



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

(21) **PI 0711977-1 A2**



(22) Data de Depósito: 30/05/2007
(43) Data da Publicação: 17/01/2012
(RPI 2141)

(51) *Int.Cl.:*
G06K 9/40

(54) **Título:** CÂMERA DIGITAL COM VARREDURA A LASER COM ÓTICA SIMPLIFICADA E POTENCIAL PARA MULTIPLICAR FORMAÇÃO DE IMAGEM DE LUZ DISPERSA

(30) **Prioridade Unionista:** 31/05/2006 US 60/809,551

(73) **Titular(es):** Indiana University Research And Technology Corporation

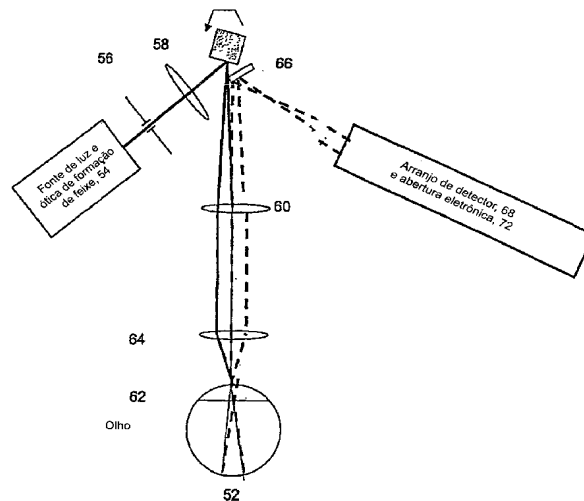
(72) **Inventor(es):** Ann E. Elsner, Brenno Petrig

(74) **Procurador(es):** Dannemann, Siemsen, Bigler & Ipanema Moreira

(86) **Pedido Internacional:** PCT US2007012726 de 30/05/2007

(87) **Publicação Internacional:** WO 2007/142960 de 13/12/2007

(57) **Resumo:** CÂMERA DIGITAL COM VARREDURA A LASER COM ÓTICA SIMPLIFICADA E POTENCIAL PARA MULTIPLICAR FORMAÇÃO DE IMAGEM DE LUZ DISPERSA. A presente invenção refere-se a um dispositivo portátil, leve, de formação de imagem digital usa uma disposição de varredura de fenda para obter uma imagem do olho, em particular a retina. A disposição de varredura reduz a quantidade de área alvo iluminada em um momento, assim, reduzindo a quantidade de dispersão de luz indesejada e proporcionando uma ima gem de contraste superior. Uma disposição de detecção recebe a luz dispensada do plano retinal e produz uma imagem. O dispositivo é operável sob energia de bateria e condições de luz ambiente, como iluminação exterior ou ambiente. O dispositivo é de não contato e não requer que a pupila do olho seja dilatada com gotas. O dispositivo pode ser usado por pessoal que não tem treinamento especializado no olho, tal como pessoal da emergência, pediatras, médicos em geral ou voluntário ou de outro modo pessoal não habilitado da triagem. As imagens podem ser vistas no dispositivo ou transmitidas para uma localização remota. O dispositivo também pode ser usado para proporcionar imagens do segmento anterior do olho ou outras estruturas pequenas. Luz visível em comprimento de onda não é requerida para produzir imagens de estruturas mais importantes na retina, assim, aumentando o conforto e a segurança do dispositivo. Formar imagem fluorescente com o mesmo foco, flexível e de custo moderado, multiplicar imagens de luz dispersa e definir melhor a imagem são ainda funcionalidades possíveis com o dispositivo.



Cópia

Relatório Descritivo da Patente de Invenção para "**CÂMERA DIGITAL COM VARREDURA A LASER COM ÓTICA SIMPLIFICADA E POTENCIAL PARA MULTIPLICAR FORMAÇÃO DE IMAGEM DE LUZ DISPERSA**".

5 DECLARAÇÃO COM REFERÊNCIA À PESQUISA PATROCINADA FEDERALMENTE

O trabalho que levou à invenção recebeu suporte do governo federal dos Estados Unidos segundo o National Institute of Health Concessão Nº EB002346. O governo federal pode ter certos direitos nesta invenção.

10 ANTECEDENTES DA INVENÇÃO

A presente invenção refere-se a retina humana que é suscetível a danos provenientes de uma variedades de fatores ambientais, incluindo impacto da luz de laser e outros traumas, bem como doenças. Uma vez danificadas, as células responsáveis pela captura de energia luminosa e conversão da mesma em um sinal neural, as fotorreceptoras, não se regeneram. De fato, nenhuma das células neurais da retina pode ser feita se regenerar prontamente no ser humano adulto. Quando o dano é grave demais, há uma perda de visão permanente em uma área. As fotorreceptoras saudáveis não migram longas distâncias em direção à área danificada para substituir as danificadas.

Se a região afetada estiver na mácula central, conhecida como a fóvea, então, a capacidade para ver detalhes finos, ler em velocidades rápidas ou reconhecer objetos em grandes distâncias pode ser perdida. As áreas periféricas da visão não têm densidade de amostragem suficiente para realizar essas tarefas no mesmo grau. Desse modo, a detecção precoce e o tratamento do dano com potencial para roubar a visão são cruciais na manutenção da visão central.

Um dos problemas principais na detecção precoce de dano tem sido a dificuldade de formação de imagem de uma pequena área da retina. A mácula apresenta um alvo pequeno - 6000 microns. A porção que é necessária para ver dano que impede a observação de detalhe fino e leitura é mesmo menor, cerca de 600 microns. Para examinar essa última porção ade-

quadamente, é desejável formar a imagem dos 20 graus centrais da mácula com ampliação e contraste suficientes para determinar se um indivíduo está em risco de perda de visão permanente.

5 O oftalmoscópio ou câmera de fundo tem sido usado, tradicionalmente, para ver e formar a imagem da retina; Originalmente, esses dispositivos inundavam a retina com luz branca. Dispositivos subseqüentes têm usado comprimentos de onda seletivos que se verificou serem adequados para ver ou formar imagem de estruturas particulares ou contraste entre as estruturas. Independente do comprimento de onda de luz usado, muitos dos
10 dispositivos passados usavam iluminação de inundação, produzindo imagens da retina que, freqüentemente, são submetidas a contraste pobre devido à dispersão de longo alcance. O problema da dispersão de longo alcance foi identificado ocorrer, não só de tecidos fora de plano, mas também dos tecidos biológicos que estão se dispersando, inerentemente, em especial
15 aqueles dentro e perto da retina.

Um método bem conhecido de redução do problema da dispersão de longo alcance é substituir uma fonte de iluminação de inundação por uma fonte de iluminação de varredura. Uma pesquisa tem sugerido que o uso de um aparelho ótico de varredura dupla que varre luz incidente e refletida, usando um elemento de varredura horizontal pode ser desejável. A varredura com esse elemento pode ser realizada por um refletor poligonal multifacetado giratório e um elemento de varredura vertical, tal como um galvanômetro refletor. Esse instrumento é capaz de proporcionar uma saída bidimensional representativa de características de reflexão do fundo do olho.
20 Veja, por exemplo, as patentes norte-americanas N^os 4.768.873 e 4.764.005, bem como a patente norte-americana N^o 4.768.874, cada uma descrevendo um oftalmoscópio de varredura a laser em que um feixe de linhas é varrido através de um olho. Esses aperfeiçoamentos têm aumentado grandemente o contraste das imagens produzidas, mas, tipicamente, requerem equipamento
25 pesado, caro, que deve ser operado por um especialista.
30

Aperfeiçoamentos na tecnologia da fonte de iluminação de varredura têm sido concretizados no uso de técnicas avançadas de reflexome-

tria com um oftalmoscópio a laser de varredura ("SLO") como desenvolvido pelo inventor, Ann Eisner e colaboradores. Veja, por exemplo, Eisner A.E. e colaboradores, Reflectometry with a Scanning Laser Ophthalmoscope, Applied Optics, Vol. 31, N° 19 (Julho de 1992), pp. 3697-3710 (aqui incorporado através de referência). O SLO é vantajoso para formação de imagem quantitativa em que uma iluminação de ponto é varrida em um padrão exploratório através do fundo, aperfeiçoando o contraste da imagem significativamente em relação à iluminação de inundação. A tecnologia do SLO do inventor pode ainda eliminar luz dispersa indesejada pelo uso de aberturas com o mesmo foco, tais como um círculo de diâmetro variável ou aberturas anulares, dependendo do modo desejado. Uma vez que a luz seja retornada através da abertura com o mesmo foco, a luz desejada pode, então, ser transmitida para um detector. Contudo, a ótica usada em aberturas com o mesmo foco pode aumentar a complexidade do sistema e ótica de alta qualidade é uma despesa adicionada. Portanto, um método para reduzir ou eliminar luz dispersa indesejada de maneira mais efetiva em custo será grandemente apreciado.

Aperfeiçoamentos adicionais para aumentar o contraste na formação de imagens retiniais, os sistemas incluem o uso extensivo de luz quase infravermelha como uma fonte de iluminação, em lugar de outros comprimentos de onda ou imagens coloridas, conforme desenvolvido pelo inventor e colegas e descrito em Eisner, A.E., e colaboradores, Infrared Imaging of Subretinal Structures in the Human Ocular Fundus, Vision Res., Vol. 36, N° 1 (1996), pp. 191-205; Eisner, A.E., e colaboradores, Multiply Scattered Light Tomography: Vertical Cavity Surface Emitting Laser Array Used for Imaging Subretinal Structures, Lasers and Light in Ophthalmology, 1998; Hartnett, M.E. e Eisner, A.E., Characteristics of Exudative Age-related Macular Degeneration Determined In Vivo with Confocal and Indirect Infrared Imaging, Ophthalmology, Vol. 103, N° 1 (Janeiro de 1996), pp. 58-71; e Hartnett, M.E., e colaboradores, Deep Retinal Vascular Anomalous Complexes in Advanced Age-related Macular Degeneration, Ophthalmology, Vol. 103, N° 12 (Dezembro de 1996), pp. 2042-2053 (todos os quais são aqui incorporados através

de referência. A combinação da formação de imagem infravermelha com SLO permite o uso de técnica de reflexometria para o olho rapidamente e de modo não invasivo porque a luz infravermelha é menos absorvida do que a luz visível e se dispersa através de distâncias mais longas. Ainda, quando implementada com dispositivos a laser de varredura, a formação de imagem infravermelha e quase infravermelha da estrutura subretinal no fundo ocular tem sido capaz de revelar depósitos subretinais, a cabeça do nervo ótico, os vasos retinais, os vasos coroidais, a acumulação de fluido, hiper-pigmentação, atrofia e rupturas na membrana de Bruch - características que têm demonstrado serem difíceis ou impossíveis de observar com dispositivos de iluminação de inundação. Além disso, como a iluminação infravermelha é absorvida pelos tecidos menos do que outros comprimentos de onda, muito menos iluminação da fonte é requerida para criar uma imagem de alto contraste.

Os aperfeiçoamentos observados acima e métodos para formação de imagens, com sucesso, de pequenos aspectos retinais foram combinados nos pedidos de patente dos Estados Unidos N^{os} 60/329.731; 10/493.044; 60/350.836; e Pedido de PCT N^o PCT/US02/327S7, aqui incorporados através de referência. Além disso, discussões de uso das técnicas para detecção e localização desses aspectos são descritas nas publicações do inventor e colegas: Eisner, A.E., *e colaboradores*, Infrared Imaging of Subretinal Structures in the Human Ocular Fundus, *Vision Res.*, Vol. 36, N^o 1 (1996), pp. 191-205; Eisner, A.E., *e colaboradores*, Multiply Scattered Light Tomography: Vertical Cavity Surface Emitting Laser Array Used For Imaging Subretinal Structures, *Lasers and Light in Ophthalmology*, (1998); Eisner, A.E., *e colaboradores*, Foveal Cone Photopigment Distribution: Small Alterations Associated with Macular Pigment Distribution, *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, Vol. 39, N^o 12 (Novembro de 1998), pp. 2394-2404; Hartnett, M.E. e Eisner, A.E., Characteristics of Exudative Age-related Macular Degeneration Determined In Vivo with Confocal and Indirect Infrared Imaging, *Ophthalmology*, Vol. 103, N^o 1 (Janeiro de 1996), pp. 58-71; e Hartnett, M.E., *e colaboradores*, Deep Retinal Vascular Anomalous Complexes in Advanced

Age-related Macular Degeneration, Ophthalmology, Vol. 103, N° 12 (Dezembro de 1996), pp. 2042-2053, aqui incorporadas através de referência. Os sistemas e técnicas descritos nos pedidos de patente anteriores do inventor introduziram um sistema portátil, com preço moderado, que proporcionou
5 uma imagem digital, de alto contraste, do olho, que poderia ser usado por não especialistas, tais como paramédicos ou outros indivíduos no campo. Contudo, a criação de um sistema que é mesmo menos caro, usa tecnologia padrão de formação de imagem digital, inclui menos ótica de alta precisão para obter uma imagem de alto contraste será grandemente apreciado na
10 técnica.

Além disso, estudos têm mostrado que as imagens de luz dispersa múltipla, que são usadas para revelar estruturas na retina mais profunda, podem proporcionar imagens mais detalhadas que proporcionam utilidade diagnóstica adicional. Ainda, o uso do espectro infravermelho pode
15 ser empregado para formação de imagem da retina, sem dilatação das pupilas do paciente e o potencial adicionado para uso de luz dispersa múltipla, particularmente em casos em que o alvo de interesse cai abaixo de uma camada altamente refletiva, permitem a visualização de aspectos difíceis de ver de outro modo. Porém, dispositivos de varredura anteriores, incluindo
20 aqueles concretizados nos pedidos de patente submetidos pelo inventor e seus colegas não utilizam, prontamente, esse método para produção de uma imagem sem varredura, não só da luz que ilumina o alvo, mas também varrendo a luz que retorna do alvo para o detector, o que requer cuidado considerável. Portanto, um dispositivo de formação de imagem retinal, digital, portátil, com preço moderado, que é capaz de produzir imagens de luz dispersa
25 múltipla, será grandemente apreciado na técnica.

Os dispositivos existentes projetados especificamente para proteção de doenças da retina, que usam iluminação de inundação com luzes brilhantes de comprimentos de onda mais curtos e, tipicamente, adquirem
30 imagens únicas em taxas lentas, mostraram, recentemente, proporcionar uma percentagem inaceitável de imagens graduáveis nas mãos de técnicos
~~(Zimmdf-Galler I. Zeimer R. Results of implementation of the DigiScope for~~

diabetic retinopathy assessment in the primary care environment. *Telemed J E Health*. Abril de 2006 ;12(2):89-98), independente da duração do treinamento (Ahmed J. Ward TP, Bursell SE, Aiello LM, Cavallerano JD. Vigerskv RA. The sensitivity and specificity of nonmydriatic digital stereoscopic retinal imaging in detecting diabetic retinopathy. *Diabetes Care*. Outubro de 2006; 29(10):2205-9.). Como discutido acima, as modalidades do presente pedido 5 direcionam a questão do uso inconsistente no campo ocular. Outras questões direcionadas por modalidades do presente pedido incluem o pré-processamento integrado (*on-board*) de dados de imagem e parâmetros de instrumento para assegurar a qualidade e a facilidade de uso, direcionando a 10 questão do alinhamento do instrumento com relação ao alvo (por exemplo, pupilas pequenas e direcionando outras questões referentes ao segmento anterior do olho). O presente pedido ainda direciona a questão da técnica anterior de falha na captura das imagens da melhor qualidade existente e falhando em operar o instrumento com ótimos parâmetros. 15

Portanto, um dispositivo de formação de imagem da retina, portátil, de custo moderado, que proporciona o uso de um dispositivo de varredura a laser, operando com iluminação quase infravermelha e que pode permitir luz dispersa múltipla será apreciado na técnica. Ainda, esse dispositivo que permitirá facilidade de uso aumentada ao permitir um campo de 20 visão maior, sem sacrificar a resolução espacial, bem como utilizando um sistema não proprietário para produzir e salvar a imagem digital, será grandemente apreciado.

