

República Federativa do Brasil
Ministério da Economia, Ministério
do Comércio Exterior
Instituto Nacional da Propriedade Industrial

(21) PI 0809427-6 A2



* B R P I 0 8 0 9 4 2 7 A 2 *

(22) Data de Depósito: 28/03/2008

(51) Int.Cl.:

(43) Data da Publicação: 09/09/2014
(RPI 2279)

A61B 3/103

(54) Título: CARACTERIZAÇÃO DE SISTEMAS
ÓTICOS RELACIONADOS AOS OLHOS

(57) Resumo:

(30) Prioridade Unionista: 28/03/2007 AU 2007901634

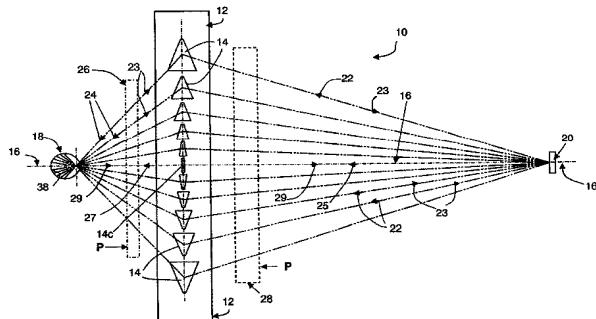
(73) Titular(es): The Institute For Eye Research Limited

(72) Inventor(es): Arthur Ho, Brian Anthony Holden, Klaus
Ehrmann

(74) Procurador(es): Flávia Salim Lopes

(86) Pedido Internacional: PCT AU2008000434 de
28/03/2008

(87) Publicação Internacional: WO 2008/116270de
02/10/2008



CARACTERIZAÇÃO DE SISTEMAS ÓTICOS RELACIONADOS AOS OLHOS

FUNDAMENTOS DA INVENÇÃO

Campo técnico

Esta invenção está relacionada aos métodos, instrumentos e aparelhos para caracterizar oticamente sistemas ópticos relacionados aos olhos, preferivelmente em ângulos de visão amplos. Sistemas ópticos relacionados aos olhos incluem o olho animal natural, isoladamente ou em associação com lentes prostéticas e com ou sem modificação cirúrgica ou outras modificações. Eles também incluem modelos de olhos físicos ou olhos simulados, com ou sem modificação, para estimular distúrbios ópticos e/ou medidas corretivas.

A caracterização óptica tipicamente envolve a refratometria; ou seja, a determinação do poder óptico de uma porção ou de todo o percurso óptico percorrido por um raio de interrogação, e pode, por exemplo, incluir o mapeamento - ou resolução espacial - do poder refrativo ao longo de uma área ou superfície do sistema relacionado aos olhos, o que, algumas vezes, é denominado aberrometria de frente de onda. A caracterização óptica também pode incluir a determinação do comprimento do sistema relacionado aos olhos, por exemplo, da distância da superfície anterior da córnea até a superfície anterior da retina. Outras características de olhos naturais como, por exemplo, o perfil e a espessura da córnea, tamanho da pupila e a profundidade da câmara anterior, também podem ser importantes para certos procedimentos cirúrgicos (por exemplo, substituição do cristalino ou tratamento ablativo com laser), mas não é a principal preocupação desta

invenção.

De particular interesse, embora não exclusivo, são os métodos e instrumentos adequados ao uso por optometristas na determinação da refração periférica - e, opcionalmente, 5 o comprimento - do olho humano com o objetivo de prescrição de tratamento contra a miopia. Ângulos periféricos de 20 - 30 graus com relação ao eixo óptico são de interesse particular a esse respeito, com ângulos de até cerca de 40 graus também sendo relevantes. Até mesmo ângulos 10 periféricos maiores são de interesse para a pesquisa por especialistas.

Descrição da técnica estabelecida

Vários métodos e instrumentos têm sido usados para medir erros de refração centrais e aberrações do olho. O 15 erro refrativo é um subconjunto da aberração do olho total e é tradicionalmente expresso em termos de componentes esféricos e cilíndricos, juntamente com a orientação do eixo do cilindro. Embora seja possível extrair o erro refrativo, também denominado aberrações de ordem inferior, 20 a partir das medidas da aberração total, os instrumentos usados na prática clínica são normalmente dedicados a medir o erro refrativo ou a aberração total. Embora nenhum instrumento seja projetado para medir a refração ou aberração periférica, instrumentos comerciais foram 25 modificados para se obter medidas da refração periférica tanto para o olho acomodado quanto para o não acomodado. As modificações incluem alguma forma de descentração da fixação, sendo necessária uma movimentação ocular ou da cabeça.

refractions determined by different instruments". *Optom. Vis. Sci.* 2003; 80: 655-60] descreve uma comparação de dois auto-refratômetros (auto-refratômetro Canon R-1 e Shin-Nippon SRW-5000) e um aberrômetro de frente de onda 5 Hartmann-Shack. Com todos os três instrumentos, a refração periférica ou a aberração total era medida girando-se e fixando-se o olho em uma série de alvos de fixação ao longo do meridiano horizontal de até 40° nasal e temporal. Todas as medidas eram feitas seqüencialmente, com os pacientes 10 sendo instruídos para fixar em um alvo em particular, e depois re-centralizar a posição da pupila com o eixo óptico. No geral, os três instrumentos produziram resultados similares, embora os resultados do instrumento da Canon sejam mais variáveis. Foram publicadas várias 15 investigações similares com o uso de métodos e instrumentos similares, e com a obtenção de resultados similares [Gwiazda J., Weber C. "Comparison of spherical equivalent refraction of astigmatism measured with three different models of autorefractors". *Optom. Vis. Sci.* 2004; 81: 56- 20 61, e Gustafsson J., Terenius E., Buchheister J., Unsbo P. "Peripheral astigmatism in emmetropic eyes". *Ophthalmic Physiol. Opt.* 2001; 21: 393-400].

Vários métodos ópticos diferentes foram utilizados para determinar automaticamente o estado refrativo do olho 25 vivo. O princípio básico empregado é a projeção de um padrão ou feixe óptico sobre a retina, e a análise do padrão refletivo. Uma visão geral desses métodos é apresentada em [Atchinson D.A. "Recent advances in measurement of monochromatic aberrations of human eyes". 30 *Clin. Exp. Optom.* 2005; 88: 1: 5-27]. Um dos princípios

mais comumente usados é utilizado no instrumento Shin-Nippon SRW-5000, no qual um alvo de anel infravermelho é projetado sobre a retina e a imagem refletida é capturada com uma câmera de CCD. Um sistema de retransmissão da lente se move rapidamente, fazendo uma varredura no intervalo de foco, e os tamanhos das imagens são analisados em vários meridianos para gerar dados a partir dos quais as aberrações (incluindo a refração) podem ser derivadas. Algumas dessas técnicas possuem a vantagem de serem "de campo aberto", ou seja, o indivíduo pode olhar através de uma janela de vidro e um espelho semipratevereados na distância, evitando, dessa forma, a miopia do instrumento, mas permitindo também a fixação em ângulos fora do eixo. Tipicamente, o intervalo de fixação angular é limitado a menos de 30° no meridiano horizontal, e aproximadamente metade desse valor no meridiano vertical. Essa técnica não é suficiente para caracterizar plenamente a aberração periférica com e sem dispositivos de correção visual.

Um instrumento similar foi descrito e usado em um ambiente laboratorial por Artal e cols. [Artal P., Derrington A.M., Colombo E. "Refraction, aliasing, and the absence of motion reversals in peripheral vision". *Vision Res.* 1995; 35: 939-47]. Uma imagem de ponto é projetada sobre a retina. A imagem refletida é observada com uma câmera de CCD enquanto se move o "bloco de focalização" axialmente até que seja encontrada a melhor posição de foco com o menor círculo de confusão. Para avaliar o astigmatismo, as posições para os perfis horizontais e verticais mais nítidos também foram determinadas. Um alvo de fixação foi colocado em uma distância de visualização

confortável em localizações para 15°, 20° e 40° de excentricidades retinianas no meridiano horizontal.

Webb e cols. descrevem um sistema de Scheiner modificado em que o indivíduo manipula o ângulo de incidência de um dos feixes de Scheiner até que dois pontos na retina se juntem em um [Webb R.H., Penney C.M., Thompson K.P. "Measurement of ocular local wavefront distortion with a spatially resolved refractometer". *Appl. Opt.* 1992; 31: 3.678-3.686]. Embora o feixe de medição penetre na pupila de forma não paralela ao eixo óptico, os desvios angulares são muito pequenos e compensam apenas o erro do olho da frente de onda para-axial. Parece não serem possíveis medidas da refração periférica com esse sistema.

Em 2003, Schmid apresentou resultados de medidas do comprimento axial periférico por um instrumento desenvolvido com a utilização da reflectometria óptica de baixa coerência [Schmid G.F. "Axial and peripheral eye lenght measured with optical low coherence reflectometry". *J. Biomed.* Outubro de 2003 8(4): 655-662. Veja também, Schmid e cols., "Measurement of eye lenght and eye shape by optical low coherence reflectometry". *Intnl. Opth.* 2001 23 (4-6)]. Um LED de fixação foi acoplado ao percurso óptico central para manter o olho alinhado ao eixo óptico do instrumento. Um espelho de direcionamento de feixe desvia o feixe de medição horizontal e verticalmente em até 15° para medidas fora do eixo. O princípio da medida exige que o feixe incidente esteja alinhado perpendicular à córnea no ponto de interseção. Em função do formato não esférico da córnea, é necessário um pequeno reposicionamento lateral do instrumento para cada novo ângulo incidente. Esse processo

manual proíbe medidas rápidas ao longo do intervalo angular.

Na Patente U.S. 6.439.720, Graves e cols. revelam um instrumento para a medida de aberrações de ordem inferior e superior do olho humano. O método descrito é uma de diversas variações de técnicas de dupla passagem, em que um feixe luminoso de sondagem ilumina um ponto na retina e a frente de onda refletida é analisada após sair do olho. Nessa patente, um par de prismas de Littrow é usado para dividir o raio de luz emergente em dois feixes paralelos que passam através de uma lente de colimação móvel para gerar duas imagens ligeiramente desfocadas em um detector de CCD. A partir das duas imagens analisadas por computador, as aberrações oculares podem ser determinadas. A patente descreve apenas medidas no eixo de aberrações de ordem inferior e superior.

