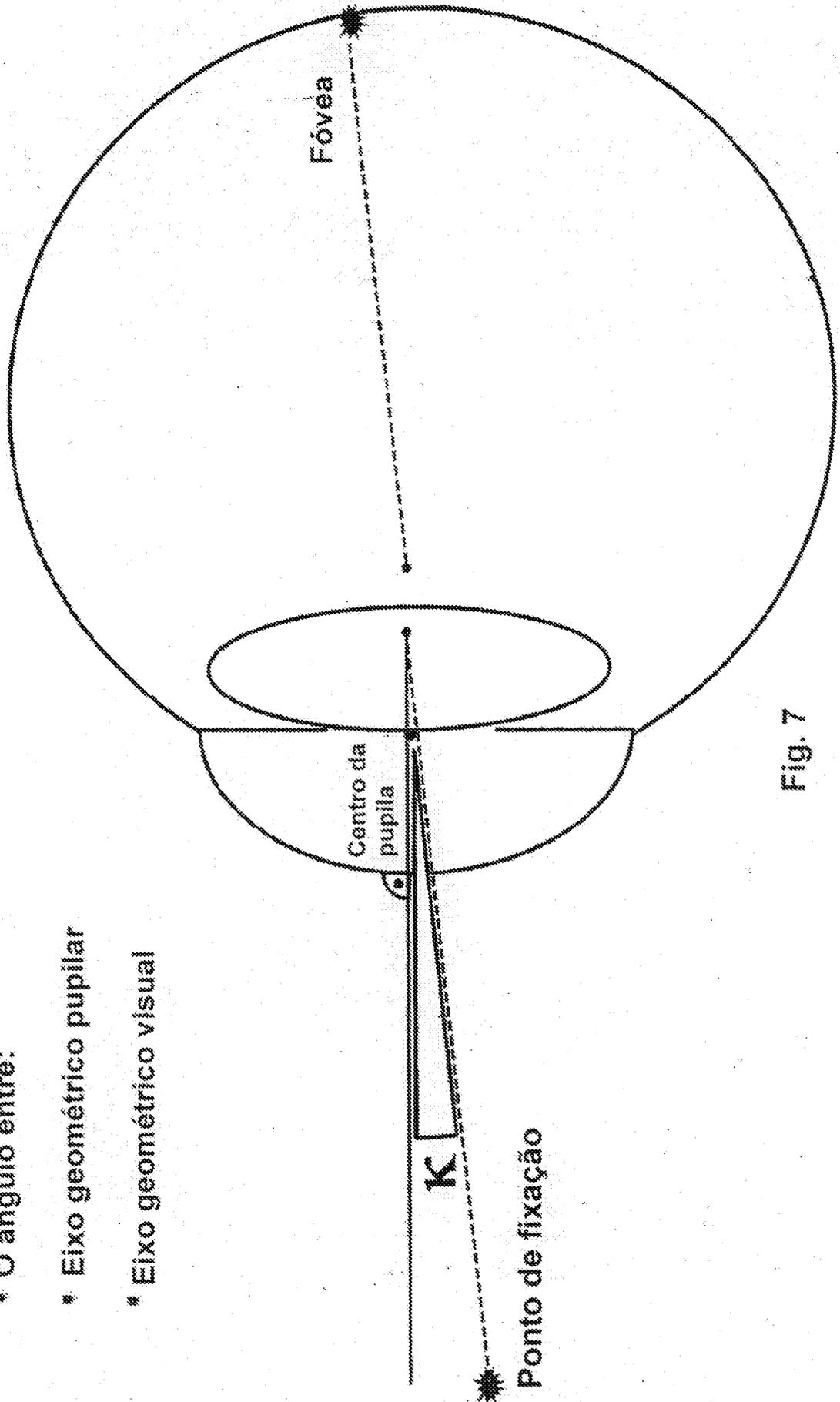


Fig. 7

Classificação OD/OS - Ajuste de sistema com alinhamento de eixo geométrico visual