SUMÁRIO DA INVENÇÃO

25 O presente pedido refere-se a um dispositivo de formação de imagem retinal digital aperfeiçoado. Em particular, o presente pedido refere-se a uma câmera digital de varredura a laser ("LSDC") destinada a ser menor e/ou inferior em custo aos dispositivos anteriores, ao mesmo tempo em que mantém um formato favorável ao usuário que permite a um não profis- 30 sional obter uma imagem retinal digital de alta qualidade, que pode ser facilmente armazenado, transmitido ou impresso. Além disso, de acordo com ~~outra modalidade do presente pedido, o dispositivo de formação de imagem~~

retinal aperfeiçoado pode ser usado como um dispositivo de formação de imagem geral ou para aperfeiçoar contraste de imagem em microscopia.

Ainda, de acordo com outra modalidade do presente pedido, as configurações de abertura adicionais e capacidades de processamento de
5 imagem proporcionam um meio para fornecimento de imagens de luz dispersa múltipla, que são úteis para a detecção de estruturas que se ocultam sob tecido altamente refletivo (por exemplo, doença retinal profunda ou coroidal subjacente à interface vítreo-retinal e camada de fibra nervosa). Além disso, de acordo com certas modalidades do presente pedido, o dispositivo
10 permite iluminação aumentada e/ou retorno de luz nas bordas do campo de visão, assim, permitindo que uma imagem de alto contraste, mais consistente, seja produzido. Finalmente, de acordo com certas modalidades do presente pedido, um sistema e um dispositivo permitem um aumento no tamanho do campo em relação às modalidades anteriores, assim, permitindo que
15 imagens de qualidade sejam tomadas, mesmo se o usuário não é adepto em alinhamento preciso do dispositivo de formação de imagem com o olho.

Portanto, de acordo com um aspecto do presente pedido, o dispositivo é adequado para fornecimento de proteção para doenças do olho ou triagem para trauma e pode formar interface prontamente com moderna tecnologia de computadores para aplicações remotas ou de telemedicina. O
20 dispositivo é capaz de operar em calor ou frio extremo, quando úmido, enquanto em uma superfície móvel e em um modo sem fio, acionado por bateria. O dispositivo pode ser fabricado de modo relativamente barato em custo significativamente menor do que os oftalmoscópios a laser de varredura
25 convencional.

De acordo com uma modalidade do presente pedido, o dispositivo inclui uma fonte de iluminação, uma disposição de varredura, uma disposição de detecção, uma disposição de separação de feixe e um controlador. A disposição de varredura é disposta em um curso de iluminação da fonte de
30 -iluminação até um alvo e é operativa para varrer luz passada através de uma fenda no curso de iluminação através de um plano focal desejado do alvo, por exemplo, o plano retinal, através de uma entrada mais estreita do que o

plano focal, por exemplo, a pupila. A disposição de detecção é disposta para receber luz remetida do alvo e operativa para produzir uma imagem. A disposição de separação de feixe é disposta em um curso de retorno do alvo separado do curso de iluminação e é operativo para receber luz remetida do alvo e direcionar a luz remetida em um curso de detecção para a disposição de detecção. A disposição de separação de feixe é configurada para espaçar o curso de iluminação e o curso de retorno o suficiente para reduzir reflexões de fontes fora do plano focal desejado e suficientemente perto de obter uma imagem de uma resolução desejada suficiente. De acordo com uma modalidade, um controlador está em comunicação com a fonte de iluminação, a disposição de varredura e a disposição de detecção.

Em uma modalidade, o dispositivo difere de instrumentos anteriores pelo fato de que ele caracteriza varredura de uma ou mais fontes de luz, uma das quais é, de preferência, quase infravermelha, em um custo muito reduzido. O dispositivo, opcionalmente, inclui uma memória digital *on board* ou outro dispositivo de armazenamento, tal como é usado em uma câmera digital. O instrumento é independente em uma modalidade e um computador pessoal não é requerido para operar o dispositivo. Ainda opcionalmente, os dados são transmitidos para um computador, dispositivo de memória ou outro dispositivo, incluindo via difusão sem fio. Um laptop e *software* de grau de consumidor podem ser usados para acessar as imagens, se um computador for usado. Além disso, sistemas de registro de paciente grande ou existente, tais como um sistema de registro medido eletrônico, que pode usar dados de imagem, também são um meio potencial de distribuição ou armazenamento de dados.

Em uma modalidade, o dispositivo é minimizado em peso ou massa e é portátil, de modo que ele é adequado para uso fora de consultórios e laboratórios oftalmológicos especializados. De acordo com certas modalidades, o dispositivo pode operar somente com baterias. O dispositivo do presente pedido é motorizado, opcionalmente, para acesso remoto, usando uma operação de CC ou uma operação de CA, conforme o abastecimento de energia permita. O dispositivo pode ser feito para extrair sua energia a-

través de um cabo único, tal como através de um computador. O computador pode ser um laptop ou assistente de dados pessoal, que é consistente com o uso como um dispositivo portátil.

De acordo com uma modalidade do presente pedido, o dispositivo de formação de imagem digital é operável para proporcionar uma imagem de alto contraste através do uso de uma abertura eletrônica no plano do alvo ou em um plano conjugado ao alvo, no curso de entrada ou de detecção, ou ambos. Opcionalmente, o dispositivo de formação de imagem digital é ainda capaz de proporcionar imagens de luz dispersa múltipla através do posicionamento das aberturas de entrada e de detecção no plano de ou perto do alvo, mas deslocadas com relação uma à outra. Alternativamente, uma imagem de luz dispersa múltipla pode ser obtida através do posicionamento das aberturas de entrada e de detecção conjugadas com o alvo, mas deslocadas com relação uma à outra, conforme descritos e mais detalhes abaixo. Uma imagem de luz dispersa múltipla proporciona informação diagnóstica não vista prontamente na imagem de refletância e pode ser realizada pelo uso de um aspecto de obturador rolante de um arranjo de imagens de CMOS (discutido em mais detalhes abaixo) para amostrar uma imagem linha por linha. Esse método leva a uma imagem de alto contraste ou a uma imagem de luz dispersa múltipla de acordo com certas modalidades do presente pedido, conforme discutido em detalhes abaixo.

O contraste de uma imagem obtida através do método e/ ou dispositivo do presente pedido pode proporcionar detalhes a cerca das estruturas, tais como vasos sanguíneos retiniais, que podem ser úteis como dados de proteção ou diagnóstico. Iluminação quase infravermelha pode ser usada para formação de imagem dos vasos sanguíneos retiniais, assim, eliminando a necessidade de fontes de comprimentos de ondas curtos, que requerem mais energia e levam a constrição da pupila, a menos que medicamento seja usado para dilatar a pupila. Portanto, o método e o dispositivo do presente pedido proporcionam uma experiência mais confortável para o paciente, bem como uma imagem de qualidade superior que pode provar ser mais útil para ~~diagnose de doenças, tais como retinopatia diabética e degeneração macu-~~

lar relacionada com a idade. Se mais de um comprimento de onda de iluminação for usado no dispositivo do presente pedido, cada comprimento de onda pode corresponder a diferentes quantidades de absorção de sangue, assim, permitindo que hemorragias e outros aspectos vasculares sejam visualizados na imagem de comparação.

DESCRIÇÃO DOS DESENHOS

a figura 1 é um diagrama esquemático de um olho mostrando tecidos selecionados e o plano retinal como um plano focal alvo, conforme distinguido dos planos óticos altamente refletivos e mais anteriores;

a figura 2 é um diagrama esquemático de um sistema ótico de formação de imagem da técnica anterior e do qual o presente pedido é um aperfeiçoamento;

a figura 3 é um diagrama esquemático ilustrando uma modalidade do sistema de formação de imagem ótica da presente invenção, incorporando um elemento de varredura;

as figuras 4a e 4b são diagramas esquemáticos ilustrando uma modalidade de uma abertura de fenda usada no curso de iluminação e ainda ilustrando o uso de um arranjo detector de CMOS, utilizando uma função de obturador rolante para operar como uma abertura no curso de detecção, a fim de limitar a amostragem antes do detector, de modo a iluminar principalmente no plano de foco de um alvo em um plano ótico conjugado;

as figuras 5a e 5b são diagramas esquemáticos ilustrando uma modalidade de uma abertura fendida no curso de iluminação para controlar a intensidade da luz de iluminação e também ilustrando um arranjo detector de CMOS, utilizando uma função de obturador rolante para operar como uma abertura no curso de detecção a fim de limitar a amostragem antes do detector para iluminar principalmente no plano de foco de um alvo em um plano ótico conjugado;

a figura 6 é um diagrama esquemático ilustrando uma modalidade de um sistema de formação de imagem ótica do presente pedido, incorporando um elemento de varredura e uma abertura de entrada eletrônica como uma abertura fendida e também ilustrando uma função de obturador

rolante como uma abertura proporcionada por meios eletrônicos no curso de detecção para alterar a amostragem;

5 a figura 7 é um esquema de uma combinação de aberturas de entrada e curso de detecção para proporcionar formação de imagens com o mesmo foco, formação de imagem de luz dispersa múltipla por meio de uma iluminação fora de eixo, formação de imagem de luz dispersa múltipla por meio de duas ou mais detecções de fora de eixo, através da utilização de dois ou mais componentes de detecção de fora de eixo;

10 a figura 8 é um esquema mostrando a combinação de aberturas de entrada e curso de detecção junto com processamento, para proporcionar formação de imagens com o mesmo foco, intensificação de imagem e formação de imagem de luz dispersa múltipla;

15 a figura 9 é um desenho detalhado mostrando uma configuração de um dispositivo de formação de imagem digital de campo de visão de, aproximadamente, 40 graus.

BREVE DESCRIÇÃO DA INVENÇÃO

O presente pedido refere-se a um instrumento ou dispositivo portátil, leve, pequeno, de baixo custo, particularmente adequado para examinar as camadas retiniais e subretiniais do olho 10 (veja a figura 1) para anormalidades. O dispositivo é de não contato e não requer gotas para dilatar a pupila do olho, a fim de obter uma imagem retinal ou subretinal. Fazendo referência à figura 1, o plano de foco 12 do dispositivo inclui a interface vítreo-retinal e a camada de fibra nervosa retinal, que têm a maior quantidade de retorno de luz das diversas subcamadas da retina 14. Essa área de maior retorno de luz é útil na descoberta do plano de foco, mas apresenta um problema quando tentando formar imagem através daquela área da retina 14. Quando uma imagem da retina humana 14 é formada, luz de uma fonte de iluminação é passada através de uma abertura fendida para produzir uma fonte de linha e varrida através de um plano focal desejado no olho, após a
30 passagem através da pupila de entrada 16 do olho. A luz entra através de uma ou mais porções da pupila (veja o curso de iluminação exemplificativo
18) e é reemitida e coletada através de outras porções (veja o curso de de-

tecção exemplificativo 20), que minimiza a coleta de luz indesejada que é refletida de outros planos 22, como a lente 24 e córnea 26, que estariam no mesmo eixo geométrico ótico, se os cursos de iluminação e detecção forem coincidentes. A varredura de fenda da iluminação no alvo, discutida mais abaixo, reduz a quantidade de ara alvo iluminada num momento, assim, reduzindo a quantidade de dispersão indesejada das estruturas próximas e distantes, que não são iluminadas simultaneamente com a luz iluminada pela fenda, assim, proporcionando uma imagem de contraste maior.

De acordo com uma modalidade, a luz do plano focal desejado é coletada e armazenada digitalmente na forma eletrônica ou magnética e/ ou transmitida para um local remoto, se necessário. A impressão dos componentes óticos pode ser minimizada e o dispositivo é opcionalmente operável por energia de bateria de DC. Opcionalmente, os controles principais são poucos e simples, principalmente uma chave de energia, um mecanismo de focalização, um mecanismo para aumentar ou diminuir o nível de luz da fonte de iluminação que pode estar sob o controle do operador ou automática, um mecanismo para iniciar a aquisição de imagens e um mecanismo para controlar o armazenamento ou transferência das imagens.

A figura 2 representa, em geral, um sistema de formação de imagem de acordo com o presente pedido. Um ou mais elementos de varredura 30 dirigem a luz para e, em algumas modalidades, de um alvo 32 para diminuir a luz dispersa indesejada que resultaria com a iluminação de inundação. Esse sistema inclui uma fonte de iluminação e ótica de moldagem de feixe, ilustrada coletivamente em 34, para dirigir luz incidente no elemento de varredura 30, que, então, dirige a luz através de um elemento de separação de feixe 36, então, no alvo 32. O alvo pretendido para o presente dispositivo está dentro do olho, embora o dispositivo possa ser usado com outros alvos. Uma porção iluminada no alvo 32 distribui luz via um elemento de separação de feixe 36 para componentes ao longo de um curso de detecção, ilustrado esquematicamente em 38, onde uma imagem do alvo é formada e energia luminosa é mudada para energia elétrica ou magnética, para fins de captura de imagem ou armazenamento de imagem. A imagem coletada é, então,

mostrada em uma tela 40 e/ ou armazenada em um dispositivo de armazenamento 42, em comunicação com os componentes no curso de detecção 38. A imagem pode, adicional ou alternativamente, ser transmitida por meios de armazenamento, cabos ou comunicação sem fio para uma base de dados 48 ou para uma tela, computador, assistente digital pessoal 44 para fins de exame do alvo 32.

Componentes eletrônicos de controle ou ajustes mecânicos, ilustrados esquematicamente em 46, permitem que o usuário final ou um processo automático controle a fonte de iluminação 34, o elemento de varredura 30, os componentes do curso de detecção 38, a tela 40 e a base de dados 48, bem como dispositivos, tais como monitores de alinhamento ou focalização, circuito de sincronização, transmissão usando métodos com fios e sem fios, monitores de imagem adicionais, dispositivos de captura ou registro de imagens e dispositivos de armazenamento de imagens, que são com eles interconectados. Essas imagens resultantes podem ser alimentadas na base de dados 48 de dados de imagem 48 ou usadas sem referência à base de dados. A base de dados de imagens 48 pode ser usada via componentes 44 para telemedicina, treinamento e educação à distância com referência ao estado ou à saúde do alvo, visto que o usuário desse instrumento pode estar distante de um responsável pela tomada de decisão ou pode ser não habilitado nas técnicas de aquisição de imagem ou interpretação de imagem desse tipo de imagem. A base de dados também pode conter dados normativos, de classificação ou quantitativos e os procedimentos de tomada de decisão referente ao resultado dos dados.

O elemento de separação 36 pode ser qualquer tipo de elemento de separação, como um divisor de filtro com a porção refletiva intersectando o feixe de luz e dirigindo o mesmo para o alvo 32, enquanto a porção mais transmissiva passa a luz em direção ao curso de detecção 38, mostrado esquematicamente na figura 2. O separador de feixe também pode funcionar de modo que a porção transmissiva intersecta o feixe de luz dirigido para o alvo, mas reflete a luz que retorna do alvo. Um separador de feixe que permite apenas uma quantidade mínima de sobreposição espacial entre a luz

dirigida para o alvo 32 e a luz retransmitida do alvo e, similarmente, a pupila de entrada para o alvo, proporciona o benefício de minimização da coleta de luz das superfícies refletivas que não estão no plano do alvo. Quando o olho humano é o alvo 32, a luz entra em uma ou mais porções da pupila do olho e é retransmitida e coletada principalmente de outras porções da pupila, conforme discutido acima em conjunto com a figura 1. O separador de feixe 36 pode ter uma ou mais porções refletivas ou transmissivas. Essas porções refletivas e transmissivas podem ser feitas de refletores de uma natureza relativamente permanente ou podem ser feitas de elementos que separam os feixes por meio de propriedades de polarização da luz dirigida em direção e para longe do alvo. Com um divisor de feixe de espelho, a luz que entra no olho pode ter maior perda de transmissão através do divisor de feixe, para preservar mais da luz que retorna do olho. O separador de feixe pode ser controlado por dispositivos eletro-óticos conhecidos, tais como visor de cristal líquido ("LCD"), modulador de luz espacial ou elementos de polarização. Com um divisor de feixe de polarização, elementos de polarização adicionais podem ser usados para reduzir reflexões indesejadas do segmento anterior. O separador de feixe pode usar elementos posicionados mecanicamente, desse modo, controlando a posição ou a quantidade da luz em direção ou para longe do alvo. O separador de feixe 36 pode conter elementos refletivos ou transmissivos que são apenas parcialmente refletivos, tais como um divisor de feixe de 90/10. Quando o alvo é o olho humano, a modalidade preferida inclui um elemento de separação que pode fazer uso de uma fonte de iluminação pequena e poderosa 34, com um retorno relativamente menor do olho.

