

(12) FASCÍCULO DE PATENTE DE INVENÇÃO

(22) Data de pedido: 2005.07.06	(73) Titular(es): COSTRUZIONI STRUMENTI OPTALMICI C.S.O. S.R.L. VIA DEGLI STAGNACCI, 12/E BADIA A SETTIMO 50018 SCANDICCI FI IT
(30) Prioridade(s): 2004.07.08 EP 04425498	
(43) Data de publicação do pedido: 2007.05.23	
(45) Data e BPI da concessão: 2015.04.08 163/2015	(72) Inventor(es): SERGIO MURA IT
	(74) Mandatário: JOÃO LUÍS PEREIRA GARCIA RUA CASTILHO, 167 2º 1070-050 LISBOA PT

(54) Epígrafe: **MICROSCÓPIO DE REFLEXÃO PARA A EXAMINAÇÃO DO ENDOTÉLIO CORNEANO E RESPECTIVO MÉTODO DE FUNCIONAMENTO**

(57) Resumo:

UM MÉTODO PARA O FUNCIONAMENTO DE UM APARELHO DE MICROSCÓPIO DE REFLEXÃO DO ENDOTÉLIO, O APARELHO COMPREENDENDO UMA CABEÇA ÓTICA (1) COMPREENDENDO: UM SISTEMA DE ILUMINAÇÃO (16, 17, 18, 36), UM SISTEMA ÓTICO DE OBSERVAÇÃO DA PARTE DA FRENTE DO OLHO (12, 29, 2) AO LONGO DE UM CANAL CENTRAL (15) NO QUAL UM PONTO LUMINOSO DE UTILIZAÇÃO DE ALINHAMENTO É RECEBIDO E REPRESENTADO POR MEIO DE IMAGEM ATRAVÉS DE UMA CÂMARA (2) COMPREENDENDO UM SENSOR ÓTICO DIGITAL, E UM SISTEMA ÓTICO DE IMAGENS AMPLIADAS (24, 25, 26, 27) PARA OBSERVAÇÃO OU TIRAR FOTOGRAFIAS AMPLIADAS DA PARTE EM SUJEIÇÃO ATRAVÉS DA REFERIDA CÂMARA DIGITAL (2), O APARELHO COMPREENDENDO AINDA MEIOS DE ACIONAMENTO (6) PARA MOVER A CABEÇA ÓTICA (1) E MEIOS DE CONTROLO CPU (3) PARA CONTROLAR AUTOMATICAMENTE OS REFERIDOS MEIOS DE ACIONAMENTO (6), O REFERIDO SISTEMA DE ILUMINAÇÃO E O REFERIDO SISTEMA ÓTICO DA PARTE DA FRENTE DO OLHO, O MÉTODO SENDO CARACTERIZADO POR UM PROCEDIMENTO DE AQUISIÇÃO DE IMAGENS DO ENDOTÉLIO NO QUAL O NÍVEL DE CINZENTO DENTRO DE UMA ÁREA DE VERIFICAÇÃO (34) DO REFERIDO SENSOR DA CÂMARA É CONSTANTEMENTE VERIFICADO DURANTE O AVANÇO AO LONGO DE UMA DIREÇÃO DE AVANÇO (Z); QUANDO O REFERIDO NÍVEL DE CINZENTO ATINGE UM VALOR DE LIMIAR PREDETERMINADO, É ACIONADO UM TEMPO DE ATRASO (T); E QUANDO O REFERIDO TEMPO DE ATRASO (T) EXPIRA, É PERMITIDA A AQUISIÇÃO DE UMA OU MAIS IMAGENS DO ENDOTÉLIO ATRAVÉS DA CÂMARA DIGITAL (2).

RESUMO**MICROSCÓPIO DE REFLEXÃO PARA A EXAMINAÇÃO DO ENDOTÉLIO CORNEANO E RESPECTIVO MÉTODO DE FUNCIONAMENTO**

Um método para o funcionamento de um aparelho de microscópio de reflexão do endotélio, o aparelho compreendendo uma cabeça ótica (1) compreendendo: um sistema de iluminação (16, 17, 18, 36), um sistema ótico de observação da parte da frente do olho (12, 29, 2) ao longo de um canal central (15) no qual um ponto luminoso de utilização de alinhamento é recebido e representado por meio de imagem através de uma câmara (2) compreendendo um sensor ótico digital, e um sistema ótico de imagens ampliadas (24, 25, 26, 27) para observação ou tirar fotografias ampliadas da parte em sujeição através da referida câmara digital (2), o aparelho compreendendo ainda meios de acionamento (6) para mover a cabeça ótica (1) e meios de controlo CPU (3) para controlar automaticamente os referidos meios de acionamento (6), o referido sistema de iluminação e o referido sistema ótico da parte da frente do olho, o método sendo caracterizado por um procedimento de aquisição de imagens do endotélio no qual o nível de cinzento dentro de uma área de verificação (34) do referido sensor da câmara é constantemente verificado durante o avanço ao longo de uma direção de avanço (Z); quando o referido nível de cinzento atinge um valor de limiar predeterminado, é acionado um tempo de atraso (Δt); e quando o referido tempo de atraso (Δt) expira, é permitida a aquisição de uma ou mais imagens do endotélio através da câmara digital (2).