subjetivo

Paciente deve alinhar alvo de fixação e cruzamento

Lado nasal

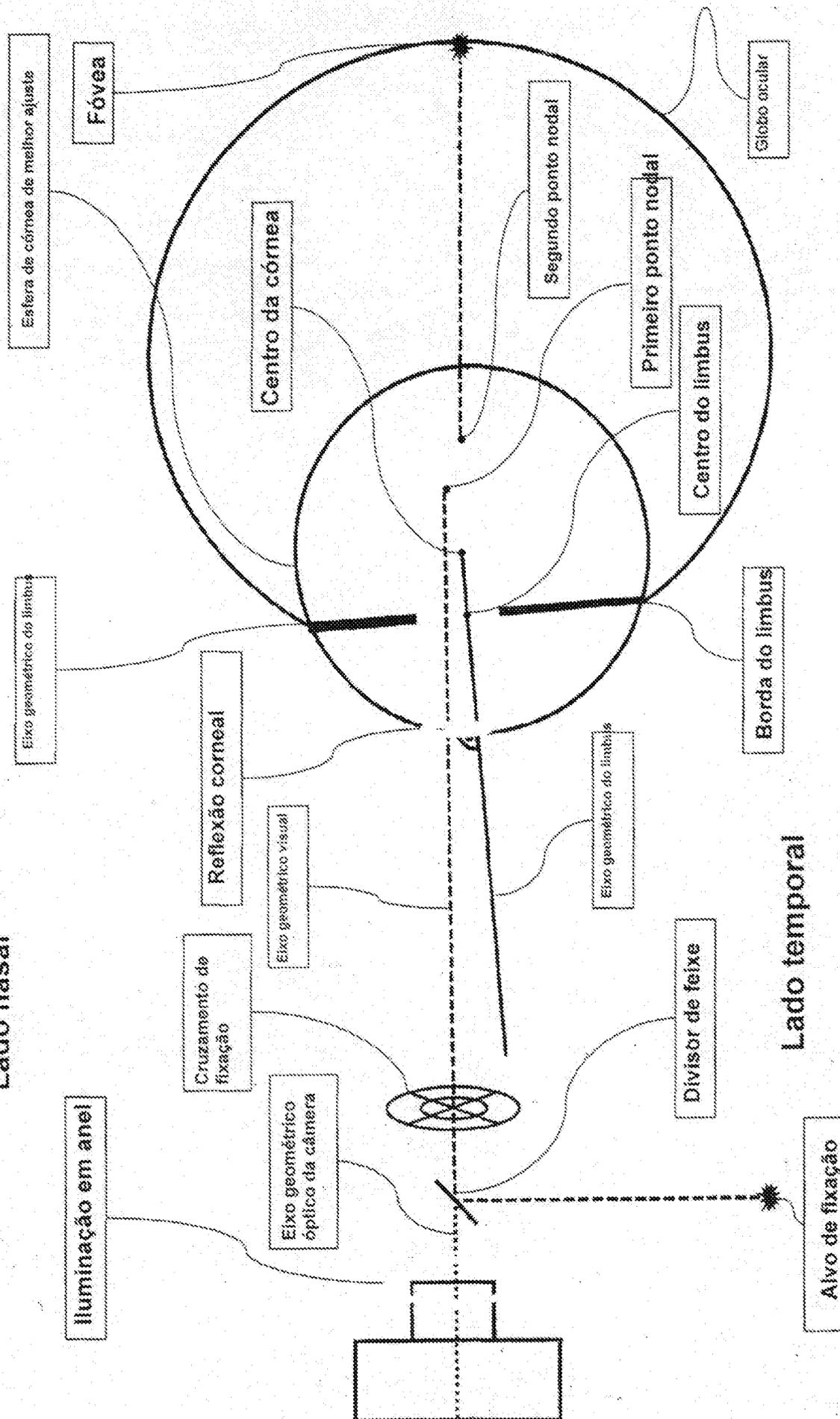


Fig. 8

Olho direito: reflexão corneal