A figura 3 ilustra uma modalidade que descreve um grupo de configurações em que um único elemento de varredura 50 dirige luz de uma fonte de luz e ótica de moldagem 54 para um alvo 52, mas não a luz retransmitida do alvo 52. A luz de uma fonte de iluminação 54 passa por moldagem de feixe e é trazida para um foco em um plano conjugado com o alvo 52 em uma abertura fendida 56. De acordo com uma configuração, a iluminação de uma fonte de iluminação 54 utiliza ótica de moldagem de feixe bem

conhecida na técnica que muda a iluminação de quase Gaussiana para uma saída fendida. Essa mudança na iluminação pode ser realizada pelo uso de uma lente cilíndrica no curso de iluminação antes da fenda 56. Contudo, se dispositivos de iluminação emissores de borda ou outros dispositivos lineares forem usados, uma lente cilíndrica pode provar ser desnecessária. A abertura fendida 56 é ilustrada em mais detalhes nas figuras 5 - 8 e ainda descritas abaixo. Como pode ser visto na figura 3 e na figura 9, a fenda 56 tem um longo eixo geométrico ortogonal ao plano da figura.

Na figura 3, a luz que passa através da abertura fendida 56 é dirigida por um elemento de focalização 58 no elemento de varredura 50. O elemento de varredura 50 gira ou oscila para refletir a luz seqüencialmente através do alvo em uma direção perpendicular ao longo eixo geométrico da abertura fendida 56. Por todas as figuras as linhas cheias que saem do elemento de varredura 50 indicam um curso de varredura para a iluminação e linhas interrompidas ou tracejadas indicam cursos de detecção. Do elemento de varredura 50, a luz é então, dirigida por um ou mais elementos de focalização 60, através de um ângulo estreito de entrada (por exemplo, a pupila) 62, para um foco no alvo 52 (por exemplo, o plano retinal). A figura 3 ilustra a entrada e os planos focais esquematicamente apenas: veja a figura 1 para maiores detalhes. A luz na abertura fendida 56 está em um plano óptico conjugado com o alvo 52. A luz no elemento de varredura 50 está em um plano óptico conjugado com o plano do ângulo de entrada estreito 62. Um elemento de focalização 64 é montado, de preferência, para movimento em uma direção axial a fim de permitir a focalização da luz no alvo 52. Quando a formação de imagem de um alvo sem uma lente (por exemplo, um outro alvo que não o olho humano com uma lente funcional), o elemento de focalização 64 é, opcionalmente, um conjunto de lentes adequado para focalização no alvo 52.

Conforme notado acima, a varredura da luz através do alvo por meio de uma abertura fendida (e varrendo mais uma vez no curso de detecção, se isso for realizado, descrito mais abaixo) auxilia na diminuição de luz dispersa indesejada na imagem resultante. A varredura pode ser realizada

em uma variedade de maneiras bem conhecidas na técnica. Por exemplo, um componente de espelho pode ser montado em um elemento giratório ou oscilante, um dispositivo magnético, uma mola, uma haste de torção, ou outro dispositivo controlado mecanicamente, tal como um solenóide ou um dispositivo controlado pela gravidade; O elemento de varredura pode ser ativado em qualquer maneira adequada, tal como por um botão ou pressão de alavanca, uma chave deslizante, uma chave articulada ou uma rotação de botão pelo operador. Em uma modalidade, o elemento de varredura é acionado, de preferência, por um motor de DC operado a bateria, que é uma configuração barata e permite que o dispositivo seja portátil. Em uma modalidade, um elemento giratório que gira em uma direção, tal como um motor de DC, pode ser usado. Esse motor pode ser selecionado para ser silencioso em operação e operar com pouca perturbação da vibração ambiental.

O retorno de luz do alvo 52 é separado da luz que bate no alvo no elemento de separação de feixe 66. Na modalidade mostrada na figura 3, o elemento de separação 66 é ilustrado como um espelho que não intersecta a luz dirigida para o alvo 52 no curso de iluminação. O espelho está localizado no curso de retorno para intersectar e, assim, refletir a luz retransmitida do alvo 52 no curso de detecção para um arranjo de detector 68. O elemento de separação 66 pode também compreender um divisor de feixe com a porção refletiva intersectando o feixe de luz dirigido para o alvo 52, com a porção transmissiva dirigindo luz retransmitida do alvo ou qualquer outra combinação de elementos, conforme descrito no que refere-se à figura 2, acima, para separar a luz do curso de iluminação daquele retransmitida do alvo 52 e dirigir a luz retransmitida para o curso de detecção. O elemento de separação 66, opcionalmente, contém superfícies de espelho adicionais para dirigir a luz em uma direção conveniente com relação à configuração dos outros componentes, assim, permitindo que a grande quantidade de componentes perto do alvo 52 seja reduzida. Ainda, as superfícies de espelho adicionais podem ser usadas e configuradas para reduzir a grande quantidade de componentes perto das superfícies de montagem dos elementos de focalização 60 e 64 ou para impedir componentes de interferência com o movimento do

elemento de focalização 64 ou o elemento de varredura 50, através da separação, espacialmente, da luz dirigida para o alvo 52 do retorno de luz do alvo, reflexões diretas, indesejadas, de planos focais não no plano do alvo podem ser eliminadas através de minimização da sobreposição espacial no separador de feixe 66. Com relação ao alvo, a iluminação é dirigida para o

5 alvo de uma posição ligeiramente diferente do que é o curso de detecção da luz retransmitida de modo que há uma sobreposição espacial mínima entre os cursos de detecção e de iluminação, assim, minimizando quaisquer reflexões indesejadas de elementos óticos, incluindo aqueles freqüentemente

10 encontrados em associação com o alvo, como a córnea e a lente do olho humano, quando a retina é o alvo (veja a figura 1).

O elemento de separação 66 pode compreender uma superfície parcial ou completamente refletiva, que não intersecta a luz dirigida para o alvo 52. A superfície refletiva pode compreender um espelho ou um divisor

15 de feixe com a porção refletiva não intersectando o feixe de luz dirigido para o alvo, conforme mostrado. O elemento de separação também pode ser qualquer número de outros elementos de separação, como um divisor de feixe com uma porção refletiva intersectando o feixe de luz dirigido para o

20 alvo e uma porção transmissiva incluindo um espelho que reflete menos do que 100% da luz para o alvo ou uma porção refletiva, permitindo que a luz do alvo passe.

De acordo com uma modalidade do presente pedido, diminuição adicional da luz de planos indesejados pode ser obtida através da direção da luz sobre o curso de detecção do alvo 52 para um arranjo de detector bidimensional 68, compreendendo um chip semiconductor - de óxido de metal,

25 complementar ("CMOS") (referido como um "arranjo detector de CMOS"). O arranjo de detector de CMOS opera de tal maneira que ele atua como um "obturador rolante", porque uma imagem é formada pela digitalização em um modo iterativo de linha por linha. Desse modo, à medida que um feixe de luz

30 é dirigido no arranjo de detector de CMOS, apenas uma pequena linha ou região da imagem é lida ou exposta em qualquer dado momento. Portanto, apenas luz em fase com a linha particular sendo lida ou exposta em qual-

quer dado momento. Portanto, apenas luz em fase com a linha particular sendo lida ou exposta pelo arranjo detector de CMOS é coletado pelo CMOS, assim, fazendo com que a imagem digital do alvo seja "embutida" uma linha em um momento. Opcionalmente, se um detector de CMOS mais

5 avançado puder ser usado, permitindo que mais de uma linha possa ser embutida simultaneamente e proporcionando benefícios adicionais e funcionalidade, discutidos mais completamente abaixo. O uso do CMOS em lugar de um chip de dispositivo de carga acoplado ("chip de CCD"), conforme usado em modalidades anteriores, cria múltiplos benefícios inesperados. Embora

10 previamente fosse pensado que a sincronização do obturador rolante do arranjo detector de CMOS com a abertura fendida de varredura seria difícil, desse modo aumentando os custos na produção do dispositivo, foi verificado que o uso do próprio arranjo detector de CMOS atua como uma abertura com dois focos devido a sua função de obturador rolante, assim, eliminando

15 a necessidade de diversos elementos de focalização e outros, que eram necessários no curso de detecção em modalidades anteriores. Além disso, foi verificado que o uso do detector de CMOS com um obturador rolante reduz significativamente, ou elimina, a hiper-luminosidade de uma imagem e ainda permite que diversas funcionalidades adicionais estejam presentes no dispositivo que não estavam presentes em modalidades anteriores. De acordo

20 com outra modalidade do presente pedido, uma abertura de entrada eletrônica opcional é substituída ou adicionada para permitir o ajuste da largura da fenda que é varrida, bem como a largura da fenda que é detectada através do curso de detecção.

25 Além disso, o uso de um arranjo detector de CMOS permite eliminar elementos entre o separador de feixe 66 e o arranjo detector 68. Isso permite uma mudança da geometria completa da geometria do dispositivo, porque o obturador rolante reduz a necessidade de uma terceira fase de varredura e facetas necessárias durante a aquisição de cada imagem. A eliminação desses componentes permite uma redução em aberrações óticas que

30 afetam a imagem resultante, e ainda permite a formação de uma imagem, de tamanho de campo aumentado, pelo dispositivo. Por exemplo, a presente

modalidade permite um campo de visão 1,5 a 2 vezes mais larga do que o tamanho de campo de vinte graus (20°) da modalidade anterior sem de outro modo alterar, significativamente, o desenho do dispositivo. Um campo de visão maior do dispositivo se traduz em um sistema de formação de imagem mais favorável ao usuário, porque um operador não precisa alinhar o dispositivo com o olho tão exatamente quanto seria requerido com um dispositivo que era mais limitado em tamanho de campo.

Ainda outra funcionalidade obtida através do uso de um arranjo detector de CMOS com um obturador rolante é a capacidade de usar formação de imagem de luz dispersa, amostragem aumentada no caso de sinal baixo e intensificação da imagem. Por exemplo, se o arranjo de CMOS for lido linha por linha, é possível selecionar uma linha de guia ou uma linha de retardo em alinhamento preciso com o eixo geométrico ótico do feixe de iluminação. Quando o feixe de iluminação tem a imagem formada digitalmente, usando a linha de guia ou a de retardo, ou ambas, uma imagem dispersa resulta. Em uma modalidade, duas ou mais linhas têm a imagem formada digitalmente em sucessão próxima uma da outra, ou mesmo simultaneamente. A formação de imagem dessas duas ou mais linhas permite uma imagem global com uma imagem mais precisa de um alvo móvel, tal como um olho, e permite a redução ou a eliminação de sombreamento de detecção, que é assimétrico. Com alvos não móveis, duas imagens são adquiridas, seqüencialmente, e, então, combinadas para proporcionar uma imagem dispersa múltipla, sem o uso de *hardware* de CMOS avançado. Além disso, as aberturas de entrada e de detecção podem ser ajustadas em relação uma à outra para proporcionar controle de iluminação aumentado, luz mais ou menos dispersa e correção de iluminação pobre ou retorno nas bordas do campo. Um obturador eletrônico pode operar com velocidade suficiente para alterar o curso de iluminação dentro de cada linha da imagem, quando necessário, conforme discutido abaixo. Opcionalmente, mais de uma linha no detector de CMOS pode ser ativada para permitir a detecção de mais luz, com ou sem a abertura adicional.

Usando o método de formação de imagem descrito acima, uma

modalidade do presente pedido permite uma intensificação da imagem quando duas ou mais linhas adjacentes à linha no eixo na saída de CMOS são subtraídas da linha no eixo. Opcionalmente, as duas linhas podem ser subtraídas de maneira ponderada. Embora seja conhecido na técnica usar processamento de imagem com imagens a laser de alto contraste para criar essa intensificação da imagem, o processamento da imagem tem sido feito sempre depois que a imagem foi criada. A presente modalidade do dispositivo permite que a intensificação e o processamento da imagem ocorram enquanto a imagem do alvo está sendo formada, assim, permitindo ao operador ver a imagem intensificada no momento em que o alvo está em frente dele ou dela. Portanto, uma vez que a imagem intensificada seja capaz de ser vista pelo operador enquanto tomando a imagem, o operador pode determinar se imagens adicionais precisam ser tomadas para assegurar que uma imagem de qualidade resulta.

De acordo com uma outra modalidade do presente pedido, uma varredura bidirecional é utilizada, em que linhas múltiplas são detectadas e a imagem é formada seqüencialmente (ou de outro modo) em direções diferentes. Por exemplo, uma primeira varredura seqüencialmente detecta e forma imagens de linhas em direção à esquerda da posição inicial, enquanto uma segunda varredura detecta seqüencialmente e forma imagens de linhas em direção à direita posição inicial. Opcionalmente, ambas, as primeira e segunda varreduras, ocorrem de modo simultâneo e *software* de cronometragem é usado para criar imagens de luz dispersa múltipla dessas varreduras.

Utilizando um arranjo detector de CMOS 68, para detectar e construir uma imagem, tem a vantagem adicional em relação as modalidades anteriores de que as imagens obtidas com um dispositivo de acordo com o presente pedido são, opcionalmente, armazenadas no meio de memória que é comum - mesmo no mercado consumidor a varejo. Por exemplo, experimentos utilizando certas modalidades do presente pedido utilizaram cartões de memória *flash* e cartões de captura digital em um processador de computador pessoal típico ou câmera digital. Será apreciado que diversos

outros meios de armazenamento convencionais ou não convencionais, bem conhecidos na técnica, podem ser usados para adquirir imagens detectadas pelo arranjo detector de CMOS. Ainda outra vantagem para usar um arranjo detector de CMOS em lugar de um chip de CCD é que a resolução vertical do CCD é diminuída por um fator de 2 em cada campo, porque o arranjo detector de CMOS não é entrelaçado, como no caso com chips de CCD entrelaçados. Chips de varredura progressiva não têm a redução de resolução vertical e junto com os chips de CMOS são preferidos, quando o movimento alvo, como os movimentos dos olhos são de preocupar porque a varredura seqüencial e esquemas similares permitem que uma imagem seja construída com estruturas adjacentes amostradas em pontos mais similares no tempo, comparado com esquemas entrelaçados que adquirem linha ímpares e, então linhas pares. Adicionalmente, chips de CCD entrelaçados requerem uma taxa de quadros de 30 Hz, enquanto chips de CMOS operam em uma taxa de amostragem menor, assim, permitindo aperfeiçoamento da relação de sinal para ruído. Ainda, o uso de um arranjo detector de CMOS em lugar de um chip de CCD tem resultado na redução de luz parasita das diversas superfícies refletivas requeridas nas modalidades de CCD, incluindo aquelas que permitem a coleta de luz antes e depois do período de tempo que contribui para a imagem, com a modalidade de CMOS, assim, aumentando a detecção de uma proporção maior de luz relacionada com o alvo e aperfeiçoando a qualidade da imagem em relação à amostra e mantendo os sistemas. Retornando agora para a figura 3, em casos em que um CMOS com um obturador rolante serve como o arranjo bidimensional ("2D") 68, a leitura dos dados linha por linha em uma maneira seqüencial serve como uma abertura 72 para limitar a luz parasita indesejada. Apenas a luz que bate na linha que está sendo lida contribui para a imagem, que é de maneira análoga apenas à luz que passa através de uma abertura fendida alcançando o alvo. Como o chip de CMOS está em um plano conjugado com o plano retinal, o uso de seu esquema de amostragem inerente constitui uma abertura confocal, assim, reduzindo a diafonia ótica espacialmente e aumentando o contraste da imagem.