Wei e cols. [Patente U.S. 20052034] revelam um instrumento multifuncional para medir o comprimento axial do olho e a topografia corneana. Embora não dedicado diretamente à obtenção de resultados de aberração e refração, o instrumento apresenta vários subcomponentes usados também em aberrometria, e a combinação de parâmetros do comprimento axial com dados de ceratometria permite uma estimativa do estado refrativo. Novamente, o instrumento é projetado apenas para medidas no eixo. O alvo de fixação pode ser movido, mas somente ao longo do eixo óptico para estimular respostas acomodativas diferentes.

Um instrumento para a medida de aberrações do olho em diversas localizações foi revelado por Molebny e cols. [U.S. 6409345]. As diversas localizações são obtidas por

descentração paralela do feixe luminoso de sondagem com relação ao eixo óptico. Dessa forma, o mapeamento de aberrações se restringe à varredura para-axial para obter mapas de poder através da pupila de entrada. Como ocorre 5 com Wei e cols. (acima), um alvo de fixação é adicionado para alinhar o eixo óptico e para controlar a acomodação.

As técnicas apresentadas acima são geralmente insatisfatórias, porque o paciente é incapaz de fixar o olhar corretamente pelo tempo necessário e porque o ângulo 10 periférico no qual a medida é feita é difícil de medir com precisão ou confiabilidade. A tentativa de mapear o poder periférico até mesmo em poucos pontos no olho em uma sessão é impraticável e a reproduzibilidade entre diferentes sessões é geralmente deficiente.

15 Neal e cols. [Patente U.S. 6.634.750] revelam um "sistema de análise tomográfica de frente de onda e um método de mapeamento de um sistema óptico" em que feixes de interrogação são escaneados em múltiplas localizações dentro do olho e a luz retro-dispersa é detectada e 20 processada em um mapa de aberrações ou representações da estrutura tridimensional do olho usando tomografia automatizada computadorizada. Embora seja evitada a dificuldade da fixação do olhar periférico, o sistema é altamente complexo, inadequado para uso na prática normal 25 de optometria, e parece ser incapaz de questionar um olho em ângulos periféricos acima de cerca de 10 - 15 graus com relação ao eixo óptico. Além disso, a técnica revelada só é adequada ao uso de feixes em ponto e não prevê ou permite o uso de feixes de interrogação que possuam vários formatos 30 de corte transversal, tais como quadrados, círculos,

elipses ou anéis que ajudam na autofocalização/abrangência e aceleram a análise de frente de onda.

São necessários métodos e instrumentos que sejam capazes de medidas mais precisas da refração periférica ao longo de ângulos periféricos amplos para fornecer informações importantes para a determinação do formato ocular, comprimento ocular ou contorno retiniano. Essas informações são agora de grande interesse no estudo e tratamento de patologias oculares como, por exemplo, miopia progressiva.

BREVE SUMÁRIO DA INVENÇÃO

A presente invenção envolve o uso de um arranjo de elementos defletores do feixe distintos que se estende lateralmente do eixo óptico do sistema relacionado aos olhos e do qual feixes de interrogação dos elementos podem ser direcionados para dentro do sistema relacionado aos olhos ao longo de uma gama ampla de ângulos periféricos. Esses feixes de interrogação, por sua vez, geram feixes de retorno de dentro do sistema relacionado aos olhos que são transmitidos ao meio detector por meio dos mesmos elementos defletores do feixe. Os feixes de interrogação podem ser gerados por elementos de iluminação do arranjo com um feixe ou feixes de iluminação que podem ser escaneados sobre o arranjo. A varredura preferivelmente ocorre a partir de um ponto comum, de tal forma que todos os feixes de retorno retornem àquela fonte para detecção por um único detector. O erro refrativo e outras aberrações do sistema relacionado aos olhos podem ser determinados e, se desejado, mapeados sobre uma superfície do sistema, por comparação do feixe de interrogação com o feixe de retorno para cada elemento do

arranjo. Isso pode ser feito por comparação de frentes de ondas, deslocamento relativo, ângulo, posição ou formato do corte transversal. Uma vez que a fonte, a iluminação e os feixes de interrogação terão propriedades ópticas 5 substancialmente idênticas, será conveniente usar o feixe da fonte como um substituto para o feixe de interrogação nessas comparações. Na verdade, normalmente será suficiente armazenar dados relativos ao feixe da fonte como uma base para essas comparações. Referências à comparação do feixe 10 de retorno com o feixe de interrogação devem, portanto, levar em consideração esse fato.

O arranjo defletor do feixe pode se estender em um lado ou em ambos do eixo óptico, ser reto ou curvo, cruciforme, em forma de estrela, disco, placa ou linha. 15 Para simplificar e por conveniência, um arranjo em linha ou linear (reto ou curvo) que se estende igualmente em cada lado do eixo é preferido, já que permite que um meridiano completo do olho seja avaliado com um ajuste do arranjo. Um arranjo linear que se estende em um ou em ambos os lados do 20 eixo pode ser girado para cobrir todos os meridianos e ângulos polares.

Cada elemento defletor do arranjo funciona para: (i) desviar um feixe de iluminação por uma fonte luminosa como um feixe de interrogação para dentro do sistema relacionado 25 aos olhos e para (ii) desviar o feixe de retorno refletido ou retro-disperso até o meio detector. O ângulo do feixe de interrogação em relação ao eixo óptico é determinado tanto pela natureza do elemento defletor do feixe (por exemplo, prismas ou espelhos fixos ou direcionáveis) quanto por sua 30 localização lateral no arranjo. Elementos defletores mais

remotos normalmente dão origem a ângulos de interrogação maiores. Dessa forma, ângulos periféricos até e além de 40 graus podem ser facilmente escaneados, com ângulos entre 20 e 30 graus normalmente sendo adequados para a caracterização de olhos míopes para terapia corretora. Um elemento defletor pode ser móvel a partir da localização até a localização dentro do arranjo para cobrir múltiplos ângulos, mas a complicaçāo e as imprecisões acrescentadas geralmente não compensam. De preferência, portanto, os elementos defletores do feixe ocupam posições fixas no arranjo, embora seja previsto que elementos individuais possam ser inclináveis sob controle do processador para ajustar o ângulo de seus feixes de interrogação. De preferência, no entanto, um feixe luminoso da fonte é escaneado seqüencialmente de um ponto comum sobre os elementos defletores e cada feixe de retorno retorna por meio de cada elemento à medida que é escaneado até o ponto comum.

É preferível que os feixes de interrogação sejam gerados um de cada vez, de tal forma que a intensidade total da luz que penetra no olho humano que está sendo examinado em qualquer instante seja minimizada. Isso também aumenta a habilidade do meio detector para discriminar entre feixes de retorno. No entanto, a varredura de um feixe de iluminação de um elemento do arranjo até o seguinte não é essencial, já que a geração seqüencial de feixes de interrogação pode ser obtida de outras formas - pelo uso de obturadores eletrônicos antes e/ou atrás do arranjo ou pelo uso de elementos defletores do feixe móveis, por exemplo. Com qualquer um destes, uma seqüênci-

rápida de feixes de interrogação pode ser gerada ao longo de uma ampla gama de ângulos de interrogação, a velocidade da varredura sendo determinada em grande parte pela taxa à qual os feixes de retorno podem ser detectados e os dados associados registrados. A varredura e a detecção são efetuadas preferivelmente de forma automática por ou sob o controle de um computador pessoal ou outro processador/controlador digital.

A varredura rápida é altamente desejável para permitir uma boa fixação de um olho natural vivo por todo o procedimento, sendo preferido que toda a seqüência de interrogação e detecção ocorra durante um período de poucos segundos. De preferência, pede-se que o indivíduo fixe o olhar em um alvo no eixo e, quando a fixação é confirmada, a seqüência de varredura é iniciada automaticamente. Otimamente, a técnica permite que as características ópticas do sistema relacionado aos olhos sejam computadas e mapeadas substancialmente em tempo real.

Quando se acredita que a varredura seja um fator limitante da velocidade, alguns elementos do feixe deflexão podem ser iluminados de uma vez para gerar múltiplos feixes de retorno simultâneos que não precisarão ser distinguidos para detecção separada. Isso pode ser feito com a utilização dos obturadores eletrônicos mencionados anteriormente para cortar ou codificar por pulso um ou mais dos feixes de retorno. A polarização seletiva também pode ser empregada para distinguir os feixes de retorno, o que também pode ser implementado por um obturador eletrônico adequado que serve como um polarizador seletivo.

Como um feixe de interrogação encontrará múltiplas

interfaces entre materiais de diferentes características ópticas à medida que penetra no sistema relacionado aos olhos, o respectivo feixe de retorno será composto por um conjunto de feixes de retorno componentes. O feixe de 5 retorno componente que geralmente é o mais importante é aquele que retorna da retina (a interface mais posterior do sistema relacionado aos olhos), pois ele fornece o percurso de feixe mais longo no olho. Felizmente, os feixes componentes que retornam da córnea e da retina também são 10 normalmente os mais intensos e/ou distintos. Embora os feixes componentes que retornam de outras superfícies dentro do sistema relacionado aos olhos sejam mais difíceis de detectar e distinguir entre eles, a técnica da presente invenção permite que esses feixes de retorno componentes 15 sejam selecionados para análise. A seleção e a comparação de componentes do feixe de retorno associados tanto à córnea quanto à retina permitirão que o comprimento ocular seja determinado usando métodos interferométricos, com o comprimento ocular sendo fundamental para o monitoramento 20 da progressão da miopia.