DESCRIÇÃO

MICROSCÓPIO DE REFLEXÃO PARA A EXAMINAÇÃO DO ENDOTÉLIO CORNEANO E RESPECTIVO MÉTODO DE FUNCIONAMENTO

Campo da invenção

A presente invenção refere-se a um novo aparelho de microscópio de reflexão do endotélio sem contacto que permite obter automaticamente a imagem do endotélio e apresentar parâmetros clinicamente úteis, tais como o número e a densidade das células, o formato, a superfície, a área mínima, máxima e média, o desvio padrão, o coeficiente de variação, a percentagem de células de vários formatos, o histograma de distribuição de área e o histograma de distribuição de perímetro.

Antecedentes da invenção

O endotélio é a camada mais interna dos tecidos que formam a córnea, e consiste numa camada única de células poligonais planas. A função do endotélio é ajustar o teor de água, permitindo uma hidratação adequada da córnea. O formato e a quantidade das células influenciam a qualidade da visão. A transparência da córnea é submetida a um equilíbrio muito delicado, e diversas doenças podem produzir uma perda da transparência.

As células do endotélio têm um formato hexagonal nas crianças e nos jovens. Não se autorreproduzem e, no nascimento, a densidade é de cerca de 4000 células por milímetro quadrado, mas à medida que os anos passam o número diminui e as células mudam de formato. A densidade média num adulto é de 2700 células por milímetro quadrado, variando entre 1600 e 3200 células por milímetro quadrado. A perda de células provoca duas principais alterações morfológicas: a presença de células com uma área de superfície diferente, e o aumento na quantidade de células com um formato diferente do formato hexagonal básico.

A avaliação do endotélio da córnea é útil para ter uma primeira indicação clínica relativamente aos riscos de uma etapa cirúrgica, e para verificar uma suposição diagnóstica ou a eficácia de uma terapia. Neste tipo de avaliação, é muito importante observar partes heterogéneas, tais como áreas intracelulares e intercelulares sem refletância (pontos escuros), áreas hiper-refletivas (pontos claros), áreas vazias na camada das células (gotas), bolhas, linhas de rutura da membrana de Descemet.

As referidas partes podem ser verificadas em relação à evolução de diferentes doenças do endotélio de natureza inflamatória ou distrófica. A avaliação da quantidade permite atribuir a um determinado campo fotográfico um parâmetro numérico útil para o estudo das variações do endotélio no tempo, ou para a comparação entre diferentes pacientes.

O parâmetro mais facilmente acessível é a densidade celular média, obtida para comparação e/ou mediante contagem dos elementos celulares. O primeiro método é realizado comparando as dimensões celulares com as dimensões dos retículos hexagonais que correspondem a determinadas densidades. A contagem dos elementos celulares, em alternativa, é realizada utilizando retículos fixos ou variáveis.

Os dois métodos não fornecem quaisquer informações sobre a evolução das dimensões celulares. Isto pode ser obtido identificando, mais do que a dimensão da área celular média e respetiva variabilidade, igualmente os perímetros das células. A observação microscópica de reflexão do endotélio foi primeiro introduzida na prática oftalmológica por volta de 1960 por David Maurice que, ao modificar um microscópio de metalografia, foi capaz de obter imagens fotográficas do endotélio corneano de um coelho. Ao explorar os mesmos princípios teóricos, foi subsequentemente proposto um microscópio capaz de tirar

fotografias do endotélio sem tocar no olho.

Geralmente, o aparelho de microscópio de reflexão sem contacto deriva de lâmpadas de fenda normais com um microscópio de alta ampliação. O princípio técnico no qual se baseia é a visualização de uma determinada estrutura em relação à respetiva capacidade de refletir um raio de luz incidente utilizado para a iluminação. Na técnica habitualmente utilizada (triangulação), o ângulo de observação é de cerca de 45°, em que o microscópio é colocado de modo a que o eixo do bissetor do ângulo de visão seja perpendicular ao plano tangente em relação à superfície corneana.