Em casos em que o arranjo detector 2D 68 tem uma amostra e mantém ou outra estratégia que não inclui a amostragem cronometrada linha por linha, para limitar a área amostrada em um dado tempo, então, uma abertura eletrônica separada pode ser introduzida para servir como abertura de curso de detecção 72, mostrada na figura 4. Um arranjo de LCD que é pixel - por - pixel ou linha -por- linha endereçável e muda de transparente para opaco pode ser colocado em proximidade, de modo que a luz no curso de detecção é limitada espacialmente, e a área que é transparente corresponde àquela que está sendo iluminada pela varredura através do arranjo 2D 68. À medida que a varredura avança, a área transparente varre ao longo de maneira correspondente. Contudo, esse método requer outro elemento para controlar a cronometragem da ação de varredura da área transparente, ao contrário do método de obturador rolante de CMOS. De acordo com uma modalidade, um elemento de separação 66 pode ser usado para reduzir, significativamente, as reflexões do plano da pupila ou plano não conjugado. Para alvos que são estacionários ou alvos que podem tolerar mais luz e, assim, poderiam ser varridos com alta intensidade e alta velocidade, esse objetivo pode ser removido.

Para fins de medições de microscopia ou fluorescência no olho, o curso de detecção eletrônica 72 pode ser feito, opcionalmente tão estreito quanto permita seccionamento ótico ou largo o bastante para incorporar tanto sinal quanto possível e pode ser configurado de modo a incluir ou excluir filtros de barreira fluorescente. A rotação do elemento de varredura 50, mostrado na figura 3, está em sincronia suficiente para permitir a correlação linha por linha do feixe de iluminação enquanto é varrido. Portanto, a posição da abertura 72 é razoavelmente sincronizada com o elemento de varredura 50. Isso pode ser realizado via laço aberto e calibração ou métodos de laço fechado, bem conhecidos na técnica.

As figuras 4a e 4b ainda demonstram uma certa modalidade da abertura fendida 56 conjugada ao plano retinal no curso de iluminação e da abertura eletrônica conjugada com o plano retinal no curso de detecção 38. Conforme mostrado na figura 4a, em um primeiro momento, a luz passa a-

través da fenda 56, se desloca através do instrumento e o feixe linear de luz 71 é varrido através da abertura eletrônica 72. Conforme mostrado na figura 4b, em um segundo momento igual ao primeiro momento mais um tempo adicional, o feixe linear de luz 71 se moveu para uma segunda posição na
5 abertura eletrônica. A luz indesejada dos planos fora da área alvo, bem como a luz que se dispersou através do alvo, é reduzida pelo uso da abertura 72. Conforme mencionado acima, a função do obturador rolante do chip de CMOS tem essa propriedade inerente em sua operação. De modo alternativo, de acordo com outra modalidade do presente pedido, um obturador me-
10 cânico, eletrônico ou outro, com uma área transparente móvel, pode ser usado em proximidade com o arranjo detector 2D, permitindo que outro arranjo detector 2D, tal como um CCD, câmera de vídeo ou outro arranjo detector seja usado. A área transparente pode ser prontamente movida em dispositivos tais como telas de LCD.

15 As figuras 5a e 5b ilustram que a largura da fenda 56 pode ser prontamente ajustada e de uma maneira mais rápida, quando é eletrônica do que quando é mecânica. Conforme mostrado na figura 5b, uma fenda mais larga permite que mais luz entre no sistema de formação de imagem, assim, aumentando a intensidade da imagem. As larguras relativas da fenda 56 e o
20 curso de detecção 38 72 determinam a região amostrada e aumentam ou diminuem a profundidade do campo. Elementos muito estreitos na fenda 56 e na abertura 72 do curso de detecção 38 levam a um volume pequeno de luz amostrada no detector e, portanto, seccionamento ótico e alto contraste no plano de foco, conforme mostrado na figura 5a. Elementos mais largos,
25 tais como aqueles representados na figura 5b, permitem que um grande volume de luz seja amostrado e uma profundidade de campo maior mais prontamente útil no olho em movimento. Luz mais dispersa é coletada na configuração mostrada na figura 5b, e essa informação de luz dispersa pode ser útil na revelação de estruturas não vistas de outro modo.

30 ----- A figura 6 represente um método para a produção de formação de imagem de luz dispersa com uma fenda 56 relativamente larga no curso de iluminação feito por qualquer meio que transmita luz de modo que uma

área mais larga do alvo seja iluminada e a luz que retorna seja capturada por uma abertura confocal no curso de detecção 72 que é deslocado do eixo geométrico de iluminação principal, mostrado pelas linhas tracejadas abaixo da abertura 72 do curso de detecção. A estrutura 72 do curso de detecção atua como uma abertura eletrônica, que é inerente no obturador de CMOS. Especificamente, a abertura 72 do curso de detecção atua como uma abertura eletrônica, através da atribuição de uma coluna no chio para obter, ativamente, dados de imagem que são avançados ou retardados da posição de iluminação principal no alvo. A(s) posição(ões) e a(s) largura(s) são prontamente modificadas com aberturas eletrônicas subordinadas, mas, no obturador rolante (leitura de linha por linha) em um chip de CMOS, deve haver processamento ou pós-processamento integrado para incorporar quaisquer outras funções que não um retardo ou avanço de captura de imagem via a sincronização. Esse método produz formação de imagem de luz dispersa múltipla, mas resulta em iluminação e detecção assimétrica, que podem levar a sombras na imagem que são difíceis de distinguir de estruturas absorventes. A iluminação simétrica pode ser obtida através de combinação de duas imagens, cada uma tendo uma leitura deslocada da iluminação, mas em direções opostas do eixo geométrico de iluminação. Isso não é uma desvantagem com alvos não móveis, quando níveis de luz relativamente altos são usados e quando duas imagens podem ser tomadas em sucessão próxima. Contudo, quando alvos móveis têm sua imagem formada, uma modalidade alternativa utiliza dois arranjos detectores (tais como detectores de CMOS) simultaneamente, com obturadores independentes, com um arranjo detector permitido para guiar a fonte de luz e o outro para retardar.

Voltando agora à figura 7, de acordo com ainda outra modalidade do presente pedido, outro método para produzir formação de imagem de luz dispersa utiliza uma iluminação de entrada padronizada por meio da introdução de duas ou mais regiões transparentes na fenda 56 no curso de iluminação 72 como uma abertura confocal. Neste exemplo, a porção central ou no eixo da fenda 56 é opaca e duas barras transparentes flanqueando a porção central daquela fenda. A luz transmitida fora de eixo é levada através

do instrumento para o alvo e a porção que retorna no eixo geométrico passa através da abertura do curso de detecção 72, que está no eixo geométrico. A luz no eixo que retorna do alvo é grandemente dispersa múltiplas vezes fora de estruturas alvo e aquela luz que é dispersa unicamente das fendas de curso de iluminação 56 é bloqueada pela abertura. Com uma abertura eletrônica, essa luz chega no momento errado para passar através da abertura ou ser amostrada pela ação do obturador rolante do chip de CMOS 68.

A figura 8 ilustra combinações de amostra de fenda 56 e abertura 72 com pós-processamento para obter formação de imagem confocal, formação de imagem de luz dispersa múltipla e/ ou intensificação de imagem. O processamento pode ser realizado pelo uso de um arranjo detector 68 com processamento integrado ou dispositivo digital ou analógico 42 para armazenamento e comparação das imagens, assim, permitindo comparação ou computação de imagens. Por exemplo, conforme mostrado na figura 8, uma imagem de luz dispersa múltipla é tirada com o feixe linear de luz 71, tirada no tempo A (referido como "linha A") e o feixe linear de luz 71 tirado no tempo B (referido como "linha B"). O tempo A e B podem ser o mesmo tempo, podem ser seqüenciais ou podem ser em períodos de tempo significativos, afastados uns dos outros. Como um exemplo, a varreduras ocorre progressivamente, com as linhas amostradas A e B e, ilustrativamente, pode haver uma linha adicional C (não mostrada), de modo que a linha B está entre a linha A e a linha C no arranjo detector 68. Pelo uso da formula simples $aB - b(A + C)$, onde a e b são fatores de ponderação com sinal e amplitude variáveis. Para realizar formação de imagem com o mesmo foco (confocal) altamente flexível, a é positivo e b é negativo e entre 0 e 1, então uma porção da luz recebida através de A e C será adicionada à luz de B para formar uma imagem, com A, B, C e quaisquer outras linhas juntas servindo como uma abertura com o mesmo foco de largura ajustável e com a possibilidade de capturar uma porção variável da luz dispersa não passando através de B, otimizado de acordo com a tarefa de formação de imagem. Para realizar essa intensificação da imagem, se a for positivo e b for positivo, mas entre 0 e 1, então, essa fórmula é usada para subtrair uma porção que oscila de 0 a

100% da quantidade de luz em A + C, assim, removendo a luz dispersa de uma imagem com base em B, sem necessidade adicional de ajuste de fenda 56, realizando intensificação de imagem. Opcionalmente, esse método pode ser generalizado para mais linhas do que A a C e fatores de ponderação adicionais, permitindo a flexibilidade completa necessária para cada tarefa de formação de imagem. Para formação de imagem de luz dispersa múltipla, o fator de ponderação a é negativo ou um fator menor do que 1 e b é negativo, de modo que mais peso total é atribuído aos dados que passam através das linhas A e C. Mais uma vez, linhas adicionais, incluindo aquelas linhas ainda removidas de B e fatores de ponderação correspondentes podem ser usados para proporcionar formação de imagem flexível de acordo com o alvo e a tarefa de formação de imagem. Para sinais fracos de luz dispersa múltipla, proporcionalmente, pode ser necessário que mais peso seja dado para obter uma imagem.

15 A qualidade do feixe na formação de imagem é importante e uma fenda pode ser formada pelo uso apenas de uma lente cilíndrica na porção de moldagem do feixe do elemento 54 e pela fenda 56 na figura 3, mas usando ambos os elementos aperfeiçoa a eficiência de energia via o elemento 54 e a fenda 56 permite amostragem mais precisa do que usando apenas o elemento 54. Opcionalmente, a luz na fenda 56 está em um plano óptico conjugado ao plano do alvo 52. Ainda, opcionalmente, a fenda pode ser gerada por um filtro espacial transmissivo ou refletivo, bem como um eletrônico, tal um modulador de luz espacial ou dispositivo de LCD, conforme descrito acima. Adicionalmente, a qualidade do feixe e a fenda podem ser otimizados para uma tarefa de formação de imagem específica.

20 A posição do plano alvo é manipulada pelas lentes móveis ou outros elementos de focalização, por exemplo, lente 64 mostrada na figura 3. Em uma modalidade exemplificativa, as dimensões da pupila de entrada para o alvo 52 são pequenas, não mais do que 2,5 mm de diâmetro. Isso permite o uso do dispositivo em proximidades brilhantemente iluminadas ou com pessoas mais velhas em um local remoto. O tamanho do alvo a ter sua imagem formada, quando o olho humano é o alvo, é de cerca de 6 mm a

cerca de 12 mm, diferindo de instrumentos experimentais altamente amplificados, mas proporcionando um campo de visão de cerca de 20° a cerca de 40° de ângulo visual, como em câmeras oftálmicas convencionais.

5 Como as pupilas de entrada e de saída são limitadas a um total de cerca de 2 mm a cerca de 2,5 mm, a eficiência da luz é uma preocupação, particularmente quando a pupila não está dilatada. De acordo com uma modalidade do presente pedido, a varredura é feita em uma dimensão ao contrário da maioria dos dispositivos comerciais, que varrem em duas dimensões. Um aperfeiçoamento na relação de sinal para ruído pode ser obtido
10 através da redução da velocidade de varredura. Ao contrário dos dispositivos comerciais da técnica anterior, que não varrem, um aperfeiçoamento na eficiência da luz pode ser obtido e uma qualidade de imagem aperfeiçoada é obtida por meio de varredura.

15 Um critério no desenho de um dispositivo de acordo com o presente pedido é preservar uma quantidade substancial de luz, assim, permitindo que uma quantidade máxima de luz alcance o detector do olho. O uso desse critério em desenhos permite formação de imagem significativamente melhor, em particular porque formação de imagem retinal de acordo com o presente pedido é realizada, freqüentemente, através de uma pupila que não
20 está dilatada, assim, criando uma condição que seria considerada ser "falta de luz" em outros sistemas. Além disso, a disposição de varredura pode operar lentamente, perto da faixa de cerca de 1 Hz a cerca de 30 Hz, em lugar dos dispositivos típicos usados para formação de imagem retinal, tal como um galvanômetro continuamente móvel ou dispositivo giratório que opera em
25 cerca de 25 Hz a cerca de 60 Hz. A faixa de freqüência menor também permite menos consumo de energia e que um dispositivo mecanicamente menos sofisticado seja usado para a varredura. A varredura lenta pode ser feita de modo que, quando o dispositivo de varredura é ativado pelo operador, a varredura pode ser feita com um número único ou limitado de varreduras
30 através do alvo.

Embora o precedente descreva diversas modalidades de um dispositivo de acordo com o presente pedido, será apreciado que diversas

outras considerações podem ser tiradas para alterar a aplicação do dispositivo ou altera as configurações do dispositivo. Por exemplo, em outra modalidade usando um número limitado de varreduras, resolução reduzida é usada durante um ou mais quadros para auxiliar com o nível de luz, posicionamento de alvo e focalização usando aquisição de dados mais rápida e, então, resolução mais alta é usada para um ou mais quadros fixos de boa qualidade. Muitos arranjos bidimensionais usados na eletrônica do consumidor agora permitem operação em mais do que um modo. Similarmente, arranjos detectores oferecem mais de uma resolução. Desse modo, a velocidade de varredura e aquisição, o nível de luz e o ganho podem ser negociados com a resolução, como será apreciado por aqueles habilitados na técnica.

Como será apreciado por aqueles habilitados na técnica, o tamanho pequeno da pupila e o tamanho pequeno do dispositivo impõem restrições no campo de visão, que é mais provável ser, aproximadamente, cerca de 20° a cerca de 40° com resolução ótica que suporta uma resolução digital de, aproximadamente, 512 pixels x 512 pixels ou 640 pixels x 480 pixels até um detector de 1 megapixel. Uma grande profundidade de campo é preferida para uso com pacientes humanos e o dispositivo pode ter capacidades de seccionamento confocal intencionalmente limitadas. Uma grande profundidade de campo reduz a necessidade de um grande feixe de entrada na pupila, o que permite melhor resolução axial. A redução de luz fora de foco minimiza artefato de ótica de segmento anterior. Uma abertura no plano confocal para o plano retinal é usada opcionalmente de acordo com um aspecto do presente pedido. Ainda, óticas de polarização são usadas, opcionalmente. Outra maneira de proporcionar comprimentos de curso suficientemente longos, grande profundidade de campo e boa qualidade de imagem é usar uma armação em telescópio ou ainda espelhos. Os comprimentos podem ser estendidos por espelhos nas ou perto das porções exteriores da armação que são movidas ou em outro componente móvel. Portanto, o presente dispositivo de acordo com o pedido evita uma desvantagem em muitos desenhos da técnica anterior - tendo uma lente final de alto número-f em uma posição tal que a reflexão do plano da pupila é amostrada no plano reti-

nal. Portanto, o presente dispositivo não produz imagens que resultem em um reflexo brilhante, indesejado, na imagem da retina.

No dispositivo de acordo com o presente pedido, o mecanismo de focalização é, opcionalmente, mantido simples, para minimizar a complexidade de uso, tamanho e peso. A focalização pode ser obtida pelo aumento ou diminuição da relação de planos retiniais e de pupila (o plano focal desejado e o plano de entrada) pelo uso de um ou mais espelhos móveis e/ ou lentes, como mostrado na figura 3. Esses componentes podem ser operáveis por controle mecânico ou elétrico. Em uma modalidade, uma lente móvel ou arranjo de lentes é proporcionado, como bem conhecido na técnica. O espelho móvel ou lente pode ser operado manualmente, por exemplo, um botão giratório operado por um único dedo ou pelo polegar, agarrando um alojamento de lente girável, de maneira similar a uma câmera, por uma chave de deslizamento ou qualquer outro dispositivo de posicionamento mecânico conhecido na técnica. Opcionalmente o espelho móvel ou lente pode ser motorizado, de preferência, usando um motor de CC acionado por bateria. Opcionalmente, um motor de CA pode ser usado, se houver uma conexão com um suprimento externo de energia de CA.