A medida interferométrica do comprimento ocular pode ser combinada com o mapeamento das aberrações refrativas de um olho, o que é particularmente vantajoso quando um feixe de iluminação de varredura é gerado a partir de um feixe da 25 fonte em um único ponto ou em um ponto comum, por exemplo, com o uso de um escâner de espelho móvel. Isso permite que cada feixe de retorno com seus componentes da retina e da córnea retorne a uma localização comum onde as aberrações e a distância córnea-retina possam ser determinadas para cada 30 feixe de retorno. A localização comum é o feixe da fonte

antes do ponto de varredura onde os feixes de retorno podem ser acoplados em um percurso de feixe detector e um percurso do feixe do interferômetro usando divisores de feixe. Para medir a distância retina-córnea, um feixe de referência (parte do feixe da fonte) também é acoplado ao percurso do feixe do interferômetro, de modo que possa interferir com os componentes do feixe de retorno de uma forma que possa ser detectada, a interferência sendo criada por alteração do comprimento do percurso do feixe do interferômetro de forma que o comprimento do feixe de referência em relação ao feixe de retorno naquele percurso seja alterado. Essa alteração do comprimento pode ser efetuada por movimentação de um espelho e monitoramento da interferência, com a distância que o espelho percorre estando relacionada com a distância retina-córnea, embora não idêntica. Para se obter interferência dessa forma, o feixe de referência (e, portanto, o feixe da fonte) é preferivelmente de baixa coerência, substancialmente monocromático e preferivelmente no infravermelho próximo.

Em um aspecto, a invenção está relacionada a um método para caracterizar oticamente um sistema óptico relacionado aos olhos, que envolve a iluminação de um elemento defletor do feixe em um arranjo que se estende lateralmente ao eixo óptico para gerar um feixe luminoso de interrogação que é direcionado para o interior do sistema relacionado aos olhos em um ângulo relativo predeterminado, a detecção de um feixe de retorno refletido ou retro-disperso do sistema relacionado aos olhos que retorna por meio do elemento defletor do feixe iluminado e a comparação do feixe de retorno com o feixe de interrogação, iluminação ou da fonte

para determinar diferenças de frente de onda indicativas de aberrações do sistema óptico relacionado aos olhos no ângulo predeterminado.

Em outro aspecto, a invenção está relacionada a um instrumento baseado no método acima que inclui um arranjo de elementos deflectores do feixe que se estendem a partir do eixo óptico, meios para a iluminação do arranjo para gerar os feixes de interrogação e meios para a detecção dos feixes de retorno, e comparação destes com o feixe de interrogação, iluminação ou da fonte não distorcido, os quais supostamente são livres de aberrações ou pelo menos possuem aberrações calibradas. Tipicamente, o feixe da fonte - e, portanto, os feixes de iluminação, os feixes de interrogação e o feixe de retorno - serão de largura espectral estreita dentro da região visível ou infravermelha, com o infravermelho próximo sendo preferido, como observado acima.

Em outro aspecto, o método da invenção pode empregar um arranjo que se estende lateralmente de elementos deflectores do feixe para gerar feixes de interrogação que são dirigidos seqüencialmente para dentro do olho de um indivíduo em ângulos periféricos, usando os elementos deflectores do arranjo para direcionar a luz retornada do olho a partir de cada feixe de interrogação a um meio detector comum como uma seqüência de feixes de retorno, diferenciando-se as frentes de ondas de cada feixe de interrogação e seu respectivo feixe de retorno para determinar o poder refrativo do olho ao longo do percurso daquele feixe de interrogação e daquele feixe de retorno dentro do olho.

Os termos "em frente" e "atrás" e "em direção" e "retrógrado" são usados para indicar a disposição relativa com relação ao sistema relacionado aos olhos. Dessa forma, o arranjo de elementos deflectores do feixe (quando 5 empregados) estará localizado em frente ao sistema relacionado aos olhos, o feixe de interrogação terá um trajeto retrogrado a partir do arranjo para dentro do sistema relacionado aos olhos e os feixes de retorno terão um trajeto em direção ao arranjo.

10 **DESCRÍÇÃO DETALHADA DOS EXEMPLOS**

Tendo descrito a natureza da presente invenção, serão agora descritos exemplos específicos com referência aos desenhos em anexo. No entanto, aqueles habilitados na técnica observarão que muitas variações e modificações 15 podem ser feitas aos exemplos, sem se afastar do escopo da invenção como apresentada acima.

Descrição das várias visualizações dos desenhos

Nos desenhos em anexo:

A Figura 1 é um projeto diagramático básico do layout 20 óptico básico do primeiro exemplo de um instrumento formado de acordo com a presente invenção no qual o meio defletor compreende um arranjo de prismas.

A Figura 2 ilustra uma possível modificação ao exemplo 25 de Figura 1, em que os prismas que compreendem o arranjo defletor estão inclinados e dispostos em um arco.

A Figura 3 é uma elevação lateral diagramática ampliada e mais detalhada do layout óptico do instrumento da Figura 1.

A Figura 4 é um detalhe parcial ampliado da Figura 3 30 que mostra algumas características ou refinamentos

adicionais.

A Figura 5 é uma elevação lateral diagramática de um instrumento que compreende o segundo exemplo com uma configuração óptica diferente para a direção do feixe em 5 relação àquele do primeiro exemplo das Figuras 1 - 4.

A Figura 6 é uma elevação lateral diagramática do instrumento da Figura 3, incluindo meios para a medida do comprimento ocular e/ou da distância entre elementos deste.

O layout básico do instrumento 10 do primeiro exemplo 10 é mostrado diagramaticamente na Figura 1. O arranjo 12 de elementos defletores 14, nesse caso, é uma fileira linear que se estende simétrica e lateralmente em um dos lados do eixo óptico 16 do sistema óptico relacionado aos olhos 18 sob investigação. Será presumido que o sistema 18 é o olho 15 de um paciente, com ou sem a adição de lentes prostéticas ou outras modificações. Uma fonte luminosa de iluminação, um processador de controle e um detector de feixe de retorno são indicados por uma unidade indiferenciada única 20 disposta no eixo 16, que é descrita com mais detalhe com 20 referência à Figura 3. A unidade 20 dirige os feixes de iluminação, indicados por pontas de setas 22, aos elementos do arranjo 14 para gerar um conjunto correspondente de feixes de interrogação, indicados por pontas de setas 24, que são dirigidos para dentro do sistema ocular 18 em 25 diferentes ângulos periféricos em relação ao eixo 16. Um feixe de retorno, indicado por pontas de setas 23, é gerado por cada feixe de interrogação 24 e é dirigido de volta à unidade 20 por meio do respectivo elemento 14 para detecção. É conveniente que os feixes de iluminação 22 30 sejam dirigidos em seqüência de um elemento 14 ao seguinte

para, dessa forma, gerar seqüencialmente os feixes de interrogação 24 e os feixes de retorno 23.

Nesse exemplo, um feixe de iluminação central, um feixe de interrogação central correspondente e um feixe de retorno central correspondente são indicados por pontas de setas 25, 27 e 29. Também nesse exemplo, cada elemento defletor é um prisma (exceto o elemento central 14c) que possui um ângulo de ápice, de tal forma que cada feixe de interrogação 24 seja dirigido ao interior do olho 18 e cada feixe de retorno 23 seja dirigido à unidade 20. O elemento central 14c é efetivamente um elemento nulo que não desvia o feixe de iluminação; ele pode ser um vidro simples com lados paralelos como mostrado, mas isso nem mesmo é necessário. Também nesse exemplo, o arranjo 12 é substancialmente linear, de tal forma que os feixes de interrogação 24 e 27 sejam substancialmente co-planos, permitindo que um meridiano - nesse exemplo, o horizontal - do sistema 18 seja investigado. Meridianos não horizontais do sistema podem ser investigados simplesmente girando-se o instrumento 10 em torno do eixo óptico 16 em relação ao olho 18.

A transmissão de feixes de interrogação 24 e 27, um de cada vez, para dentro do olho 18, e a geração de uma seqüência de feixes de retorno correspondente 23 e 29, podem ser efetuadas de diversas formas. Primeiro (como será descrito abaixo), a unidade 20 pode incluir um escâner de feixes que dirige um feixe de iluminação estreito único de um elemento 14 para outro. Segundo, múltiplos elementos 14 podem ser iluminados de uma vez e os feixes de interrogação 24 e 27 podem ser separados para efetuar a varredura do

olho 18 e a geração de uma seqüência de feixes de retorno 23 e 25. Isso pode ser feito, por exemplo, inserindo-se um obturador de LCD controlável eletronicamente 26 entre o arranjo 12 e o olho 18, e usando-o como um meio de 5 varredura pelo qual os feixes de interrogação 24 dos prismas 14 são admitidos no olho 18, um de cada vez. Terceiro, um obturador similar 28 pode ser inserido entre o arranjo 12 e a unidade 20 para separar os feixes de iluminação 22 e 25 para iluminar um ou mais elementos 14 de 10 cada vez. Dessa forma, não é essencial que a unidade 20 inclua meios de varredura, e é possível distribuir a função de varredura entre o meio de varredura na unidade 20 e obturadores, como indicado em 26 e/ou 28.

Dessa forma, pares sucessivos de feixes de 15 interrogação/retorno divergem/convergem em ângulos sucessivamente maiores/menores com relação ao eixo 16 à medida que entram e saem do olho 18. A varredura seqüencial de um ângulo ao adjacente seguinte será provavelmente a mais conveniente, mas muitas outras seqüências de varredura 20 podem ser usadas para minimizar distorções que possam surgir em função da varredura seqüencial fixa. Embora a iluminação de mais de um elemento defletor do feixe 14 de cada vez possa facilmente ser obtida pelo uso de um escâner na unidade 20, é então necessário distinguir os múltiplos 25 feixes de retorno simultâneos que resultarão. Isso pode ser feito utilizando-se o obturador 26 ou 28 como um divisor de feixes ou um polarizador seletivo para codificar diferencialmente cada feixe de retorno que precisa ser distinguido do outro no detector.

30 Uma segunda variante do instrumento da Figura 1 é

ilustrada na Figura 2, e esse instrumento é indicado em 10a. Nessa variante, os prismas 14a que compreendem os elementos defletores do arranjo 12 estão dispostos em uma curva ou arco (em vez de serem co-planos) e estão 5 inclinados em relação aos prismas correspondentes da Figura 1, de forma que os ângulos de entrada e saída dos feixes luminosos são iguais. Uma disposição desse tipo pode fornecer um melhor desempenho, dependendo das dimensões laterais do arranjo e do número de elementos defletores 10 nele presentes.