direita do centro do limbo

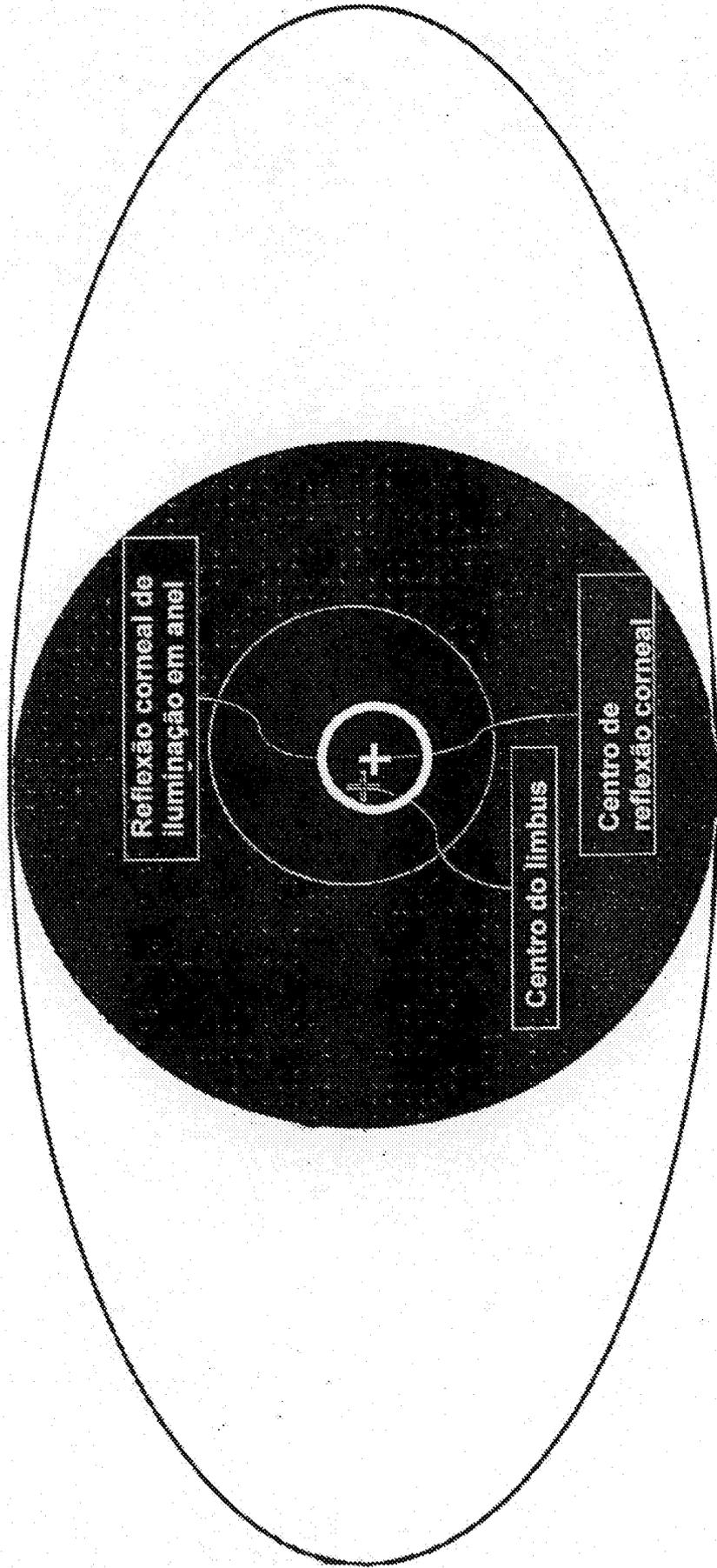


Fig. 9

Orientação e posição de IOL

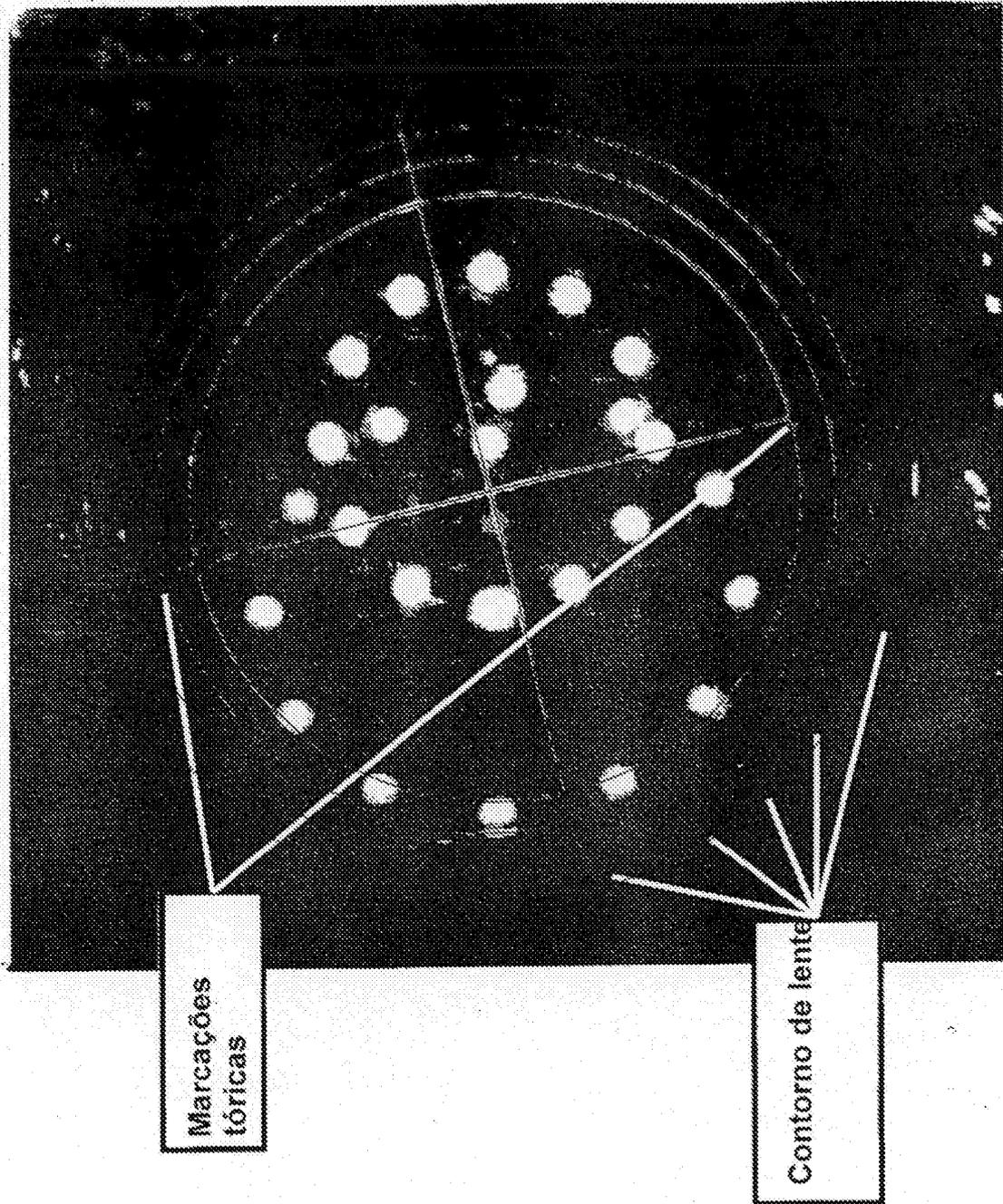


Fig. 10