De acordo com um aspecto do presente pedido, foco adequado pode ser encontrado através de imagens inspecionadas visualmente em uma tela; pelo uso de um indicador para localizar o reflexo mais brilhante que retorna do alvo (sem, necessariamente, ter que proporcionar visualização dos dados); ou pelo uso de imagens de resolução inferior ou um número pequeno de imagens adquiridas mais rapidamente até uma taxa de vídeo, para encontrar o foco rapidamente, após o que uma imagem tendo uma resolução melhor é proporcionada. O foco pode ser um mecanismo manual ou um mecanismo de auto-foco bem conhecido na técnica. Finalmente, o foco pode ser determinado com base em toda ou em uma porção da imagem.

De acordo com um aspecto do presente pedido, o dispositivo pode incluir uma tela em que o usuário pode ver a imagem, tal como uma tela de cristal líquido (LCD). Contudo, um LCD integrado adiciona peso, pode ser frágil e puxar corrente, pode ser desejável, em algumas modalidades,

eliminar uma tela e proporcionar apenas um indicador de foco. Conforme notado acima, quando a retina está em foco, essa camada proporciona maior retorno de luz por todo o espectro visível e quase infravermelho. Portanto, de acordo com um aspecto do presente pedido, uma imagem pode ser focalizada pelo posicionamento da imagem no segmento anterior a fim de diminuir esse sinal e o plano focal para amostrar a retina ajustada para o brilho máximo. Desse modo, embora uma imagem seja útil para focalização, com uma grande profundidade de campo, um indicador pode, opcionalmente, ser usado. O indicador pode ser uma tela, uma luz quando um critério é alcançado, uma luz que fica mais brilhante ou dímero correspondente à quantidade de luz recebida, um dial, um painel de leitura digital, um som, um mostrador de agulha ou qualquer outro elemento que possa proporcionar um sinal para o usuário que o foco foi obtido.

O dispositivo pode incluir, opcionalmente, uma tela para ver a imagem após sua aquisição. A tela pode ser uma tela de cristal líquido (LCD) ou outro dispositivo de exposição adequado. Os dados de imagem podem ser transferidos por USB, IEEE 1394, um protocolo sem fio ou outra conexão a um dispositivo ou computador, como é bem conhecido na técnica. O dispositivo pode ainda incluir, opcionalmente, um ou mais dispositivos de memória integrado, nos circuitos integrados ou um dispositivo de memória removível ou filme que pode ser transferido para um dispositivo de visualização externo, tal como indicado em 44 na figura 2. Os dados podem ser transmitidos por métodos com fio ou sem fio para um dispositivo de recebimento, tal como um computador, assistente pessoal, telefone celular ou outro dispositivo.

De acordo com outra modalidade do presente pedido, para visualizar estruturas em um plano não conjugado com a retina do olho, modificações podem ser feitas opcionalmente por um conjunto de focalização, conforme mostrado por lentes 60 e 64 na figura 3. Um outro conjunto de lentes ou espelhos pode ser adicionado, lentes ou espelhos existentes removidos ou outras lentes ou espelhos substituídos pelo conjunto de focalização, como será apreciado por alguém de habilidade comum na técnica. Essas estrutu-

ras incluem o segmento anterior do olho, mas não estão limitadas às estruturas oculares e poderiam incluir pele ou qualquer outra estrutura biológica ou não biológica. A pupila de entrada estreita e a separação de cursos de iluminação e de detecção distinguem esse desenho de um dispositivo microscópico confocal ótico destinado ao seccionamento ótico com a resolução axial mais alta, embora as modalidades mostradas nas figuras 3 - 8 permitam um instrumento com alguma capacidade de seccionamento ótico, isto é, um instrumento que poderia ser usado como um dispositivo de formação de imagem para fins gerais de resolução modesta e rejeição de luz retransmitida fora de plano. Os elementos de focalização, conforme mostrado, podem ser usados para proporcionar uma imagem que amplia a visão de um alvo e ainda o alargamento de uma imagem para visualização ocorre amplamente de modo eletrônico, dessa maneira, ampliando os usos potenciais além daqueles da retina ou olho humano como um todo. De acordo com um aspecto do presente pedido, a varredura da fonte de iluminação com relação ao alvo proporciona uma imagem de contraste maior do que a iluminação de inundação típica ou iluminação de fontes existentes e externas, como a luz do dia e, dessa maneira, ampliar os usos potenciais do dispositivo além do escopo da retina ou olho humano.

De acordo com um aspecto do presente pedido, há diversas estruturas no segmento anterior do olho humano que pode ter a imagem formada pelo uso de elementos de focalização auxiliares ou substitutos, que não estão na faixa focal do dispositivo de formação de imagem retinal digital do presente pedido. Por exemplo, o dispositivo de acordo com o presente pedido poderia ser usado para formação de imagem de trauma ou doença da córnea resulta de cirurgia da córnea ou cirurgia a laser refrativa, um corpo estranho no ou sobre o olho, um dano químico ou queimadura, neovascularização da íris, danos oculares exteriores, encaixe de lentes de contato, inflamação externa, doença infecciosa, problemas do canal lacrimal, lesões da pálpebra, pterigeum, problemas nos vasos da esclerótica ou da íris ou outros dados necessários para documentar o estado de emergência ou de saúde de um paciente.

Além disso, deve ser notado que o dispositivo conforme descrito pode ser, opcionalmente, alojado em uma caixa. Ainda opcionalmente, controles, tais como uma chave liga - desliga e um controle de focalização, pode ser acessível através da caixa. A caixa pode ser áspera e leve e encerra todos os componentes óticos e eletrônicos descritos acima. Além disso, um apoio para a cabeça ou o queixo pode ser proporcionado opcionalmente e pode ser configurado para permitir a um paciente manter o olho de maneira estável em alinhamento com o dispositivo. O apoio para a cabeça ou o queixo pode ser operável em telescópio a fim de formar um dispositivo portátil prontamente acondicionado e conduzido. Em outra modalidade, o apoio para a cabeça ou o queixo pode ser dobrado para formar uma base compacta. Uma outra modalidade tem uma caixa que é mantida pelo usuário de maneira similar a uma câmera digital ou video game do consumidor. Um localizador pode ser proporcionado para localizar o olho. Um controle na caixa pode atuar como uma chave articulada para desligar e ligar e para vários modos ou resolução de aquisição de imagem.

Um número de modalidades do presente dispositivo foram embutidas e testadas para determinar a possibilidade de obtenção de imagens do olho aceitáveis seguramente e sob energia de bateria com a capacidade de transferir imagens para uma fonte remota. Um número de modalidades foram testadas usando um olho humano de modelo, como conhecido na técnica. O olho de modelo foi usado para determinar que o dispositivo é capaz de operar e obter uma imagem usando uma quantidade aceitável de luz que é consistente com a segurança do olho. A quantidade relativa de luz no olho do modelo foi calibrada para o olho humano e é conhecido.

Uma modalidade similar àquela descrita acima nas figuras 2 e 3 foi embutida e testada em um olho humano, após a obtenção da aprovação regulatória requerida. Imagens adequadas do plano retinal de um olho humano foram obtidas em uma resolução apropriada, tendo bom contraste e sem reflexões fortes dos planos corneais. Aspectos testados, conhecidos como sendo únicos para o olho humano particular, foram reconhecíveis. Este pedido é particularmente aplicável dentro dos campos da oftalmologia,

optometria, serviços de emergência, proteção ocular militar, proteção ocular em qualquer situação de massa, trabalhadores em cuidados com a saúde proporcionando diagnoses em localizações remotas de especialistas em cuidados com o olho, telemedicina e exame do olho por pessoas sem habilidades especiais para cuidados com os olhos, tais como pediatras, técnicos em ER ou médicos de família. Uma aplicação primária do dispositivo é para uso, por exemplo, pelo pessoal da emergência, onde há uma suspeita de trauma para os olhos. Nessas situações, pode ser útil saber se um indivíduo com suspeita de ferimento no olho pode ser permitido apenas repousar por um período de tempo ou se, na verdade, o paciente requer outro tratamento de emergência. Uma outra aplicação é a proteção remota ou de massa para doença potencial do olho por pessoal que não é, primariamente, especialista em olhos, como pediatras ou médicos de família, e também incluindo funcionários que têm experiência médica mínima e perito em computador ou instrumentação. O dispositivo tem um mínimo de controles, o que proporciona simplicidade em operação, de modo que um alto grau de treinamento não é requerido para operar o dispositivo.

Em contraste com a presente invenção, oftalmoscópios de varredura a laser atuais, comercialmente disponíveis, são grandes e caros demais para uso como um dispositivo portátil no campo. Ainda, esses dispositivos são complexos e requerem que um usuário seja altamente treinado no uso do dispositivo e na leitura das imagens oftálmicas resultantes. A qualidade de imagem surpreendente dos SLOs grandes e as capacidades de seccionamento de dispositivos tomográficos, que estragam a relação de sinal para ruído, não são necessários no presente dispositivo.

Em outras modalidades do presente pedido, um dispositivo pode utilizar 3 ou mais fontes de luz para iluminar o alvo com diferentes comprimentos de onda o que acentuará a visibilidade de certos aspectos. A formação de imagem pode ser realizada, opcionalmente, com um dispositivo tendo uma, duas, três ou mais dessas fontes de luz, com cada fonte diferindo, para proporcionar propriedades únicas e benéficas, tais como comprimento de onda diferente, energia aumentada ou propriedades de polarização diferen-

tes. As fontes de luz podem, opcionalmente, ser controladas pelos componentes eletrônicos de controle 46 (veja a figura 2), por exemplo, ligar e desligar, para operar em um modo de estado constante ou um modo *flash*, ou controlar a intensidade da luz, conforme discutido abaixo. A luz de cada fonte de iluminação pode, opcionalmente, ser submetida à moldagem de feixe antes de ser dirigida para elementos adicionais no sistema de formação de imagem ótica.

De acordo com ainda outra modalidade do presente pedido, a luz das fontes de iluminação pode ser direcionada com espelhos giratórios e, então, combinada em um feixe único com elementos de combinação de feixe, de maneira conhecida, publicada pelo inventor. Veja, por exemplo, Eisner e colaboradores, 1992. Esses elementos combinatórios podem ser elementos refletivos e transmissivos; podem ser espelhos dicróicos para tirar vantagem das diferenças de comprimentos de onda das fontes de iluminação; ou podem refletir ou transmitir de acordo com as propriedades de polarização das fontes de iluminação. De acordo com uma modalidade, cada uma das fontes de iluminação é combinada com a seguinte por um par de elementos de combinação de feixes. Por exemplo, um primeiro elemento, tal como um espelho, orienta os feixes e um segundo elemento combina os dois feixes e ainda orienta um ou outro feixe. A posição dos elementos de combinação pode ser configurada para minimizar o espaço tomado pelo dispositivo ou eficiência de luz, em lugar de ser configurada para facilidade de alinhamento ótico.

De acordo com um aspecto do presente pedido, a intensidade da luz das fontes pode ser controlada em qualquer maneira adequada, se desejado, tal como diminuir o nível do nível aprovado de FDA para visão contínua. A intensidade da luz também pode ser controlada eletronicamente, via filtro de densidade neutro ou filtro de cor, mecanicamente, em cujo caso a fenda 56 na figura 3 representa uma fenda ajustável ou diafragma de íris, que pode ser controlado mecanicamente. O dispositivo de controle de iluminação pode, assim, ser operado mecanica ou eletronicamente, tal como com um parafuso operado pelo dedo. A intensidade da luz também pode ser au-

mentada ou diminuída com um elemento de polarização. Alternadamente, o ajuste da intensidade da luz de iluminação usa controle eletrônico dos componentes eletrônicos de controle, tal como aquele representado na figura 2, um detector auxiliar ou a saída do arranjo detector 68 em comunicação com
5 as fontes de luz ou o elemento de controle de intensidade pode ser usado para ajustar energia, tensão ou corrente. Um controle de ganho de detector pode ser usado, igualmente, para aumentar ou diminuir o contraste.

Em uma modalidade exemplificativa usando três fontes de iluminação, tal como mostrado na figura 4 da família de patentes anteriores, fontes de iluminação incluíam um laser de Hélio - Neon ("Henê") em 543 nm,
10 um laser a diodo em 830 nm e um laser para emissão de superfície de cavidade vertical ("VCSEL") em 850 nm. Fontes de iluminação, tais como lasers a diodo e VCSELS podem, prontamente, ser operados usando corrente contínua e podem, assim, ser operados por uma ou mais baterias. A operação à
15 bateria permite que o dispositivo de formação de imagem ótica seja portátil e usado em localizações remotas. Pelo uso de duas ou mais fontes que diferem na quantidade de absorção de aspectos de interesse, como o sangue em uma hemorragia, é possível usar comparação de imagem como na figura 8, para acentuar a detecção desses aspectos.

20 Nessa modalidade, o VCSEL é de tamanho incomumente pequeno para uma fonte de iluminação em um instrumento de formação de imagem ótico, como VCSELS são usados, tipicamente, em comunicações e computação ótica, instrumentos de formação de imagens não óticas. A base do dispositivo usando essa fonte e, assim, mais compacta e o peso é redu-
25 zido, comparado com os dispositivos convencionais de formação de imagens. A eficiência de energia do VCSEL, sendo incomumente alta, bem como a possibilidade de utilizar corrente contínua, como de uma bateria, também auxilia na redução do peso e a base do dispositivo de formação de imagem presente. Esse diâmetro do elemento a laser de um VCSEL pode
30 ser tão pequeno quando 50 microns, mais o alojamento associado e os elementos de moldagem de feixe que são maiores; a embalagem total, exceto quanto ao suprimento de energia é, aproximadamente, o tamanho de um

circuito integrado pequeno ou transistor em um suporte. Nesse contexto, o VCSEL é apenas um ou mais componentes eletrônicos no circuito.

A alta eficiência de energia permite que a saída esteja na faixa baixa de mW, quando usando uma única bateria, tal como uma bateria de 9 V mais circuito de limitação de corrente. A fonte de iluminação de laser a diodo é de um tamanho intermediário e proporciona uma base intermediária e peso e também suporta a possibilidade de operação a bateria e uso remoto. Qualquer fonte de infravermelho ou quase infravermelho tendo um tamanho apropriado, eficiência de energia, densidade de potência, qualidade de feixe e peso podem ser usados como uma fonte de iluminação para substituir as fontes descritas acima. Como fontes com alta coerência levam a artefatos de interferência na fenda que é varrida, essas são menos desejáveis a menos que esses artefatos indesejados podem ser reduzidos de modo que não diferenças de iluminação ao longo do comprimento da fenda varrida. Diodos super-luminescentes são um tipo de fonte que pode ser usado para proporcionar baixa coerência.

Quando o alvo é o olho humano ou outra substância que retransmite luz quase infravermelha ou luz infravermelha, o alvo pode ser visto com uma quantidade segura e (onde aplicável) confortável de iluminação, usando fontes de iluminação, um diodo a laser ou um VCSEL. Uma fonte quase infravermelha é importante para penetração de camadas finas de sangue e da lente com mudanças causadas pela catarata. Fontes quase infravermelhas, quando usadas para formação de imagem da retina, não levam à constrição de uma pupila humana, assim, proporcionando iluminação suficiente para usar o dispositivo de formação de imagem de maneira não midriática, com iluminação de estado constante ou intermitente. Uma fonte de iluminação com comprimento de onda quase infra-vermelho, tendo um feixe de qualidade aceitável produz uma imagem de qualidade aceitável, quando usado em um sistema de varredura, como aquelas representadas nas figuras 2 e 3. O dispositivo de formação de imagem pode ser limitado ao uso com uma fonte quase infravermelha para uso em um ambiente de luz do dia, luz ambiente ou outra luz de comprimento de onda visível através do

posicionamento de um filtro bloqueando a luz de comprimento de onda visível, usando qualquer posição adequada, onde a luz está, aproximadamente, em um plano óticamente conjugado com o plano de alvo 52 da figura 3, tal como entre o alvo 52 e uma lente de focalização 64 na figura 3.