A microscopia do endotélio sem contacto é particularmente indicada em todos os casos em que o contacto com a córnea possa ser perigoso e, por conseguinte, imediatamente após a cirurgia ou quando existe uma extrema fragilidade estrutural da córnea. Com a integração do microscópio nas técnicas de análise de imagens, o aparelho pode fornecer igualmente uma descrição quantitativa do tecido do endotélio, expressada pela densidade celular média e pelos parâmetros morfométricos específicos.

Um microscópio do endotélio sem contacto de acordo com o estado da técnica é ilustrado, por exemplo, no Pedido de Patente europeia n.º EP628281. A unidade ótica neste aparelho compreende um sistema de iluminação, para iluminar obliquamente através de uma fenda uma superfície do globo ocular de um olho em sujeição, e um sistema ótico de observação da parte da frente do olho no qual a luz indicadora de utilização de alinhamento para o ajuste posicional do eixo ótico das imagens é projetada em direção ao olho e a luz refletida resultante é recebida e representada por meio de imagem através de uma câmara de televisão. Um sistema ótico de imagens ampliadas é igualmente fornecido para uma observação ampliada ou para

tirar fotografias ampliadas da parte em sujeição através da câmara de televisão com base na luz de iluminação de fenda com a qual a superfície do globo ocular foi iluminada.

Um fotodetector é disposto de modo a detetar uma posição na qual o sistema ótico de imagens ampliadas tenha sido focado na parte em sujeição, através de um percurso ótico refletido diferente do que permitiu a formação da imagem ampliada através do sistema ótico de imagens ampliadas. Toda a unidade ótica é automaticamente movida tanto numa direção transversal como em direção ao olho, em resposta à localização da luz indicadora mencionada acima conforme apresentado num ecrã de um monitor de vídeo, de modo a que a localização persiga uma posição especificada no ecrã. A imagem visual ampliada da porção em sujeição da córnea é assim fotografada através da câmara de televisão quando o fotodetector deteta a focalização.

O sistema descrito acima, com a utilização de um fotodetector de deteção de focalização colocado ao longo de um percurso ótico refletido suplementar, torna o aparelho sofisticado e, por conseguinte, com uma produção e uma manutenção dispendiosas, de modo a obter resultados fidedignos.

Sumário da invenção

O aparelho de acordo com a invenção permite realizar o exame do endotélio sem a utilização de sensores, fotossensores ou outros dispositivos colocados num percurso ótico refletido. É obtida uma imagem do endotélio de melhor qualidade com uma utilização reduzida de componentes eletrónicos e, como tal, com maior fiabilidade, perfeição e flexibilidade de utilização em comparação com o estado da técnica.

As características essenciais do aparelho de microscópio para a análise morfométrica do endotélio da córnea com a aquisição direta de imagens de acordo com a invenção são definidas pela primeira das reivindicações em

anexo.

Breve descrição das figuras

As características e vantagens do aparelho de microscópio para a análise morfométrica do endotélio da córnea com a aquisição direta de imagens de acordo com a presente invenção tornar-se-ão mais claras através da seguinte descrição das respetivas formas de realização, fornecidas meramente como exemplo e não sendo limitativas, relativamente às figuras em anexo, em que:

- a figura 1 é um diagrama do percurso ótico de uma primeira forma de realização do aparelho de acordo com a invenção;
- a figura 2 é um diagrama do percurso ótico de uma segunda forma de realização do aparelho de acordo com a invenção;
- a figura 3 é um diagrama de blocos que representa a configuração de *hardware* de um aparelho de acordo com a invenção;
- as figuras 4 e 5 são vistas explicativas que ilustram as respetivas imagens apresentadas num ecrã de monitorização durante os procedimentos de aquisição de imagens de acordo com a invenção;
- a figura 6 representa esquematicamente reflexões de exemplo obtidas com o aparelho; e
- as figuras 7 a 9 são fluxogramas que ilustram os procedimentos para a aquisição de imagens com o aparelho de acordo com a invenção.

Descrição detalhada da Invenção

Relativamente às figuras 1 a 3, o aparelho de acordo com a invenção compreende uma cabeça ótica móvel ou um microscópio 1 equipado com uma câmara de alta velocidade CCD 2, isto é, uma câmara digital monocromática com capacidade de captação de imagem de, pelo menos, cem fotogramas (*frames*) por segundo com saída de dados de alta velocidade FireWire, isto é, com uma porta IEEE 1394 ou

equivalente.