Eixo geométrico óptico de IOL

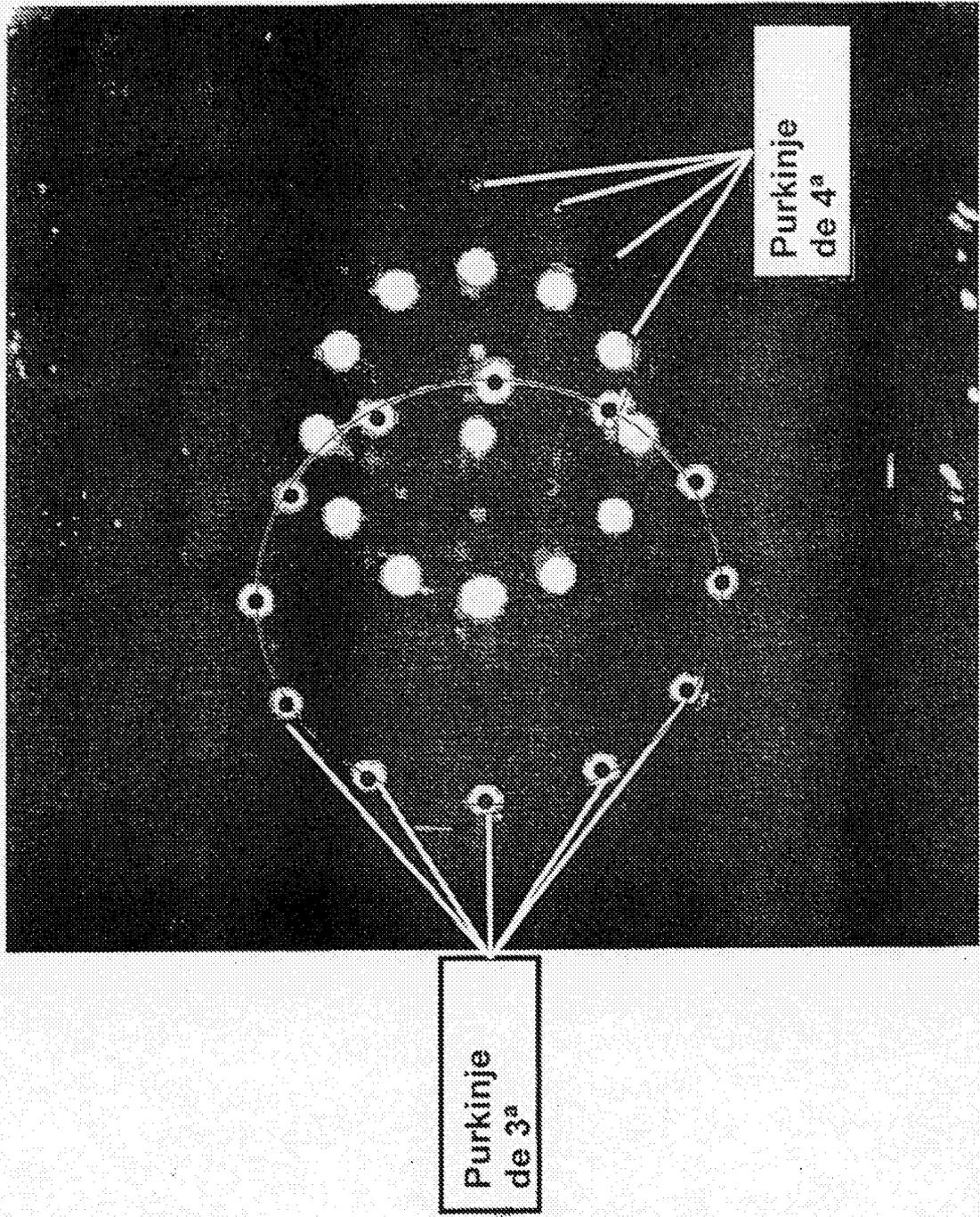


Fig. 11

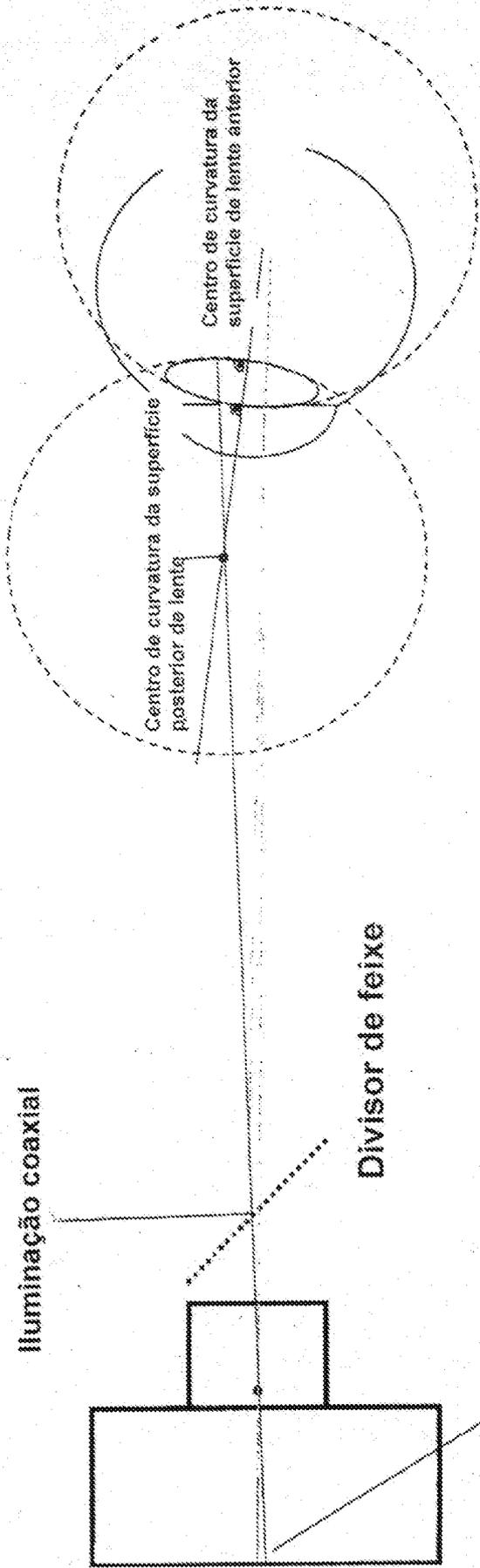


Fig. 12

Divisor de feixe
A imagem virtual de
centros de curvatura de
superfícies de lente anterior
(=Purkinje de 3ª)
e posterior
(=Purkinje de 4ª)
Centro de curvatura
da superfície