A Figura 3 é uma elevação lateral mais detalhada do instrumento 10 da Figura 1 ou da variante 10a da Figura 2, em que os componentes principais da unidade 20 são mostrados separadamente. Uma fonte luminosa 30 dirige um 15 feixe da fonte colimado 32 por meio de um divisor de feixe 34 até um escâner de espelho oscilante 36 que é movido pelo ativador 37 para gerar feixes de iluminação 22 que são escaneados de defletor a defletor no arranjo 12 para gerar a seqüência de feixes de interrogação 24 que são dirigidos 20 ao sistema ocular 18 e sobre a retina 38 ao longo do intervalo desejado de ângulos incidentes. Dessa forma, o espelho de varredura 36 forma uma fonte em ponto ou ponto comum para os feixes 24 e um ponto comum (indicado em X) para todos os feixes de retorno. Dessa forma, cada feixe de 25 retorno 23 que retorna da retina 38 passa de volta através do arranjo defletor 12 e do espelho do escâner 36 para o divisor de feixe 34, pelo qual é desviado por meio de um sistema de focalização 42 até um fotodetector 44. O sistema 42 inclui uma montagem de lentes móveis 43 que pode ser 30 movida axialmente para frente e para trás em um intervalo

de foco, como indicado pelas setas 46. Embora o feixe da fonte 32 (e, dessa forma, os feixes de iluminação, de interrogação e de retorno 22, 24 e 23) possa ter qualquer corte transversal em ponto, disco ou anular desejado, um 5 corte transversal anular, como aquele comumente usado em auto-refratores conhecidos (por exemplo, o Shin-Nippon SRW-5000 mencionado acima), é preferido, já que ele pode ser analisado e processado de uma forma substancialmente padronizada.

10 Dessa forma, cada feixe de retorno 23 - ou, mais corretamente, sua imagem 48 no detector 44 - contém informações sobre o estado refrativo do sistema ocular que são capturadas ou quantificadas pelo detector 44, que é preferivelmente um arranjo bidimensional de fotossensores.

15 Finalmente, a unidade 20 inclui um processador e um controlador central 49 que pode convenientemente compreender um PC dedicado e está conectado para receber e analisar os dados de saída do detector 44 e dirigir a montagem de lentes 43 sob servo-controle. O processador 49 20 também está conectado para controlar a controladora do escâner 37 e para assegurar o momento correto de iluminação e de detecção do sinal de retorno. Uma conexão entre a fonte luminosa 30 e o processador 49 também é mostrada, já que será conveniente para assegurar que o feixe da fonte 32 25 esteja configurado corretamente e que uma representação do o padrão seccional do feixe da fonte atual esteja armazenado para comparação com a imagem 48.

Enquanto cada feixe de retorno 23 estiver sendo recebido, a montagem de lentes de focalização 42 é movida 30 ao longo da direção do eixo óptico para variar o tamanho e

o formato do foco da imagem 48. Comumente, três posições da montagem de focalização 42 são registradas para cada um de três formatos da imagem do feixe de retorno: uma posição em que a imagem (ponto ou anel) aparece com o menor tamanho e 5 com o foco mais nítido, uma segunda posição em que a imagem aparece maximamente alongada em um meridiano, e uma terceira posição em que a imagem está maximamente alongada em um meridiano diferente, normalmente um que seja ortogonal ao primeiro meridiano. As três posições da 10 montagem de lentes 42, respectivamente, indicam o poder do equivalente esférico do olho, o componente astigmático sagital e o componente astigmático tangencial da refração. A significância do tamanho do ponto/imagem em relação ao poder do equivalente esférico do olho 18 pode ser 15 compreendida da seguinte forma elementar: como o feixe de interrogação 24 que entra no olho 18 é colimado, um olho normal ou emétrope irá retornar um feixe colimado paralelo, um olho míope irá retornar um feixe convergente, e um olho hipermetrópe irá retornar um feixe divergente, ambos 20 resultando em tamanhos de imagens maiores.

A Figura 4 mostra algumas características que podem ser adicionadas para aumentar o desempenho do instrumento 10 ou variante 10a das Figuras 1 e 2. Um alvo de fixação móvel 50 está localizado em um percurso do feixe do olhar 25 52 que está oticamente acoplado por um primeiro divisor de feixe adicional 54 no percurso do feixe de retorno 23 e no eixo óptico 16. O alvo de fixação 50 alinha o olhar ou o eixo do olho com o eixo óptico 16 do sistema e controla a acomodação. Um segundo divisor de feixe adicional 56 no 30 percurso do olhar 52 dirige uma imagem do olho 18 para um

detector de CCD 58, permitindo que a direção do olhar e o alinhamento ocular sejam monitorados, já que o detector de CCD 58 recebe a imagem ocular por meio de divisores de feixe 54 e 56. Sensores de distância ópticos ou acústicos 5 60 podem ser usados (alternativa ou adicionalmente) para indicar quando o olho 18 parece estar axialmente alinhado. Os sensores 60, juntamente com o detector 58, se desejado, podem estar conectados ao processador 49 (Figura 3) - como indicado por setas marcadas com P - de tal forma que a 10 iniciação de um ciclo de medições possa ser automática.

A Figura 5 mostra o layout óptico de um instrumento 60 que comprehende o segundo exemplo da invenção, que tem um arranjo defletor 62 diferente em relação ao primeiro exemplo, mas, fora isso, pode ser substancialmente igual. 15 Os mesmos numerais de referência serão usados para os elementos do instrumento 60 que são essencialmente iguais àqueles das Figuras 1 ou 2 do primeiro exemplo. A Figura 5 é uma visão superior como aquela das Figuras 3 e 4.

Como no primeiro exemplo, o arranjo 62 do instrumento 20 60 comprehende uma fileira de elementos defletores do feixe 63, mas, nesse caso, cada elemento defletor 63 comprehende um espelho (ou, opcionalmente, um prisma) 64 que pode ser inclinado por um ativador 66 [será observado que, se os espelhos 64 estiverem localizados de forma fixa, o 25 instrumento 60 será substancialmente idêntico ao instrumento 10 do primeiro exemplo, no qual a função de varredura é realizada pelo escâner na fonte e na unidade de detecção 20, e/ou por um obturador de LCD 26 ou obturador de LCD 28 (veja a Figura 1)]. O ativador 66 pode ser um 30 dispositivo de estado sólido conhecido como, por exemplo,

um ativador piezelétrico de titanato de bário. Isso permite que o instrumento 60 do segundo exemplo funcione de forma bem diferente daquele do primeiro exemplo, porque cada elemento 63 pode ser operado como um obturador ou escâner.

5 São previstos vários modos operacionais diferentes.

Primeiro, muitos elementos defletores 63 podem ser usados no arranjo 62, já que seus espelhos componentes 64 e ativadores 66 podem ser feitos muito pequenos e montados com muita precisão. Eles podem ser dispostos bem mais juntos do que os prismas 14 do arranjo 12 no primeiro exemplo, pelo menos para setores do olho que são de interesse particular. Embora a fonte luminosa, o detector e a unidade do processador 20 possam ser operados para varrer o feixe de iluminação 22 ao longo do arranjo 63 de forma similar à descrita com referência à Figura 3, pode ser difícil assegurar que o feixe escaneado 22 não ilumine mais do que um dos espelhos do defletor muito próximos de cada vez. Conseqüentemente, os ativadores 66 podem ser operadas para (i) angular "corretamente" apenas o espelho desejado 64 para dirigir seu feixe de interrogação 24 para o olho 18 e (ii) para angular "incorrectamente" para espelhos próximos 64 para assegurar que quaisquer feixes que possam gerar não sejam dirigidos ao olho 18. Isso permite que o escâner 36/37 da Figura 3 efetue uma varredura grosseira, deixando 25 que a varredura fina seja feita pelos espelhos 64 [como será compreendido a partir da descrição do primeiro exemplo, um espelho que esteja angulado corretamente para dirigir um feixe de interrogação 22 para o olho 18 também estará angulado corretamente para dirigir o feixe de 30 retorno 23 da retina 38 ao detector da unidade 20]. Dessa

forma, no modo operacional descrito, os elementos deflectores do feixe 63 (que compreendem os espelhos 64 e seus ativadores 66) podem ser operados como o obturador 26 (ou 28) da Figura 1.

5 Segundo, os elementos deflectores do feixe 63 de um arranjo de múltiplos elementos 62 podem ser operados para realizar algumas ou todas as funções de varredura do espelho do escâner 36 do primeiro exemplo. Por exemplo, em vez de montar pequenos espelhos próximos para interrogar
10 finamente as áreas do olho de interesse particular, uma série de espelhos maiores 64 pode ser sucessivamente iluminada por varredura grosseira do feixe de iluminação 22 que empregam um escâner grosseiro na unidade 20 (similar ao espelho 36 descrito no primeiro exemplo), e cada espelho
15 iluminado 64 pode ser movido por seu ativador 66 para efetuar a varredura fina do feixe de interrogação 24 ao longo de um intervalo pequeno de ângulos.

A Figura 6 ilustra um instrumento 80 e um método que formam a terceira modalidade exemplar da invenção e
20 permitem a medida do comprimento ocular, bem como de aberrações de frente de onda e refração periférica. O instrumento 80 incorpora o instrumento das Figuras 3 e 4 para medida da aberração de frente de onda e da refração periférica e acrescenta a ele um percurso do feixe do
25 interferômetro 82 para a medida do comprimento ocular. Os mesmos numerais de referência serão usados para aquelas partes do instrumento 80 que possuem substancialmente a mesma função que o instrumento 10 e não serão aqui descritos separadamente.

30 O percurso do feixe do interferômetro 82 está disposto

substancialmente em ângulos retos em relação ao feixe da fonte 32a que é emitido pela fonte luminosa 30. Ele compreende (i) um divisor de feixe adicional 84 disposto no feixe 32, antes do espelho de varredura 36, (ii) um elemento de compensação da dispersão 86, (iii) um espelho móvel adicional 88, e (iv) um fotodetector adicional 90. Como indicado pelas setas 92, o espelho 88 é móvel ao longo do percurso do feixe 82 em direção e se afastando do fotodetector 90, por um ativador 93 sob o controle do processador 49 (Figura 3). De preferência, o ativador 93 é operado para mover o espelho 88 para frente e para trás.