5 De acordo com uma modalidade, a fonte de iluminação 54, conforme representado na figura 3, pode ser de um comprimento de onda mais curto do que as fontes na faixa de quase infravermelho. Exemplos incluem, mas não estão limitados aos mesmos, lasers de He-Ne, fontes de comprimentos de onda, tais como lâmpadas e diodos emissores de luz de densidade de
10 energia suficiente e qualidade de feixe para permitir varredura de uma fenda de intensidade uniforme através do alvo, como seria conhecido por aqueles de habilidade na técnica. No olho e outros tecidos biológicos, o uso de um comprimento de onda mais curto, especificamente na faixa de 514 a 594, acentua o contraste de estruturas contendo sangue, mas pode levar à constrição da pupila humana. Contudo, recentemente, foi verificado que, com
15 contraste suficiente, esses aspectos são visíveis em luz quase infravermelha, possivelmente até uma extensão maior do que aquela necessária para proteção contra doença. Para o curso de detecção utilizar um arranjo detector de custo modesto, é necessário usar uma fonte suficientemente brilhante
20 para proporcionar uma imagem apesar dessa constrição. Contudo, uma fonte de luz de comprimento de onda curto pode ser usada em um modo intermitente, em seguida ao alinhamento do alvo e o dispositivo de formação de imagem usando uma fonte de iluminação quase infravermelha. Um exemplo no olho humano é a detecção ou gerenciamento de retinopatia diabética.
25 Similarmente, para formação de imagem por refletância ou fluorescência, uma fonte de luz de uma faixa de comprimento de onda pode ser usada para alinhamento antes da formação de imagem para impedir exposição excessiva à luz, mudanças térmicas ou foto-alveijamento. No olho três exemplos são angiografia de fluoresceína e fluorofotometria na retina e vítreo e mancha de
30 fluoresceína para avaliação de qualidade de filme para o segmento anterior.

Em uma modalidade, um dispositivo de câmera digital de varredura a laser caracteriza a capacidade para varrer uma ou mais fontes de luz.

Ainda, cada fonte de luz é projetada, especificamente, para detecção de características alvo de acordo com uma configuração específica de comprimento de onda, modelagem de feixe, abertura de iluminação, modulação espacial ou temporal de feixe, teor de polarização ou iluminação estruturada.

5 À guisa de exemplo não limitativo, se a varredura com uma fenda, estruturando a iluminação com uma abertura quadrada, for usada, opcionalmente, para proporcionar iluminação uniforme através da imagem. Quando iluminação uniforme é proporcionada, a detecção de alvo em qualquer localização dentro do campo de visão é possível.

10 De acordo com uma modalidade do presente pedido, a abertura eletrônica é sincronizada em uma maneira de laço fechado com o período ativo do detector. Esse laço pode ser fechado por calibração anterior, calibração in situ ou enquanto operando o dispositivo. A sincronização pode ser

15 uma modalidade, o sinal mestre pode ser gerado por uma leitura da posição do elemento de varredura. O sinal de posição pode ser gerado quando a luz do elemento de varredura móvel alcança um detector e esse sinal pode indicar o começo da imagem ou a posição dentro da imagem para controle mais preciso, com a detecção de luz retornando do alvo sincronizada com relação

20 à posição no alvo da iluminação. Isso permite ao dispositivo obter imagens enquanto usando elementos óticos, excepcionalmente de baixo custo, que servem como espelhos no elemento de varredura 50, uma vez que a fenda de varredura enche demais o curso de alvo na direção perpendicular à varredura e a cronometragem na direção da varredura é variável em uma ma-

25 neira rápida e precisa. A sincronização do elemento de varredura com o alvo, que é realizada em porções da imagem, proporciona rápida flexibilidade de posição de abertura.

De acordo com outra modalidade do presente pedido, o dispositivo de imagem digital é operável para proporcionar uma imagem de alta

30 ~~qualidade pelo uso de uma série de imagens adquiridas em sucessão rápida~~ o bastante para permitir o ajuste de posição do alvo e do instrumento com ~~relação um ao outro. Além disso, de acordo com certas modalidades, as i-~~

magens são avaliadas quanto à qualidade e aperfeiçoadas pelo ajuste de parâmetros usados na aquisição de imagem. O ajuste é feito mais prontamente, quando a série de imagens é adquirida em rápida sucessão. O ajuste é feito por *software*, circuito eletrônico, ou o operador ou uma combinação dos mesmos. Opcionalmente, o dispositivo de formação de imagem digital é ainda capaz de proporcionar controle integrado ou embutido de parâmetros. O mesmo mecanismo de controle está, opcionalmente, em comunicação com circuito eletrônico ou um computador com memória suficiente para permitir o armazenamento de imagens, de modo que a seleção de imagens da mais alta qualidade pode ser realizada imediatamente após aquisição. Em um alvo móvel, tal como um olho ou um que está mudando com o tempo, isso proporciona uma probabilidade maior de que uma imagem de qualidade aceitável seja obtida. Na modalidade com um usuário não habilitado, a aquisição de imagens pode ser ajustada para incorporar tempo e número de imagens suficientes e requerendo pouca ação na parte do usuário, para aperfeiçoar a possibilidade de adquirir imagens adequadas. O mecanismo de controle pode ter a capacidade de processamento de aspectos da imagem para assegurar controle de qualidade. O mecanismo de controle, opcionalmente, é capaz de realizar processamento nas imagens e, então, mostrando e armazenando essas imagens.

De acordo com uma modalidade do presente pedido, o dispositivo de formação de imagem digital é operável para proporcionar alto contraste de aspectos que podem ser usados para identificar um alvo ou porções do alvo que permitem detecção aperfeiçoada do próprio alvo, particularmente no caso de um alvo móvel ou em mudança, ou regiões de interesse dentro do alvo. Na modalidade, um campo de visão mais largo para formação de imagem da retina é possível e localização mais precisa das regiões dentro da retina se torna possível por causa de dois aspectos principais, como a fóvea e a cabeça do nervo ótico, estão agora potencialmente dentro do campo de visão com espaçamento suficiente cuja localização é aperfeiçoada em relação à identificação de um único aspecto que é usado em dispositivos de rastreamento retinal de alta taxa corrente com e sem polarização. Na

modalidade com iluminação de luz polarizada, há potencial para uso de birefringência macular e a birefringência de cabeça de nervo ótico para identificar dois pontos dentro da imagem retinal de espaçamento suficiente para localizar aspectos retiniais. O uso da abertura eletrônica ainda aperfeiçoa a
5 detecção da birefringência macular e a da cabeça do nervo ótico por meio da rejeição de luz dispersa indesejada que não contém informação de luz polarizada, mas permitindo que luz suficiente seja detectada para proporcionar um sinal forte.

De acordo com outra modalidade do presente pedido, um ou
10 mais canais óticos podem ser adicionados ao dispositivo digital para proporcionar imagens usando iluminação diferente em comprimento de onda, modelagem de feixe, abertura de iluminação, modulação espacial ou temporal do feixe, teor de polarização ou iluminação estruturada. Os canais óticos adicionais proporcionam a possibilidade de visão com uma abertura eletrônica flexível e, simultaneamente, proporcionando uma imagem com teor de
15 informação diferente ou proporcionando um estímulo visual ou feixe de alinhamento. Em uma modalidade, o estímulo visual é usado para dirigir a posição da retina. Adicionalmente, o estímulo é usado, de modo opcional, para extrair uma resposta para diagnóstico ou uso experimental com humanos ou
20 uso *in situ* em preparação biológica. Em uma modalidade, o campo largo com a iluminação fendida varrida é de comprimento de onda suficientemente longo, quase infravermelho, baixa energia e baixo ciclo de trabalho para ser tornado quase invisível ao olho humano. Essas condições não interferem com um estímulo visual ou levam ao aquecimento na retina ou uma preparação
25 biológica, mas proporcionam, localização do estímulo ou iluminação que incide sobre uma preparação.

A figura 9 ilustra uma modalidade que descreve um grupo de configurações, em que um único elemento de varredura 50 dirige luz de uma ou mais fontes de luz e ótica de moldagem 54 para um alvo 14, mas não a
30 luz retransmitida do alvo 14. A luz de uma fonte de iluminação 154 é submetida à moldagem de feixe pela lente 155 e passa através da abertura quadrada 156 para assegurar iluminação uniforme em uma dimensão, quando

da passagem através da lente cilíndrica 157 e uma abertura fendida 56, conjugada com o alvo 14. Esses elementos 154, 155, 156 e 157 juntos correspondem ao elemento 54 na figura 2, De acordo com uma configuração, a iluminação de uma fonte de iluminação 54 utiliza ótica de moldagem de feixe bem conhecida na técnica, que muda a iluminação de quase-Gaussiana para uma saída fendida. Essa mudança na iluminação pode ser realizada pelo uso de uma lente cilíndrica no curso de iluminação antes a fenda 56. Contudo, se dispositivos de iluminação emissores de bordas ou outros dispositivos lineares forem usados, uma lente cilíndrica pode se provar desnecessária. A abertura fendida 56 é ilustrada em mais detalhes nas figuras 5 - 8 e como descrito acima. Como pode ser visto nas figuras, a fenda 56 tem um longo eixo geométrico ortogonal ao plano da figura.

Na figura 9, a luz que passa através da abertura fendida 56 é dirigida por um elemento de focalização 58 no elemento de varredura 50 elemento de varredura 50. O elemento de varredura 50 gira ou oscila para refletir a luz seqüencialmente através do alvo em uma direção perpendicular ao eixo geométrico longo da abertura fendida 56. Por todas as figuras, as linhas que saem do elemento de varredura 50 indicam um curso de iluminação. Do elemento de varredura 50, a luz é, então, dirigida por um ou mais elementos de focalização 60, aqui mostrados como uma lente móvel 164 para focalizar a luz através de um ângulo estreito de entrada (por exemplo, a pupila) 62 na figura 3. A luz é ainda focalizada pelos elementos de focalização 161 e 162, correspondendo à 64, na figura 3, e fazendo brilhar a luz para um foco no alvo 14 (por exemplo, o plano retinal).

A figura 9 ilustra os planos de entrada e focal, esquematicamente apenas; veja a figura 1 para maiores detalhes; a luz na abertura fendida 56 está em um plano ótico conjugado ao alvo 14. A luz no elemento de varredura 50 está em um plano ótico conjugado com o plano do ângulo estreito, exatamente antes da lente 24, mostrado na figura 3 como um ângulo estreito de entrada 62. Um elemento de focalização 164, de preferência, é montado para movimento em uma direção axial a fim de permitir a focalização da luz no alvo 14. Quando da formação de imagem de um alvo, sem uma lente (por

exemplo, um outro alvo que não o olho humano com uma lente funcional. O elemento de focalização 164 é, opcionalmente, um conjunto de lentes adequadas para focalização no alvo 14, junto com as lentes adicionais 161 e 162. O campo de visão largo, ilustrado na figura 9, é aperfeiçoado pelo uso de desenho ótico especializado para campo largo, ilustrado aqui como um tipo Kellner de ocular montado perto do olho, formado por elementos óticos 161 e 162, ou o uso de uma lente oftálmica, que é esférica. Além disso, o amplo campo de visão requer lentes de diâmetro suficientemente grandes ou espelhos para mostrar uma zona livre que passa pelo sinal fraco, retornando do olho humano, em particular, o elemento de focalização 164.

Conforme notado acima, a varredura da luz através do alvo 14 por meio de uma abertura fendida 56 (e varrendo mais uma vez no curso de detecção, se isso for realizado, descrito abaixo) auxilia na diminuição de luz dispersa indesejada na imagem resultante. A varredura pode ser realizada em uma variedade de maneiras bem conhecidas na técnica, em adição ao método na figura 9.

No curso ótico entre o elemento de varredura 50 contém um ou mais elementos de separação dentro ou fora do curso principal. O elemento de separação 66 na figura 9 corresponde ao elemento de separação 66 na figura 3 e pode consistir de várias configurações de reflexão ou transmissão. O elemento de separação 266 introduz um segundo canal ótico de iluminação. Uma fonte de iluminação 254 e sua ótica de moldagem de feixe 255 podem diferir em comprimento de onda, energia, propriedades espaciais e temporais, forma de feixe, foco, características de polarização ou qualquer uma de um número de outras propriedades. A luz da fonte de iluminação 254 é focalizada pelo elemento de focalização 254 e dirigida para um alvo pelo elemento de separação 266, passando através de elementos de focalização 164, 162 e 161.

A luz das fontes de iluminação 354 é dirigida para o alvo, começando de uma posição fora do curso ótico principal, mostrada aqui como dirigida para o segmento anterior do olho e não em direção ao alvo 14.

~~A luz que retorna do alvo 14 é separada da luz que incide no~~

alvo, no elemento de separação 66. Na modalidade mostrada na figura 9, o elemento de separação 66 é ilustrado como um espelho que não altera o curso da luz dirigida para o alvo 14 no curso de iluminação, mas, ao contrário, dirige a luz que retorna do alvo 14 para um curso de detecção, ilustrado como linhas sólidas e cinzas mais escuras. A luz retransmitida do alvo 14 no curso de detecção é focalizada por um elemento de focalização 74 e dirigida para um arranjo detector 68. O elemento de focalização aqui mostrado é uma massa produzida e lente de câmara barata, um Gauss duplo, mas para nossas imagens monocromáticas uma lente de menos complexidade também é adequada. O arranjo detector 68 é conjugado ao plano do alvo 14. Como na figura 3, uma ampla faixa de combinações de elementos de separação 66 também compreende um divisor de feixe, com a porção refletiva intersectando o feixe de luz dirigido para o alvo 14, com a porção transmissiva dirigindo luz retransmitida do alvo ou qualquer outra combinação de elementos, conforme descrito no que refere-se à figura 2 acima, para separar a luz do curso de iluminação daquela retransmitida do alvo 14 e dirigir a luz retransmitida para o curso de detecção 38. O elemento de separação 66, opcionalmente, contém superfícies de espelho adicionais para dirigir a luz em uma direção conveniente com relação à configuração dos outros componentes, assim, permitindo que uma pluralidade de componentes perto do alvo 14 seja reduzida. Ainda, superfícies de espelho adicionais podem ser suadas e configuradas para reduzir a pluralidade de componente perto das superfícies de montagem de elementos de focalização 160, 161 e 164 ou impedir componentes de interferirem com o movimento do elemento de focalização 164 ou elemento de varredura 50 por separação, espacialmente, da luz dirigida para o alvo 14 da luz que retorna do alvo, reflexões diretas, indesejadas, dos planos focais, não no plano do alvo, podem ser eliminadas pela minimização da sobreposição espacial no separador de feixe 66. com relação ao alvo, a iluminação é dirigida para o alvo de uma posição ligeiramente diferente do que é o curso de detecção da luz retransmitida, de modo que há sobreposição espacial mínima entre os cursos de detecção e iluminação, assim, minimizando quaisquer reflexões indesejadas de elementos óticos,

incluindo aqueles freqüentemente encontrados em associação com o alvo, tal como a córnea e a lente do olho humano quando a retina é o alvo (veja a figura 1).

5 O elemento de separação 66 pode compreender uma superfície refletiva parcial ou completamente, que não intersecta a luz dirigida para o alvo 14. A superfície refletiva pode compreender um espelho ou um divisor de feixe, com a porção refletiva não intersectando o feixe de luz dirigido para o alvo, conforme mostrado. O elemento de separação também pode ser qualquer número de outros elementos de separação, como um divisor de feixe com
10 uma porção refletiva intersectando o feixe de luz dirigida para o alvo e uma porção transmissiva, incluindo um espelho que reflete menos de 100% da luz para o alvo ou uma porção transmissiva intersectando o feixe de luz dirigido para o alvo e a porção refletiva permitindo que a luz do alvo passe.