Contorno de implante

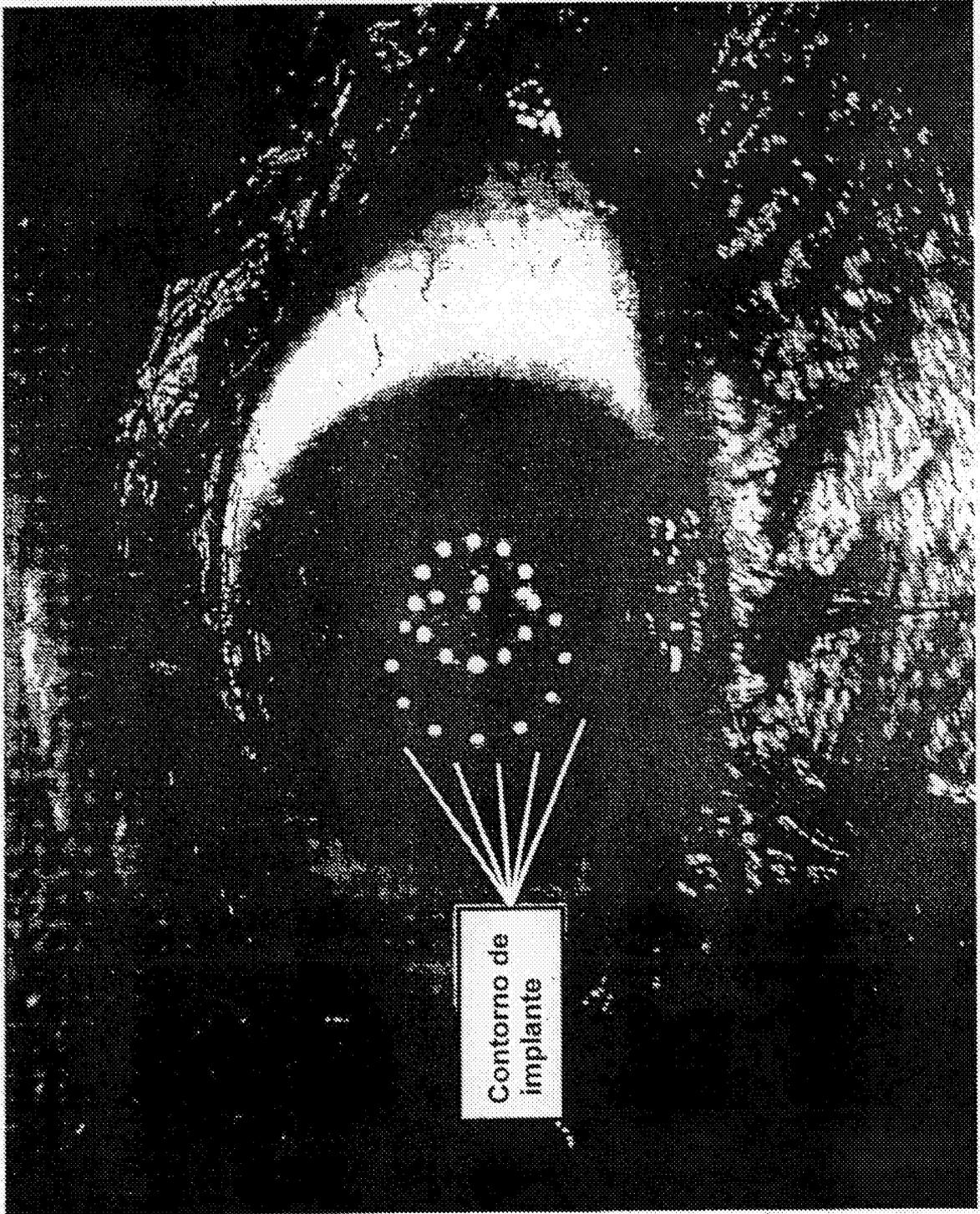


Fig. 13

Contorno de rompimento capsular

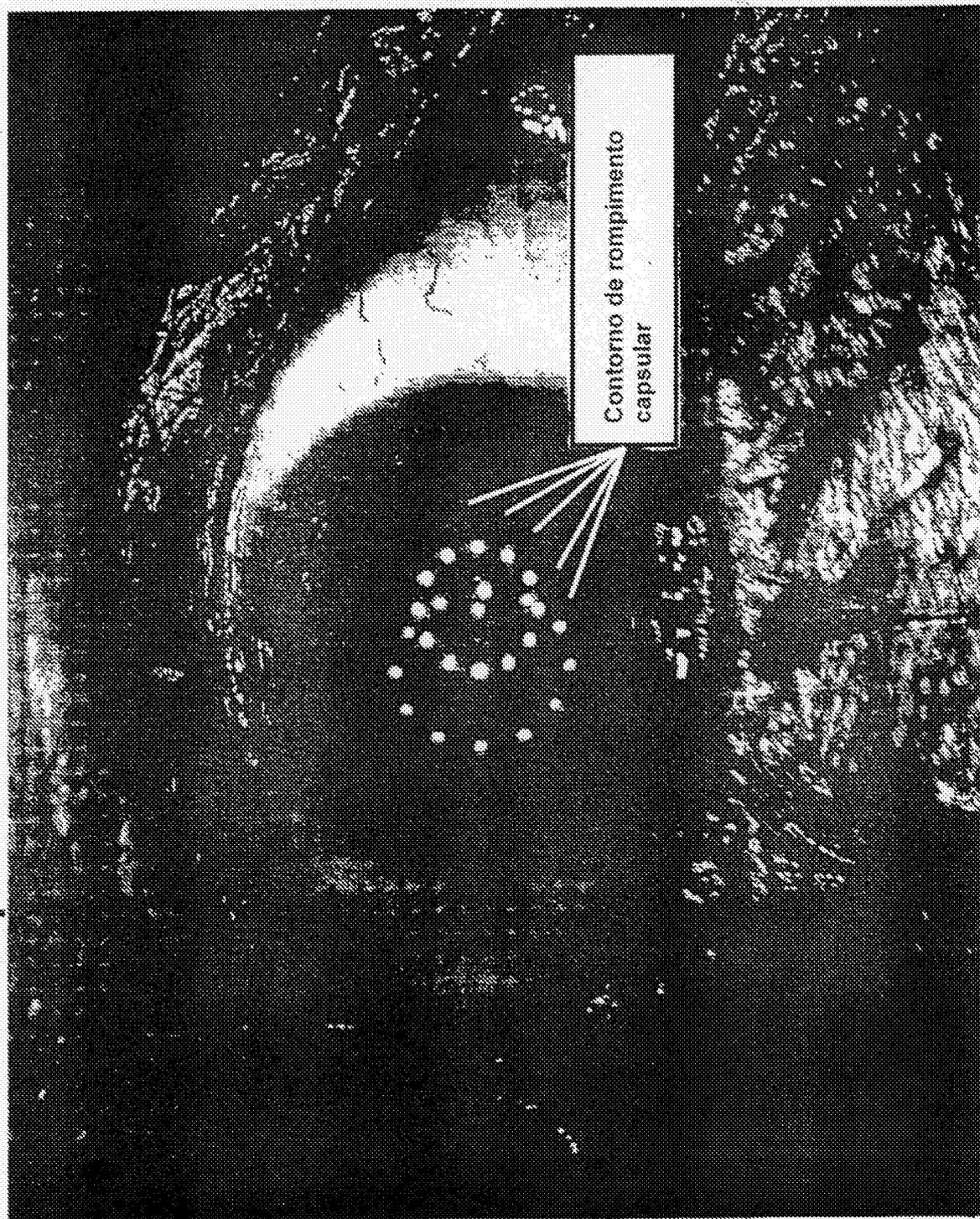


Fig. 14

Superposição de rompimento e implante

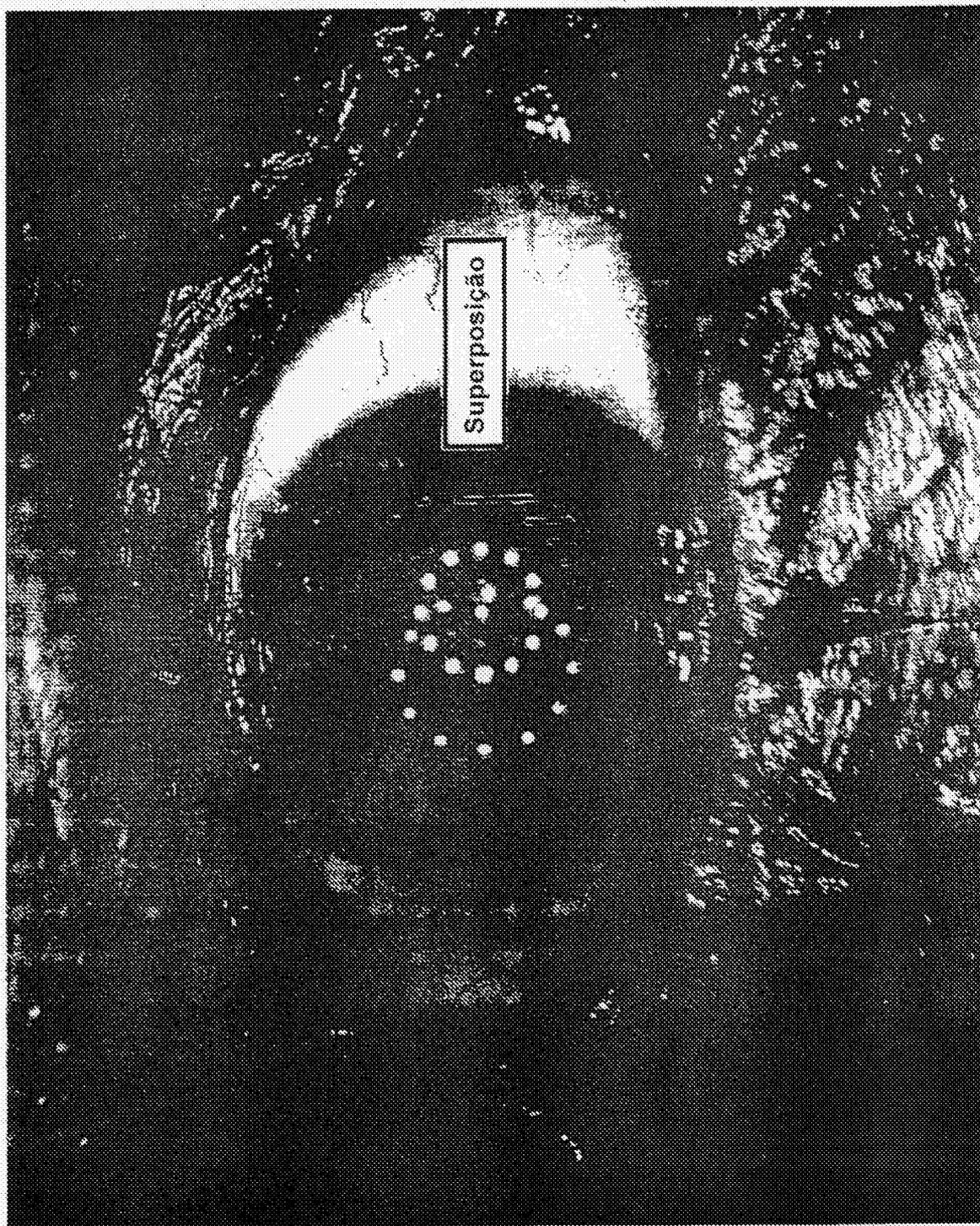


Fig. 15

RESUMO**“APARELHO PARA MONITORAR UM OU MAIS PARÂMETROS DO OLHO”**

Um aparelho para monitorar um ou mais parâmetros do olho de um paciente durante diversas sessões, que são temporariamente espaçadas separadas e entre as quais o olho do paciente pode ser movido, dito aparelho compreendendo: uma câmera para tomar uma ou mais imagens do olho; uma unidade de iluminação para iluminar um olho por meio de um padrão de luz conformado em anel para gerar reflexões corneais; dita unidade de iluminação sendo preferivelmente