A seguir, será presumido que o comprimento axial do sistema ocular 18 é de interesse e, portanto, os feixes axiais de iluminação, de interrogação e de retorno 25, 27 e 29 são aqueles sob consideração. Em uso, o feixe da fonte 32a passa através do divisor de feixe adicional 84 e é dividido no ponto **A** em duas porções de feixe emergentes, o feixe 32, que continua (como descrito anteriormente) até o espelho de varredura 36, e um feixe de referência 94, que é refletido pelo divisor 84 no percurso do feixe 82 para mover o espelho 88 do qual é refletido de volta por meio do ponto **A** até o detector 90. Como a porção do percurso do interferômetro 82 entre o ponto **A** e o detector 90 também é percorrida pelas porções do feixe de retorno 29a e 29b, que são refletidas até o detector 90 pelo divisor 84, o feixe de referência 94 pode interferir ou colidir com as porções do feixe de retorno 29a e 29b. Evidentemente, é necessário que o trajeto do espelho 88 durante a movimentação recíproca seja suficiente para causar interferência entre ambas as porções do feixe de retorno 29a e 29b. Essas

interferências são detectadas pelo detector 90 e transmitidas ao processador 49, juntamente com a posição precisa do espelho 88 (como indicado por setas com a letra P). Por conveniência, presume-se que a interferência com a 5 porção do feixe de retorno 29a ocorra quando o espelho 88 está no ponto D1 e que a interferência com a porção do feixe de retorno 29b ocorra quando o espelho 88 está no ponto D2.

Mais especificamente, a interferência surgirá se as 10 distâncias ópticas [A, B, C1] [A, D1] ou [A, B, C2] e [A, D2] forem iguais. Como a distância relativa entre D1 e D2 é conhecida com precisão a partir das posições do espelho, as distâncias ópticas entre os pontos C1 e C2 também são 15 conhecidas. A distância física entre as superfícies da córnea e da retina pode então ser computada usando valores de grupos de índice de refração bem conhecidos de meios oculares para converter as distâncias ópticas em distâncias físicas. A precisão da medida pode ser aumentada pelo uso 20 do elemento de compensação da dispersão 86 no percurso de feixe 82, tais dispositivos sendo conhecidos na técnica. Será observado que, embora as técnicas ópticas gerais 25 empregadas no percurso de feixe adicional 82 para indicar o comprimento ocular não sejam novas (veja, por exemplo, as referências de Schmid identificadas acima), a combinação particular com o instrumento 10 é a mais útil, elegante e inédita. No entanto, também será observado que outras técnicas conhecidas que indicam oticamente o comprimento 30 ocular também poderão ser usadas separadamente ou em combinação com os sistemas de caracterização óptica aqui revelados.

Embora vários exemplos da invenção, juntamente com diversas variantes, tenham sido descritos, será observado que muitos outros são possíveis, sem se afastar do escopo da invenção, como definida pelas reivindicações em anexo.

- 5 Os termos e arranjos específicos usados nos exemplos têm finalidade apenas ilustrativa, e não limitante.

REIVINDICAÇÕES

1. Método para caracterizar oticamente um sistema óptico relacionado aos olhos tendo um eixo óptico longitudinal, o método caracterizado pelo fato de incluir 5 as etapas de:

geração de um feixe luminoso de interrogação por cada elemento de um arranjo de elementos defletores do feixe distintos, o arranjo se estendendo lateralmente a partir do eixo óptico,

10 direcionamento do referido feixe luminoso para dentro do sistema relacionado aos olhos em um ângulo em relação ao eixo óptico que é, pelo menos em parte, determinado pela posição lateral do elemento dentro do referido arranjo,

15 detecção de um feixe de retorno do sistema relacionado aos olhos que é gerado pelo referido feixe luminoso de interrogação e que retorna no referido ângulo através do referido elemento defletor do feixe ao meio detector, e

20 comparação do referido feixe de retorno detectado com um dos referidos feixes de interrogação e uma imagem do referido feixe de interrogação para determinar aberrações do sistema óptico relacionado aos olhos no referido ângulo.

25 2. Método, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de incluir as etapas de:

geração do referido feixe de interrogação por iluminação do referido elemento defletor do feixe com um feixe de iluminação que emana de um ponto comum, o referido feixe de iluminação sendo defletido pelo referido elemento defletor do feixe para formar o referido feixe de interrogação, e

30 o retorno do feixe de retorno ao referido ponto comum

para detecção, de tal forma que cada elemento defletor do feixe do arranjo possa ser iluminado por um respectivo feixe de iluminação para gerar um respectivo feixe de interrogação em um respectivo ângulo de tal forma que cada 5 feixe de retorno gerado pelo referido respectivo feixe de interrogação retorne ao referido ponto comum para detecção.

3. Método, de acordo com a reivindicação 2, caracterizado pelo fato de incluir as etapas de:

geração de um feixe de fonte estreito por uma fonte 10 luminosa para formar o referido ponto comum,

direcionamento de cada feixe de retorno para retornar ao longo do feixe da fonte, e

o desvio de pelo menos uma porção de cada feixe de retorno pelo referido feixe da fonte para detecção.

15 4. Método, de acordo com a reivindicação 3, caracterizado pelo fato de incluir a etapa de:

movimentação do feixe de iluminação sobre o arranjo de elementos deflectores do feixe para gerar os feixes de interrogação luminosos e os respectivos feixes de retorno 20 de forma ordenada.

5. Método, de acordo com a reivindicação 3, caracterizado pelo fato de incluir as etapas de:

varrer seqüencialmente o feixe de iluminação sobre os elementos deflectores do feixe do referido arranjo para 25 gerar seqüencialmente os feixes de interrogação e de retorno, e

detectar seqüencialmente os feixes de retorno gerados dessa forma.

6. Método, de acordo com qualquer uma das 30 reivindicações 4 ou 5, caracterizado pelo fato de incluir

as etapas de:

o emprego de meios de varredura que compreendem um espelho móvel,

5 iluminação do referido espelho móvel com o feixe da fonte para formar o referido ponto comum no referido espelho de tal forma que os referidos feixes de iluminação sejam por ele formados e escaneados,

10 o direcionamento de cada feixe de retorno de volta ao longo de cada feixe de iluminação escaneado até o espelho, de tal forma que cada feixe de retorno seja direcionado pelo espelho de volta ao longo do feixe da fonte para detecção.

15 7. Método, de acordo com qualquer uma das reivindicações 3, 4, 5 ou 6, caracterizado pelo fato de incluir as etapas de:

detecção de cada feixe de retorno após separação pelo referido feixe da fonte por sua focalização para formar uma imagem em um fotodetector para gerar um sinal de saída correspondente pelo fotodetector,

20 variação do foco da imagem ao longo de uma gama de focos, e

gravação do sinal de saída para comparação com uma imagem gravada correspondente representativa do respectivo feixe de interrogação.

25 8. Método, de acordo com qualquer uma das reivindicações 2, 3, 4, 5, 6 ou 7, caracterizado pelo fato de incluir as etapas de:

iluminação simultânea de diversos elementos defletores do feixe de forma a gerar simultaneamente diversos feixes 30 de retorno correspondentes,

codificação diferencial dos referidos diversos feixes de retorno, e

deteção de cada feixe de retorno separadamente usando a referida codificação.

5 9. Método, de acordo com qualquer uma das reivindicações 2, 3, 4, 5, 6, 7 ou 8, caracterizado pelo fato de incluir as etapas de:

10 iluminação simultânea de diversos elementos defletores do feixe de forma a gerar simultaneamente diversos feixes de interrogação correspondentes, e

bloqueio seletivo dos referidos diversos feixes de interrogação para permitir a passagem de menos feixes de interrogação para dentro do sistema relacionado aos olhos.

15 10. Método, de acordo com qualquer uma das reivindicações 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8 ou 9, caracterizado pelo fato de incluir as etapas de:

direcionamento simultâneo de diversos feixes de iluminação em diversos elementos defletores do feixe, e

20 bloqueio seletivo dos referidos diversos feixes de iluminação para iluminar seletivamente os referidos diversos elementos defletores do feixe.

11. Método, de acordo com qualquer uma das reivindicações 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 ou 10, caracterizado pelo fato de incluir a etapa de:

25 movimentação de pelo menos um dos referidos elementos defletores do feixe para alterar o ângulo do feixe de interrogação gerado por pelo menos um dos referidos elementos.

30 12. Método, de acordo com qualquer uma das reivindicações 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 ou 11, em que o

sistema óptico relacionado aos olhos é um de um olho humano natural e um modelo deste que possui uma superfície da córnea e uma superfície da retina de tal forma que cada feixe de retorno possua um primeiro componente indicativo de reflexão pela córnea e um segundo componente indicativo de reflexão pela retina, o método caracterizado pelo fato de incluir as seguintes etapas adicionais:

5 o desvio de uma porção de cada feixe de retorno pelo referido feixe da fonte em um percurso do feixe do interferômetro que possui um detector de interferência em uma extremidade e um refletor na outra extremidade que podem atuar reciprocamente para encurtar ou alongar o percurso do feixe do interferômetro,

10 o desvio de uma porção do referido feixe da fonte no referido percurso do feixe do interferômetro para formar um feixe de referência,

15 a atuação recíproca do referido refletor para variar o comprimento do referido percurso do feixe do interferômetro de modo a produzir uma primeira interferência entre o referido feixe de referência e o referido primeiro componente do feixe de retorno no referido percurso em uma primeira posição do referido refletor, a referida primeira interferência sendo detectada pelo referido detector de interferência,

20 a atuação recíproca do referido refletor para variar o comprimento do referido percurso do feixe do interferômetro de modo a produzir uma segunda interferência entre o referido feixe de referência e o referido segundo componente do feixe de retorno no referido percurso em uma segunda posição do referido refletor, a referida segunda

interferência sendo detectada pelo referido detector de interferência, e

determinação da distância entre as referidas primeira e segunda posições,

5 a referida distância sendo indicativa da distância física entre a córnea e a retina do olho ao longo do percurso do respectivo feixe de retorno.