De acordo com uma modalidade do presente pedido, , diminuição adicional de luz de planos indesejados pode ser obtida pela direção da
15 luz no curso de detecção 38 do alvo 14 para um ou mais arranjos de detectores bidimensionais 68, compreendendo um chip semicondutor de óxido de metal complementar ("arranjo detector 68 de "CMOS"). O arranjo detector 68 está em sincronia com a cronometragem de iluminação e de uma sensibilidade adequada no comprimento de onda ou comprimentos de onda de luz
20 que retorna do alvo para permitir a detecção de luz que retorna do alvo. O arranjo detector 68 pode detectar a luz que retorna do alvo da fonte de iluminação 154 ou 254. Um arranjo detector 368 similar detecta a luz que é retornada de um alvo, tal como a lente ocular 24 ou pupila 16, dirigida pelo elemento separador 366 e focalizada pelo elemento de focalização 366 e focalizada pelo elemento de focalização 374 no detector 368.
25

A combinação de fontes de iluminação e ótica de moldagem de feixe mostrada na figura 9 pode ser incorporada com dispositivos adicionais, tais como dispositivos de geração de polarização, filtros temporais ou espaciais e manipuladores de posição para usar o motor de varredura e a abertura eletrônica flexível para embutir dispositivos de formação de imagem não
30 só para luz dispersa múltipla e refletida, mas também iluminação estruturada

para detecção otimizada de alvos e estereogrametria, polarimetria, formação de imagem por fluorescência e formação de imagem estéreo.

5 Uma imagem alvo proporciona uma variedade de aspectos e para localizar melhor esses do que os métodos que usam rotação ou translação em torno de um único ponto, duas referências podem ser usadas . A mácula e a cabeça do nervo ótico são duas dessas características importantes que podem ser usadas para localizar ou estabilizar características na retina, para o sinal de birefringência que irradia da mácula e o sinal de birefringência dos feixes de fibras nervosas irradiando da cabeça de nervo ótico.

10 A iluminação que incide no alvo pode ser padronizada e o padrão , tal como listras, proporciona um método conveniente para gerar o padrão. Fontes de iluminação, tais como aquelas mostradas como 154 ou 254 na figura 9. podem ser moduladas, temporariamente, para produzir listras à medida que varrem através do alvo 14. O uso de um Laser Emissor para
15 Superfície de Cavidade Vertical, como uma fonte de iluminação proporciona a capacidade para rápida modulação sem desgaste e dilaceramento adicional, como os Diodos Emissores de Luz e outras fontes moduláveis ou fontes adaptadas com dispositivos de modelagem temporais, tais como, cortadores ou obturadores.

20 Quando operando LSDC em modo de laço fechado, o elemento de varredura 50 nas figuras 2 e 9. O codificador pode ser usado como um sinal para proporcionar um sinal mestre para sincronização ou como um sinal para proporcionar posicionamento e taxa de elemento de varredura aperfeiçoados.

25 Em uma modalidade de sincronização da aquisição de imagem pelo arranjo detector 68 com o elemento de varredura 50, o elemento de varredura 50 serve como o mestre e o arranjo detector 68 sincronizado com o mesmo por meio de um Início de Scan com um detector auxiliar de ponto fixo. Em um sistema de varredura por pontos, um Início de Varredura é tipicamente usado para sincronização em uma direção, mas deve ser ainda
30 sincronizado com o elemento de varredura na direção ortogonal, e não oferecer prontamente a possibilidade de enfraquecimento das tolerâncias na

posição e cronometragem dos componentes em um elemento de varredura 50 unitário. Em um sistema de varredura fendida, tal como aquele mostrado nas figuras 2 e 9, isso permite menor custo de maneira óbvia. O início da varredura também permite a cronometragem fora da fonte de iluminação 154 ou 254 para segurança e eficiência de energia. Em uma modalidade, o início de uma varredura tem uma série de componentes e sinais, com o elemento de varredura 50 consistindo de um espelho poligonal em um motor de CC, servindo como o mestre para a sincronização. O detector pode ser um diodo de pino , ou outro detector, colocado na borda do plano de retina. Um sinal de disparo digital pode, opcionalmente ser formado. Um retardo também pode ser adicionado, o que pode ser feito ajustável por meios como um potenciômetro, para permitir deslocamento variável da iluminação que alcança a posição do diodo. Isso também permite o ajuste da aquisição de imagem a ser colocada em sincronia com a fenda de iluminação ou para ser deslocada para proporcionar formação de imagem de luz dispersa múltipla. Um início de sinal de varredura pode ser formado, o qual pode ser TTL e o início do sinal de varredura é enviado para os sensores.

Em um método alternativo de sincronização do elemento de varredura 50 nas figuras 2 e 9 como o mestre, um arranjo detector, tal como um detector de CMOS bidimensional pode ser usado, em lugar de um detector de ponto único. A posição do detector de CMOS é adjacente ao plano retinal, com a vantagem de que o alinhamento com o arranjo detector usado na formação de imagem é correto e potencialmente de custo menor do que a adição de um circuito adicional. A taxa de quadros desse método de sincronização pode ser feita muito alta, uma vantagem pelo fato de que a sincronização pode ser feita mais precisa. O ganho do arranjo detector, tal como quando usando um detector de CMOS, é prontamente controlável, ao contrário do Início típico de Varredura com o detector de ponto fixo.

A chegada da fenda de iluminação é detectada na borda dianteira da imagem e, então, verificada para mantê-la dentro da região de interesse apropriada , determinada pela posição a ser adquirida pela abertura eletrônica; Um Início de Sinal de Varredura é determinado da chegada predita

de iluminação na borda dianteira da imagem, então, um disparo de linha é gerado para aquisição de imagem no tempo apropriado para cada linha ou grupo de linhas no arranjo detector. A descrição acima pertence a diversas modalidades ilustrativas da invenção.

5 Muitas variações da invenção podem ser consideradas por alguém habilitado na técnica. Em conseqüência, essas variações e aperfeiçoamentos são destinados a estar dentro do escopo desta exposição. A invenção não deve ser limitada pelo que foi particularmente mostrado e descrito, exceto conforme indicado pelas reivindicações anexas. O objetivo de custo
10 excepcionalmente baixo, baixas exigências de energia, tamanho menor e facilidade de uso pode ser aplicado além do uso no campo ocular. Por exemplo, será apreciado que modalidades do presente pedido podem ser usadas como um instrumento geral de formação de imagem, um microscópico ou um endoscópio. As modalidades para aplicações oculares incluem retino-
15 patia diabética, degeneração macular relacionada com a idade, furo macular, membrana epiretinal, glaucoma, problemas com lente de contato, inflamação ocular, doenças infecciosas, trauma ocular e outras condições.

Um dispositivo todos em um, com facilidade aumentada de uso que permite imagens simultâneas ou quase simultâneas do segmento anterior e do segmento posterior do olho que são, prontamente, vistos, armazenados ou transmitidos seria grandemente apreciado.

Ainda, modalidades do presente pedido podem também ser usadas como um dispositivo geral de formação de imagem, ou para microscopia ou para aperfeiçoar a detecção de imagem de alvos e diminuir, potencialmente, o nível de luz necessário para formação de imagem. Quando usadas com um elemento de varreduras, certas modalidades acima, usam, eficientemente a luz e diminuem o potencial para luz dispersa indesejada. Para fins de desenvolvimento de aplicações de formação de imagem, não é conhecido, freqüentemente, com certeza, quanta luz será coletada do alvo e
25 das características daquela luz. A capacidade de abertura eletrônica em um plano ótico conjugado com o plano alvo, ajuda o controle da amostragem de luz. A abertura permite a detecção de luz refletida ou luz dispersa múltipla

para graus variados de maneira rápida e sem partes mecânicas. Similarmente, a abertura eletrônica pode ser ajustada rapidamente para enfatizar o contraste tal como pela redução do tamanho da abertura a fim de detectar luz refletida principalmente ou aumentar a relação de sinal para ruído, tal como

5 pelo aumento do tamanho da abertura a fim de obter mais luz total. Desse modo, a abertura eletrônica proporciona mais flexibilidade na amostragem da luz, o que permite que um ajuste ótimo seja determinado para um usuário para cada aplicação. Um usuário ou criador de instrumento pode selecionar o ajuste de maneira incomumente flexível e rápida de acordo com as neces-

10 sidades de cada aplicação. Esse uso é no campo da doença infecciosa, em que a formação de imagem em campo escuro já mostrou ser vantajosa para a detecção de malária porque permite que sangue sem mancha seja testado (Jamjoom GA. Dark-field microscopy for detection of malaria in unstained blood films. J CHn Microbiol. Maio de 1983 ; 17(5) :717-21.) . O uso de uma

15 modalidade do presente pedido otimizou a formação de imagem de campo escuro, tendo a vantagem de menos manipulação de sangue ou outras substâncias que possam trazer problemas adicionais de segurança e saúde, bem como requerendo menos perícia e equipamento na preparação. Um dispositivo que detecta alvos importantes, como doenças trazidas pelo san-

20 gue, requerendo menos perícia e custo, seria grandemente apreciado.

Ainda, modalidades adicionais incluem a otimização da luz de iluminação para detectar um alvo para uso com a abertura eletrônica. Essa otimização pode ocorrer na seleção de comprimento de onda, moldagem do feixe, abertura de iluminação, modulação espacial ou temporal do feixe, teor

25 de polarização ou iluminação estruturada. Isso permite o uso para uma ampla faixa de aplicações e rápida e menos cara para aplicações. Esse dispositivo de baixo custo que é flexível e fácil de usar e inferior em custo do que a produção e o alinhamento de uma série de aberturas mecânicas e pode ser otimizado prontamente, de acordo com a aplicação e a fonte de iluminação e

30 ~~tem detecção equivalente ou aperfeiçoada de um alvo seria grandemente apreciado.~~

~~Ainda outra modalidade do presente pedido incluir ter mais de~~

um caminho para detecção de luz, cada um dos quais pode utilizar a abertura eletrônica. Os cursos de detecção adicionais podem diferir em plano de foco, ângulo de incidência, detecção ou filtragem de comprimento de onda, sensibilidade ou ganho, propriedades espaciais ou temporais, resolução ou propriedades de polarização . Cursos de detecção adicionais permitem a
5 otimização em custo reduzido em instrumentação, tal como um dispositivo todos em um para segmento anterior e posterior do olho, formação de imagem confocal simultânea por fluorescência e refletância, formação de imagem confocal, multiespectral, estéreo no plano de escolha, detecção simultânea de luz dispersa refletida e múltipla, formação de imagem por polarização e técnicas de formação de imagem que requerem sincronia com excitação de alvo ou dois ou mais canais de detecção. Esse dispositivo permite
10 um meio mais flexível para fornecimento de observação quase simultânea de luz diretamente retro-dispersa e retro-dispersa múltipla do que descrito na patente norte-americana N° 6.236.877 e trabalho relacionado.
15

Como tal, um dispositivo de baixo custo que é flexível e fácil de usar, ou que pode ser prontamente otimizado de acordo com a aplicação e tem detecção equivalente ou aperfeiçoada de um alvo devido ao uso de dois ou mais caminhos de detecção será grandemente apreciado.

REIVINDICAÇÕES

1. Dispositivo de formação de imagem retinal digital compreendendo:

- 5
- a. uma fonte de iluminação;
 - b. um elemento de varredura operável para mover uma porção de um curso de iluminação criado pela fonte de iluminação com relação a um alvo;
 - c. pelo menos uma fenda dentro do curso de iluminação da fonte de iluminação; e
 - 10 d. um chip de detector de semicondutor de óxido de metal complementar ("CMOS") bidimensional tendo uma funcionalidade de obturador rolante.

2. Dispositivo de formação de imagem retinal digital, de acordo com a reivindicação 1, em que o dispositivo carece de um arranjo de lente e abertura mecânica.

15

3. Dispositivo de formação de imagem retinal digital compreendendo:

- 20
- a. uma fonte de iluminação e elemento de varredura operável para mover da fonte de iluminação com relação a um alvo;
 - b. um arranjo detector operável para detectar e construir um primeiro conjunto de dados de imagem em relação ao alvo e ainda operável para detectar e construir um segundo conjunto de dados de imagem em relação ao alvo;
 - 25 c. um processador operável para utilizar um primeiro conjunto de dados de imagem e o segundo conjunto de dados de imagem de modo que cada linha compreendendo o primeiro conjunto de dados de imagem é comparada a uma linha correspondente no segundo conjunto de dados de imagem em uma maneira ponderada de modo que uma imagem
 - 30 melhor definida é criada.

4. Dispositivo de formação de imagem retinal digital, de acordo com a reivindicação 3, em que o arranjo de detector é um semicondutor de

óxido de metal complementar.

5 5. Dispositivo de formação de imagem retinal digital, de acordo com a reivindicação 3, em que o processador ainda é operável para utilizar o primeiro conjunto de dados de imagem e o segundo conjunto de dados de imagem de modo que cada linha compreendendo o primeiro conjunto de dados de imagem é combinada com uma linha correspondente no segundo conjunto de dados de imagem de maneira ponderada, de modo que uma relação melhor de sinal para ruído é obtida pelo aumento de uma imagem da área amostrada formada pelo dispositivo.

10 6. Dispositivo de formação de imagem digital compreendendo:
a. uma fonte de iluminação e um mecanismo para causar um movimento de varredura da iluminação com relação a um alvo;
15 b. um arranjo de CMOS operável para selecionar uma ou mais linhas dianteiras ou linhas traseiras com relação ao alinhamento com um eixo ótico de um feixe da fonte de iluminação;
c. um processador operável para combinar uma ou mais linhas dianteiras e linhas traseiras selecionadas e detectadas para criar uma imagem dispersa multiplicada.
20

7. Dispositivo de acordo com a reivindicação 6, operável para combinar em que uma ou mais linhas dianteiras e linhas traseiras são combinadas de maneira ponderada.

25 8. Dispositivo de acordo com a reivindicação 7, em que uma ou mais linhas dianteiras e linhas traseiras selecionadas e detectadas são combinadas em uma imagem de maneira ponderada para obter uma imagem com o mesmo foco.

30 9. Dispositivo de acordo com a reivindicação 9, em que a imagem resultante é ainda modificada pela ponderação de uma ou mais linhas dianteiras e linhas traseiras de tal maneira que a relação de sinal para ruído, contraste de imagem e/ ou outras variáveis de qualidade de imagem são maximizadas.

10. Dispositivo de acordo com qualquer uma das reivindicações de 1 a 8, ainda compreendendo uma abertura eletrônica ou mecânica dentro do curso de iluminação operável para moldar o curso da iluminação.

5 11. Dispositivo de acordo com a reivindicação 10, em que o curso de iluminação é moldado pelo aumento ou diminuição da largura de uma abertura fendida, assim, resultando em uma qualidade de imagem aperfeiçoada para uma imagem com o mesmo foco resultante, imagem de luz dispersa multiplicada ou imagem melhor definida.

10 12. Dispositivo de acordo com qualquer uma das reivindicações de 1 a 11, em que uma abertura eletrônica e um arranjo de detector bidimensional substitui o CMOS com obturador rolante.

13. Dispositivo de acordo com qualquer uma das reivindicações de 1 a 12, em que a fonte de iluminação é uma fonte de iluminação infravermelha.

15 14. Dispositivo de formação de imagem retinal digital compreendendo:

- a. uma fonte de iluminação que produz fluorescência quando excitada e operável para produzir um curso de iluminação;
- b. um primeiro arranjo de detector dentro do curso de iluminação operável para detectar comprimentos de onda de energia irradiada refletida de um alvo dentro do curso de iluminação;
- c. um filtro de barreira operável para rejeitar comprimentos de onda selecionados de modo que apenas comprimentos de onda selecionados alcançam o detector.

20 25 30 15. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 14, ainda compreendendo um segundo arranjo de detector operável para ser sincronizado com o primeiro arranjo de detector de modo que a formação de imagem estéreo, polarimetria e formação de imagem de luz indireta simultânea com uma abertura eletrônica dianteira e traseira podem ser realizadas.