localizada de tal modo que o centro do anel é coaxial com o eixo geométrico óptico da câmera; um módulo para determinar durante uma primeira sessão a localização das reflexões corneais na imagem do olho; um módulo para determinar durante dita primeira sessão com base em dita localização determinada das reflexões corneais, pelo menos outro parâmetro do olho e suas coordenadas em um primeiro sistema de coordenadas baseado em um modelo geométrico que representa o olho como um globo ocular esférico que tem uma córnea conformada de maneira esférica montada sobre ele; um módulo para determinar, durante uma segunda sessão temporariamente espaçada de dita primeira sessão, dita localização de ditas reflexões corneais do olho e baseada nela dito outro parâmetro ocular e suas coordenadas em um segundo sistema de coordenadas; um módulo para determinar o movimento do olho em seis graus de liberdade entre dita primeira e dita segunda sessões e para determinar uma transformação de coordenadas com base nele; um módulo para transformar com base em dito movimento ocular determinado dito outro parâmetro ocular e suas coordenadas a partir de dito primeiro sistema de coordenadas para dito segundo sistema de coordenadas; um módulo para quantificar e/ou visualizar a mudança de dito outro parâmetro ocular entre

dita primeira e dita segunda sessões com base em dito outro parâmetro e suas coordenadas medidas durante dita segunda sessão e dito parâmetro transformado e suas coordenadas medidas durante dita primeira sessão.