10 13. Método, de acordo com qualquer uma das reivindicações 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11 ou 12, em que o sistema relacionado aos olhos é um olho de um paciente humano míope e o método caracterizado pelo fato de incluir as etapas de:

determinação de que o olho está alinhado com o eixo óptico, e depois

15 realização das etapas apresentadas em qualquer uma das reivindicações precedentes para determinar aberrações periféricas do olho em ângulos de pelo menos 30 graus em relação ao eixo óptico em um período de tempo suficientemente curto para evitar movimentação ocular 20 inadvertida significativa.

14. Instrumento para uso óptico em que um sistema óptico relacionado aos olhos com relação a um eixo óptico, o instrumento caracterizado pelo fato de incluir:

um arranjo de elementos defletores do feixe distintos 25 que se estendem lateralmente com relação ao eixo óptico, um feixe luminoso de interrogação sendo gerado a partir de cada um dos referidos elementos para dentro do sistema relacionado aos olhos em um ângulo com relação ao eixo óptico que é determinado, pelo menos parcialmente, pela 30 localização do arranjo elemento dentro do referido arranjo,

quando em uso, um feixe luminoso de retorno gerado por reflexão ou retro-dispersão de um respectivo feixe de interrogação de dentro do sistema relacionado aos olhos retorna por meio do respectivo elemento defletor do feixe,

5 é fornecido um detector para detecção de cada feixe de retorno, o referido detector possuindo uma saída de dados do detector para a transmissão de um sinal de saída indicativo de cada um dos referidos feixes de retorno detectados, e

10 um processador está em comunicação com o referido detector para receber o referido sinal de saída e está adaptado para comparar o referido sinal de saída com um sinal representativo dos feixes de interrogação e está ainda adaptado para gerar dados de saída do processador 15 indicativos de aberrações dos percursos dentro do sistema relacionado aos olhos atravessados pelos feixes de retorno.

15. Instrumento, de acordo com a reivindicação 14,
caracterizado pelo fato de incluir:

uma fonte luminosa adaptada para gerar e propagar um
20 feixe luminoso da fonte ao longo de um percurso do feixe da fonte,

um iluminador conectado oticamente ao referido percurso do feixe da fonte e adaptado para gerar e direcionar um feixe de iluminação no referido arranjo para 25 iluminar os referidos elementos defletores do feixe e para, dessa forma, gerar os referidos feixes de interrogação pelos referidos elementos, o instrumento sendo de tal forma que, quando o instrumento estiver em uso, cada feixe de retorno retornará por meio do referido feixe de iluminação 30 até o referido feixe da fonte,

um divisor de feixe dentro do referido percurso do feixe da fonte adaptado para desviar uma porção mínima de cada feixe de retorno no referido percurso da fonte até o referido detector.

5 16. Instrumento, de acordo com a reivindicação 15, caracterizado pelo fato de que:

o referido iluminador inclui um escâner de feixes adaptado para escanear o referido feixe de iluminação sobre os elementos defletores do feixe do arranjo de forma a gerar uma sucessão de feixes de interrogação e feixes de retorno.

10 17. Instrumento, de acordo com a reivindicação 15, caracterizado pelo fato de que:

o referido iluminador está adaptado para iluminar mais de um elemento defletor do feixe de uma vez,

um obturador eletrônico é fornecido e posicionado antes do arranjo, o referido obturador sendo adaptado para controlar quais elementos defletores do feixe são iluminados pelo referido iluminador.

20 18. Instrumento, de acordo com qualquer uma das reivindicações 15 ou 16, caracterizado pelo fato de que:

o referido iluminador está adaptado para iluminar mais de um elemento defletor do feixe de uma vez,

é fornecido um obturador eletrônico após o arranjo, o referido obturador sendo adaptado para determinar os feixes de interrogação que são capazes de entrar no sistema relacionado aos olhos.

25 19. Instrumento, de acordo com qualquer uma das reivindicações 15, 16, 17 ou 18, caracterizado pelo fato de incluir:

um codificador adaptado para codificar diferencialmente diversos feixes de retorno para facilitar a detecção separada destes pelo referido detector.

20. Instrumento, de acordo com qualquer uma das 5 reivindicações 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18 ou 19, caracterizado pelo fato de que:

um elemento móvel do defletor do feixe é montado para movimentação em relação ao arranjo,

um ativador é ligado ao referido elemento defletor 10 móvel para movimentar o referido elemento,

o referido ativador está conectado ao referido processador para operação para, dessa forma, alterar seletivamente o ângulo de feixes de retorno gerados pelo referido elemento móvel.

15 21. Instrumento, de acordo com qualquer uma das reivindicações 14 ou 15, caracterizado pelo fato de que o sistema óptico relacionado aos olhos é um olho humano natural ou um modelo deste, o olho possuindo uma superfície da córnea e uma superfície da retina de tal forma que cada 20 feixe de retorno possua um primeiro componente indicativo de reflexão pela córnea e um segundo componente indicativo de reflexão pela retina, em que:

o instrumento possui um percurso do feixe do interferômetro que cruza o referido percurso do feixe da 25 fonte,

um segundo divisor de feixe está localizado na interseção do referido percurso da fonte com o referido percurso do feixe do interferômetro e está adaptado para desviar uma porção do feixe da fonte no referido percurso 30 do feixe do interferômetro como um feixe de referência e

para desviar uma porção de um feixe de retorno que percorre o referido percurso do feixe da fonte no referido percurso do feixe do interferômetro,

5 um detector de interferência é disposto em uma extremidade do referido percurso do feixe do interferômetro e está conectado ao referido processador de modo a sinalizar ao processador quando uma interferência entre o referido feixe de referência e o referido feixe de retorno no referido percurso da fonte for detectada,

10 um refletor é disposto na outra extremidade do referido percurso do feixe do interferômetro,

 um ativador do refletor é conectado ao referido refletor e ao referido processador para atuar de forma recíproca no refletor ao longo o referido percurso do feixe 15 do interferômetro sob o controle do processador de modo a alterar o comprimento efetivo do referido percurso do feixe do interferômetro, e

 durante operação, a interferência entre o referido primeiro componente do feixe de retorno e o feixe de 20 referência é sinalizada ao processador junto com uma primeira posição do ativador do refletor, e a interferência entre o referido segundo componente do feixe de retorno e o feixe de referência é sinalizada ao processador junto com uma segunda posição do ativador do refletor para, dessa 25 forma, permitir que o referido processador compute a distância entre a córnea e a retina do olho ao longo do percurso do feixe de retorno dentro do olho.