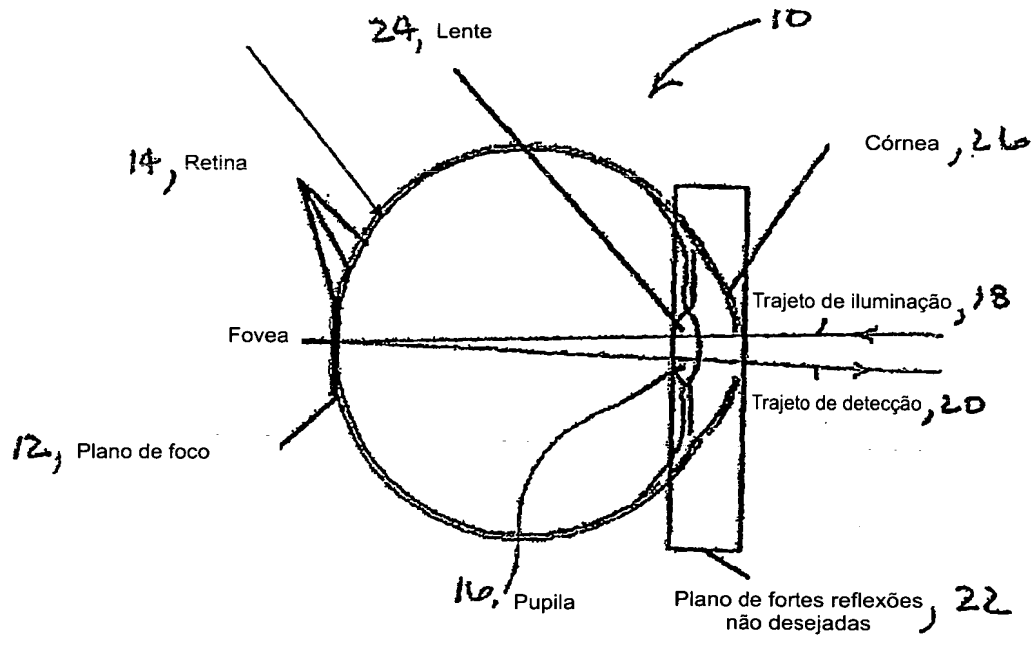


FIG. 1

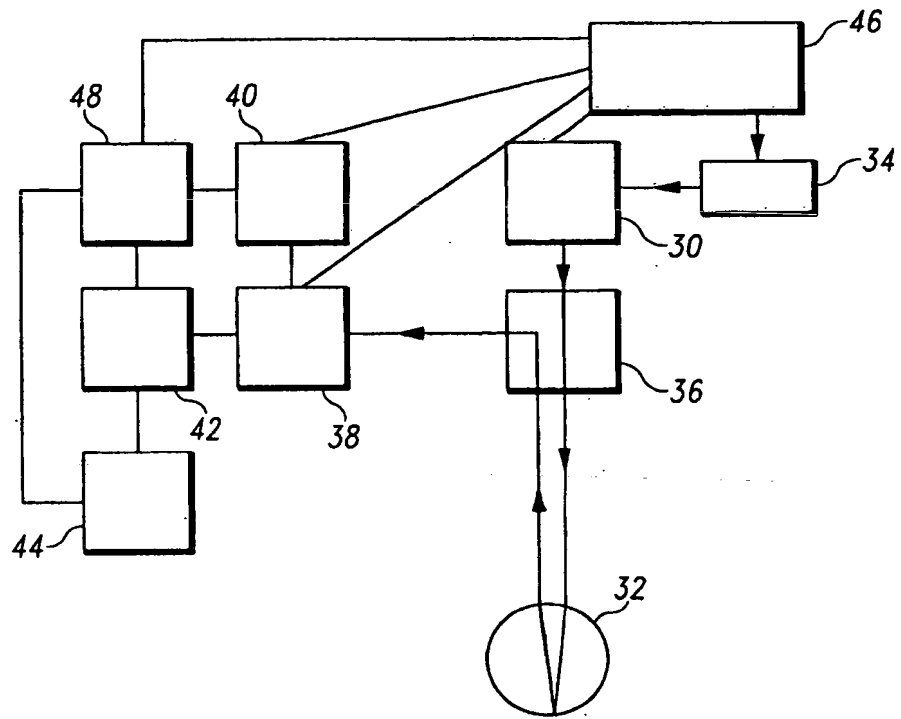
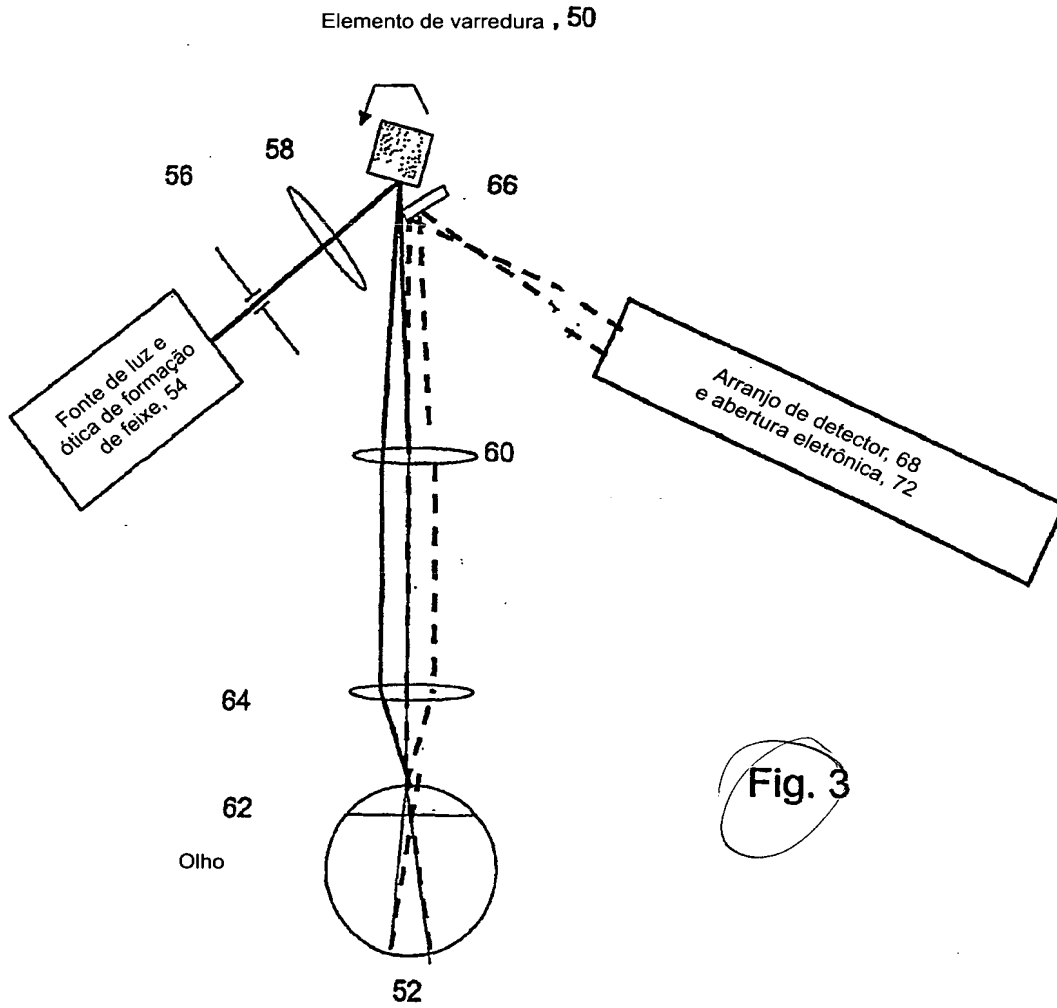


Fig. 2



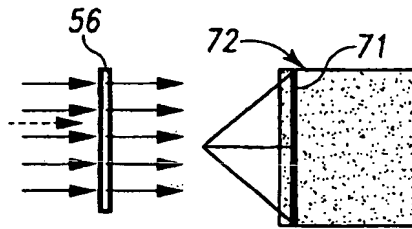


Fig. 4A

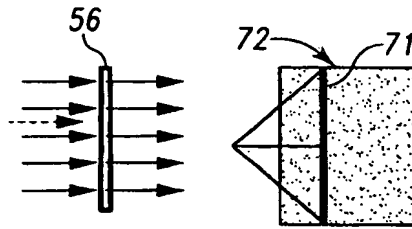


Fig. 4B

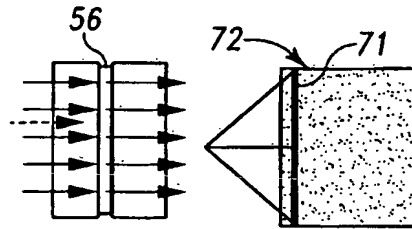


Fig. 5A

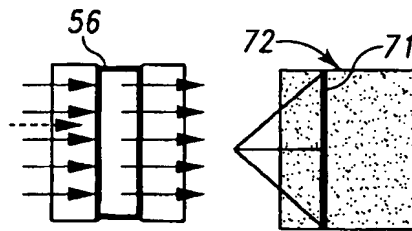


Fig. 5B

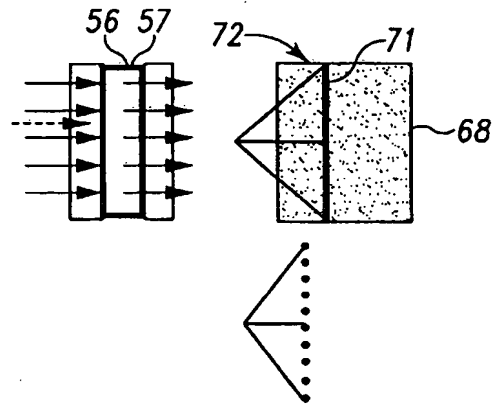


Fig. 6

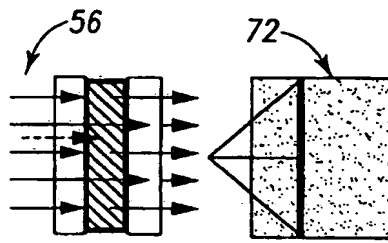


Fig. 7

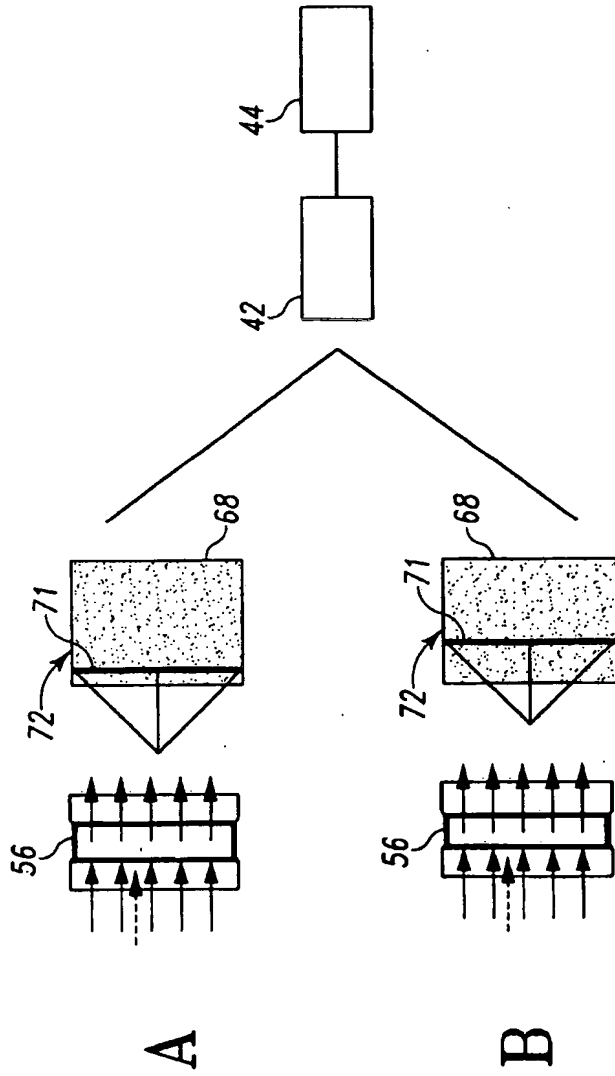


Fig. 8

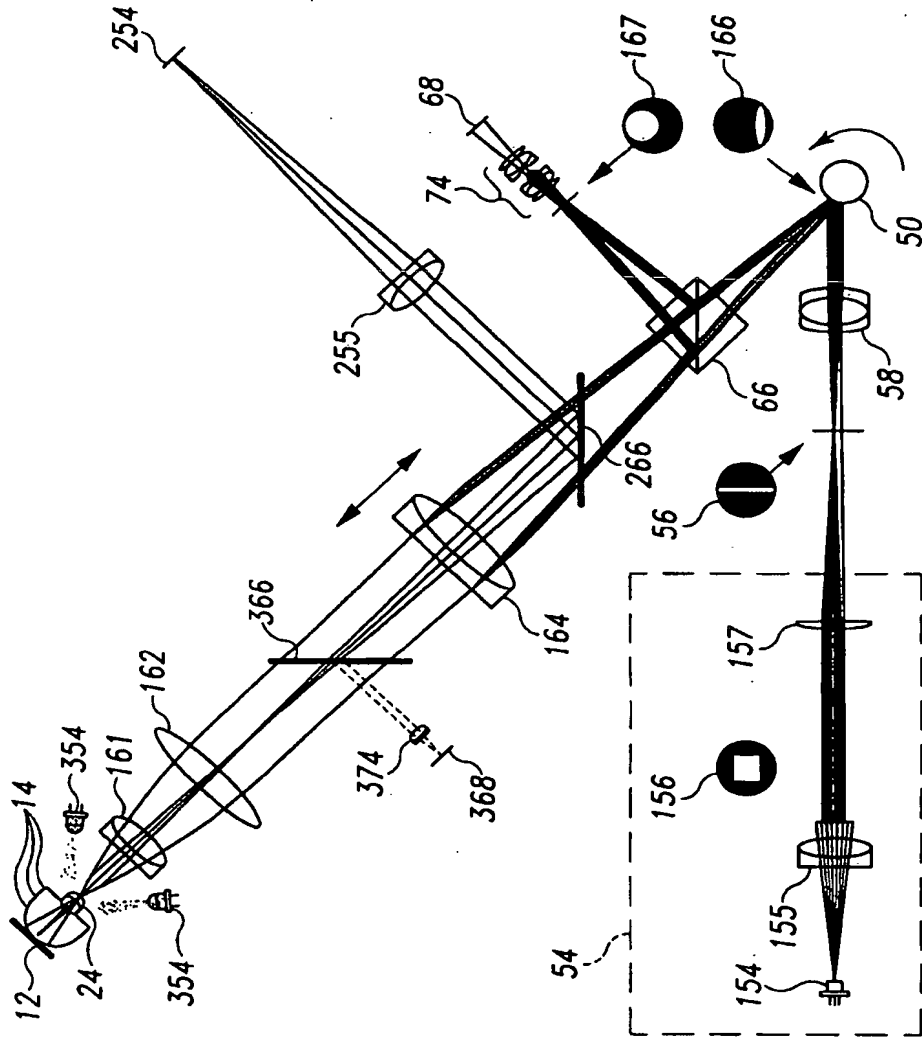


Fig. 9

RESUMO

Patente de Invenção: **"CÂMERA DIGITAL COM VARREDURA A LASER COM ÓTICA SIMPLIFICADA E POTENCIAL PARA MULTIPLICAR FORMAÇÃO DE IMAGEM DE LUZ DISPERSA"**.

5 A presente invenção refere-se a um dispositivo portátil, leve, de formação de imagem digital usa uma disposição de varredura de fenda para obter uma imagem do olho, em particular a retina. A disposição de varredura reduz a quantidade de área alvo iluminada em um momento, assim, reduzindo a quantidade de dispersão de luz indesejada e proporcionando uma im-

10 agem de contraste superior. Uma disposição de detecção recebe a luz dispensada do plano retinal e produz uma imagem. O dispositivo é operável sob energia de bateria e condições de luz ambiente, como iluminação exterior ou ambiente. O dispositivo é de não contato e não requer que a pupila do olho seja dilatada com gotas. O dispositivo pode ser usado por pessoal que

15 não tem treinamento especializado no olho, tal como pessoal da emergência, pediatras, médicos em geral ou voluntário ou de outro modo pessoal não habilitado da triagem. As imagens podem ser vistas no dispositivo ou transmitidas para uma localização remota. O dispositivo também pode ser usado para proporcionar imagens do segmento anterior do olho ou outras estruturas pequenas. Luz visível em comprimento de onda não é requerida para

20 produzir imagens de estruturas mais importantes na retina, assim, aumentando o conforto e a segurança do dispositivo. Formar imagem fluorescente com o mesmo foco, flexível e de custo moderado, multiplicar imagens de luz dispersa e definir melhor a imagem são ainda funcionalidades possíveis com

25 o dispositivo.