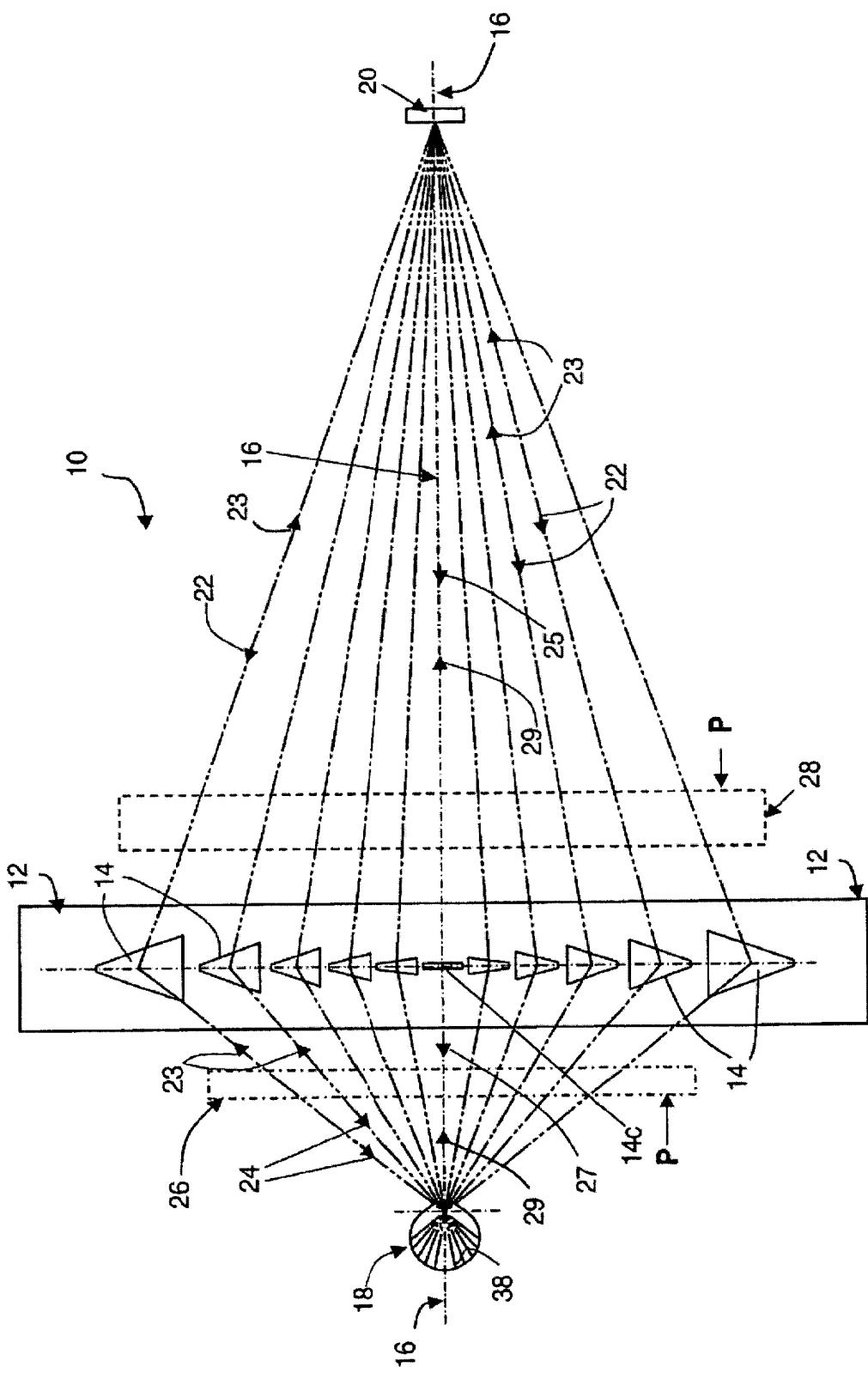


Fig. 1

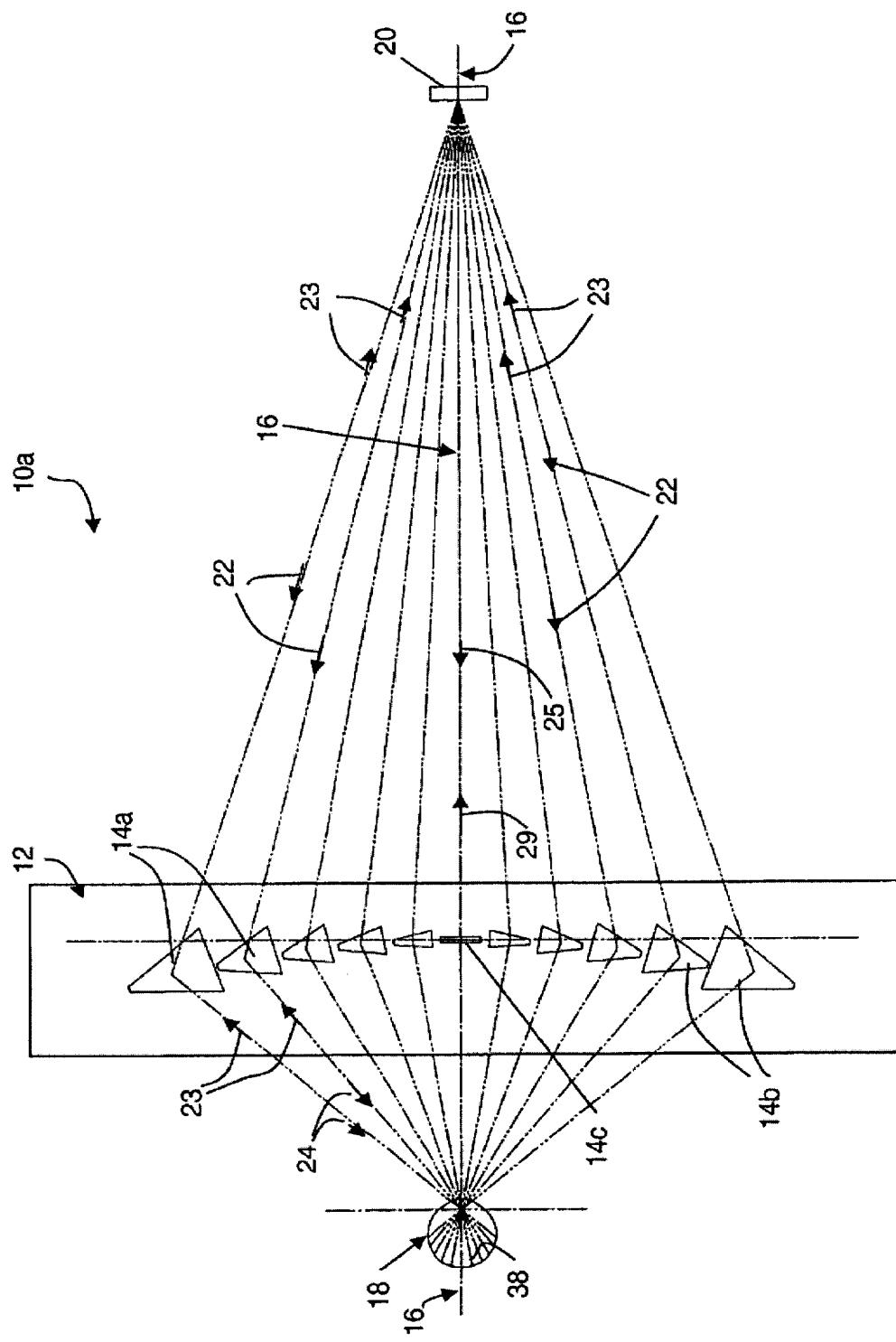
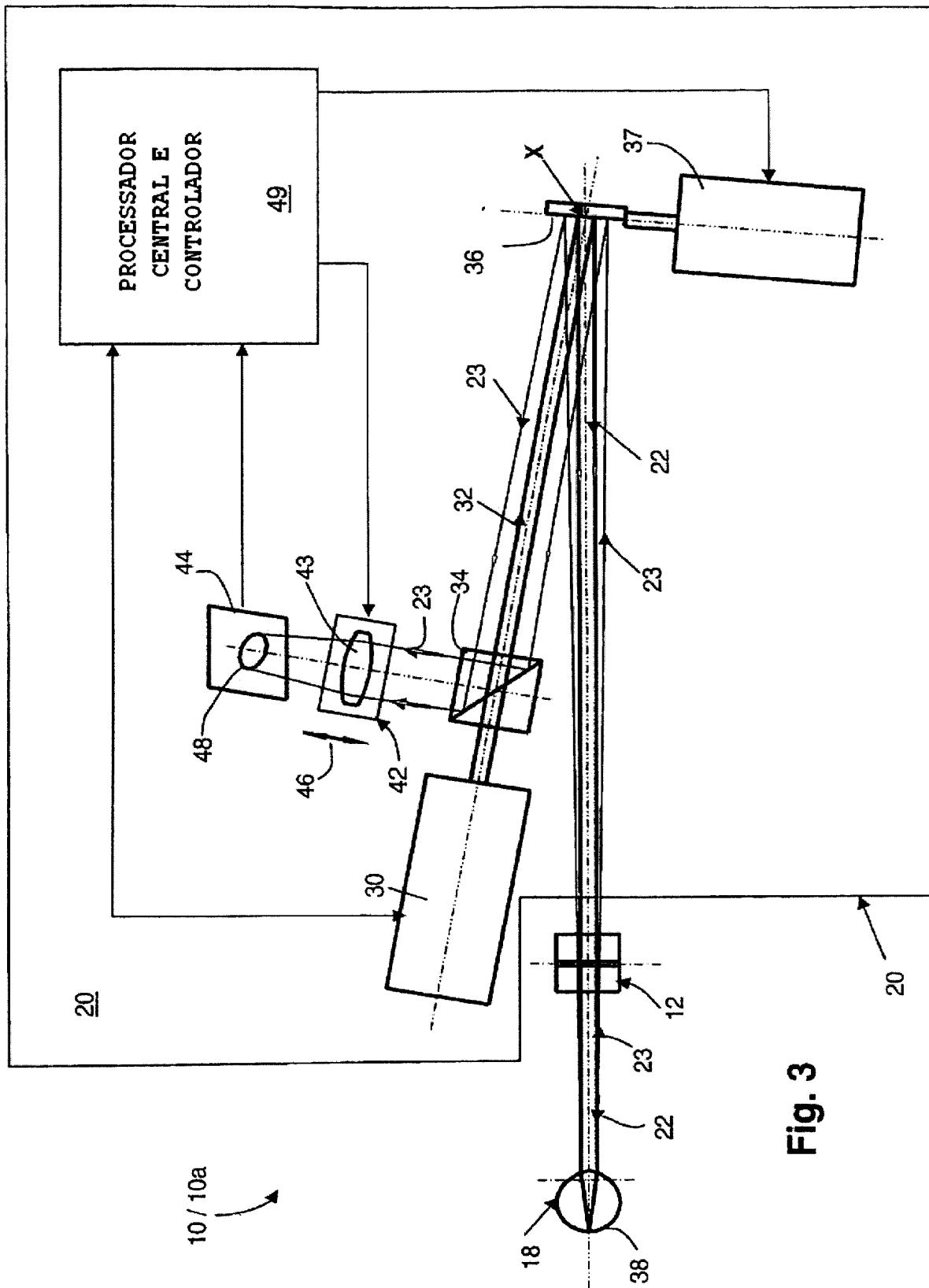


Fig. 2



3
Fig.

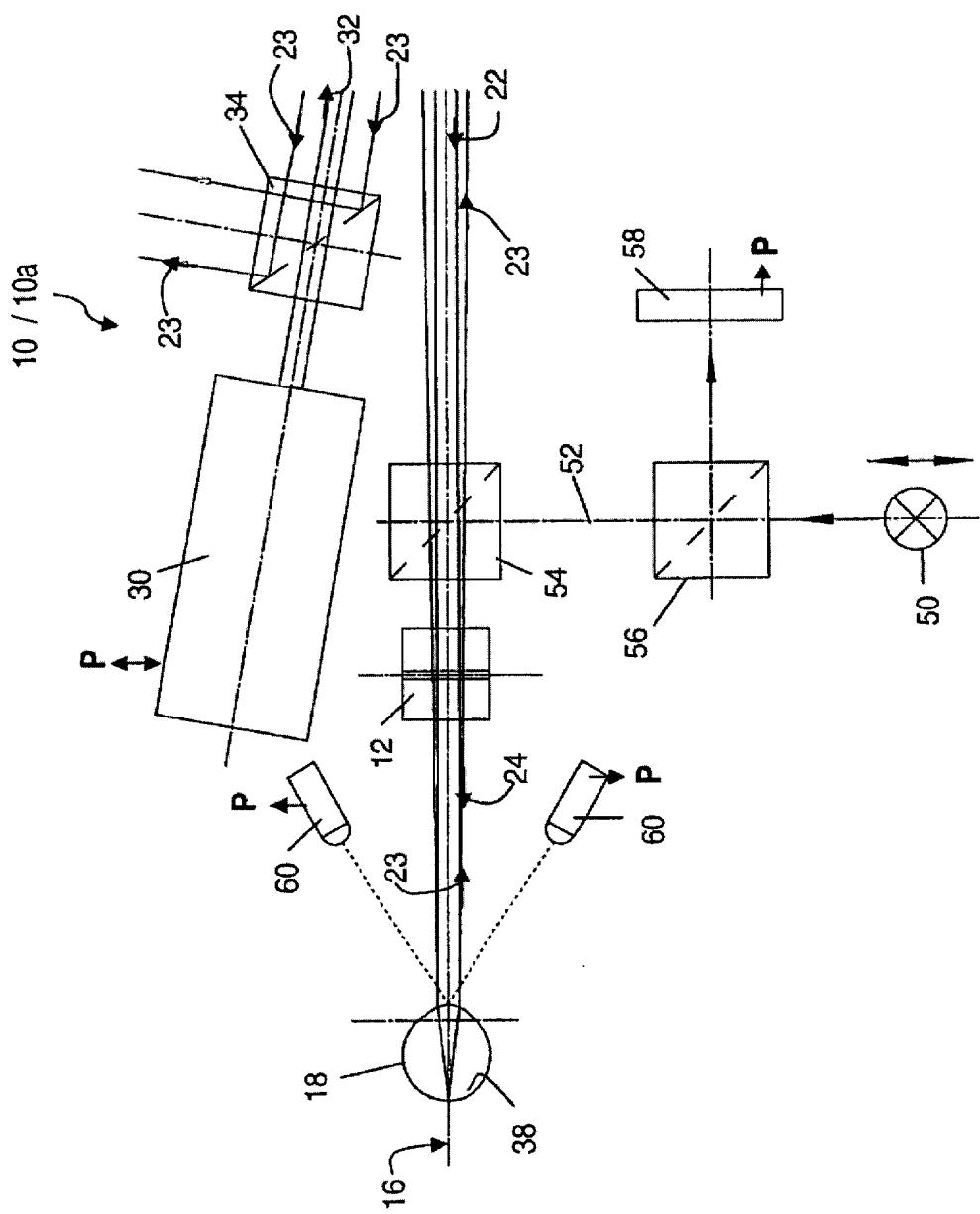
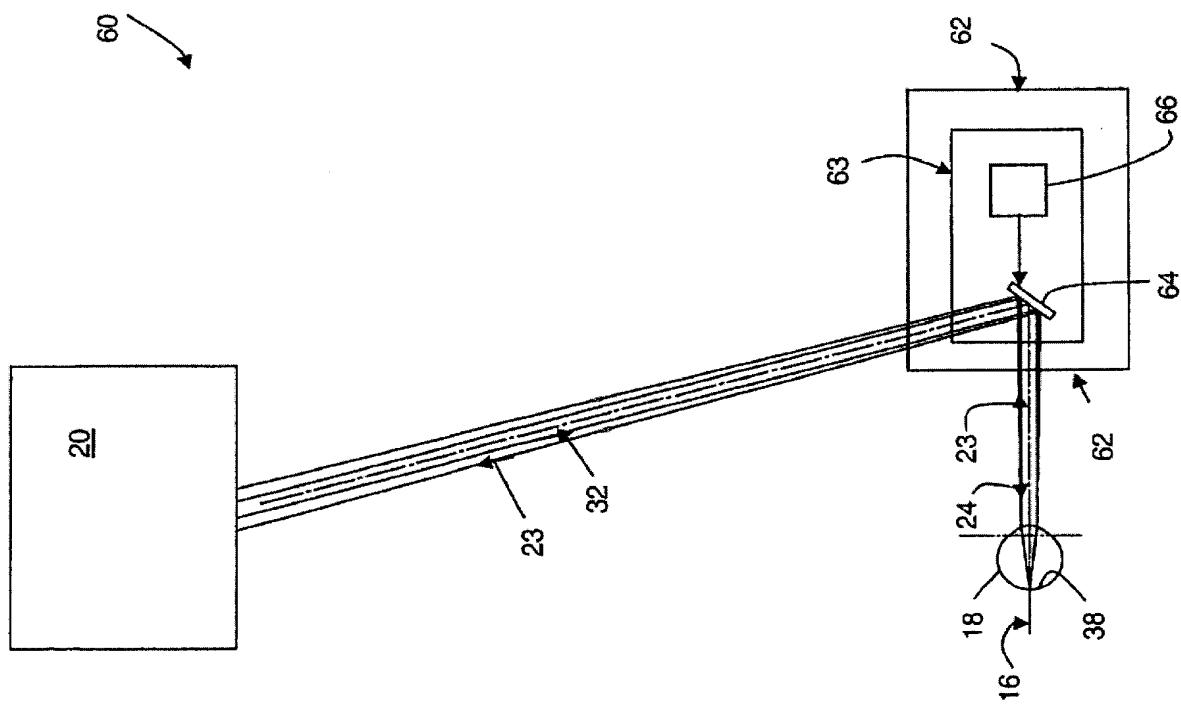


Fig. 4

Fig. 5

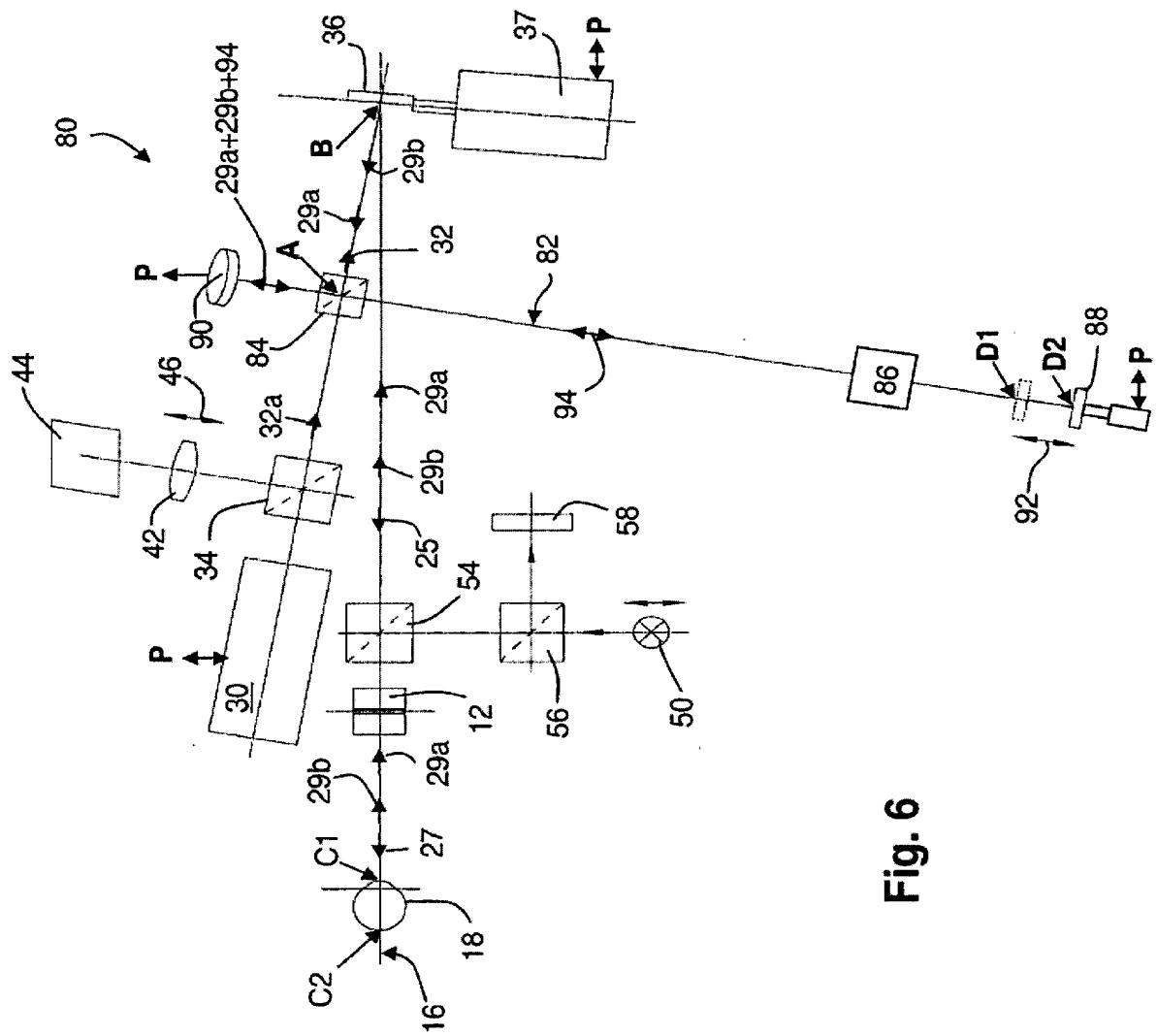


Fig. 6

RESUMO**CARACTERIZAÇÃO DE SISTEMAS ÓTICOS RELACIONADOS AOS OLHOS**

Um instrumento e método para a caracterização de sistemas ópticos relacionados aos olhos, incluindo o olho humano vivo (18), envolvem a varredura de um feixe luminoso de iluminação 22 por uma fonte luminosa e unidade de detecção luminosa (20) de elemento a elemento de um arranjo defletor do feixe 12 de elementos 14 dispostos lateralmente através do eixo óptico 16 do olho 18. em cada elemento sucessivo (14), o feixe de iluminação (22) é defletido para formar um feixe de interrogação 24 que é direcionado para dentro do olho (18) em um ângulo periférico que depende da localização lateral do elemento defletor. Um feixe de retorno (23) é refletido ou retro-disperso pela córnea (38) e retornado por meio do mesmo elemento defletor até a fonte luminosa e unidade de detecção (20). Isso permite que os feixes de interrogação sejam escaneados de forma suficientemente rápida dentro do olho para reduzir grandemente a variação da fixação do olho e do olhar que acompanha outros métodos de medição da refração ou aberração periférica de um olho natural. Além ou em vez de escanear o feixe de iluminação (22) sobre cada elemento (14) do arranjo (12), todos ou múltiplos elementos (14) do arranjo (12) podem ser iluminados simultaneamente e os múltiplos raios de interrogação (24) assim gerados podem ser bloqueados pelo uso de uma placa de abertura de LCD (26). Alternativamente, uma placa de abertura de LCD (28) pode ser interposta entre um feixe de iluminação amplo (22) e operada para iluminar seletivamente o feixe defletor.