A câmara de alta velocidade 2 é ligada diretamente a uma unidade CPU 3. A unidade 3 compreende um controlador 4, p. ex. um controlador tipo 65XX produzido pela empresa National Instruments (Estados Unidos, Texas) ou equivalente. O controlador 4 controla uma placa de controlador de alimentação 5, de modo a que o sinal proveniente da unidade CPU 3 seja adequado para acionar motores CC elétricos 6 conforme descrito em seguida.

A função dos motores 6 é colocar na posição devida o microscópio 1 com a câmara 2, seguindo-se o controlo automático através da unidade CPU 3 para detetar o centro do olho 7 a ser examinado. Essa deteção é obtida através de uma reflexão na superfície da córnea da luz emitida por um LED infravermelho 8 montado na cabeça móvel do aparelho, que consiste no microscópio 1 com a câmara 2.

Os componentes eletrónicos indicados são ligados entre si de acordo com as configurações conhecidas. Considerando, em vez disso, mais pormenorizadamente o esquema ótico da figura 1, um segundo LED 9 com ótica associada 10 é disposto junto ao LED infravermelho 8 para fornecer o ponto de fixação com a colaboração de um espelho semi-refletor 11 e um espelho semi-refletor 12, necessários para dispor o microscópio de modo a centrar o olho do paciente e para obter a triangulação necessária para o exame. Estes componentes, tais como os que seguem e que formam o esquema ótico, são elementos de triangulação para o exame do endotélio, conhecidos e já em utilização para este tipo de aplicações.

O esquema ótico compreende então um eixo de projeção lateral 13, um eixo de reflexão lateral 14 e um canal central 15. Na forma de realização da figura 1, transversalmente ao eixo de projeção lateral 13, uma lâmpada de halogéneo 16 é disposta com um condensador de luz 17 e uma fenda 18. Ao longo do eixo de projeção lateral

13 existe igualmente um espelho semi-refletor 19 que recebe o feixe de luz gerado pela lâmpada de halogéneo 16 e o feixe que pode ser gerado por uma lâmpada de *flash* 20 situada no início do eixo de projeção lateral 13. No mesmo eixo, a lâmpada de *flash* 20 é seguida por um condensador de luz de *flash* 21, uma fenda 22 e, além do espelho 19, por uma unidade ótica 23 que concentra o feixe no olho do paciente 7. Na forma de realização da figura 2, a lâmpada 16, o condensador 17, a fenda 18, o espelho semi-refletor 19 e a lâmpada de *flash* 20 são substituídos por uma lâmpada estroboscópica 36 ativada de modo análogo e com a mesma função dos elementos anteriores.

Ao longo do eixo de reflexão lateral 14 existe uma unidade ótica de reflexão lateral 24 que concentra o feixe refletido e a imagem do endotélio num espelho 25, a partir do qual o feixe e o sinal de imagem são refletidos no canal central 15 passando por um filtro 26 e uma unidade ótica de ampliação 27. O feixe, bem como a imagem do endotélio transmitida com o mesmo, junta-se ao canal central 15 num ponto onde se encontra um espelho dicroico 28.

O canal central 15 fornece igualmente, começando pelo olho examinado 7, o espelho semi-refletor mencionado acima 12 e uma unidade ótica central 29 que concentra a imagem do olho 7 e do LED 8 na câmara de alta velocidade 2, passando pelo espelho dicroico 28.

O sistema é controlado por dois impulsos 30 e 31 provenientes do controlador 4. O primeiro impulso 30 transmite o sinal *on/off* (ligado/desligado) aos LEDs 8 e 9, à lâmpada de *flash* 20 e à lâmpada de halogéneo 16. O segundo impulso 31 transmite o sinal para o funcionamento dos motores 6.

A cabeça ótica é acionada pelos motores ao longo de três direções cartesianas, em que a direção baixa-alta corresponde a uma direção Y, a direção de aproximação na horizontal e de afastamento do olho corresponde a uma

direção Z, e a direção lateral transversal corresponde a uma direção X.

Igualmente em relação às figuras 4 a 6 e aos fluxogramas evidentes das figuras 7 a 9, o microscópio de acordo com a invenção funciona da forma apresentada em seguida. Após a colocação da cabeça ótica na posição desejada, o exame começa com a ativação do LED 9 fornecendo o ponto de fixação para o paciente. Ao mesmo tempo, o LED infravermelho 8 é ligado, projetando através do espelho refletor 12 um ponto de luz na superfície da córnea. Este ponto é detetado pela câmara 2 ao longo do canal central 15. A câmara 2 começa então a adquirir imagens, com uma resolução de, pelo menos, 656 x 400 píxeis, obtidas continuamente com uma frequência de cerca de 100 Hz.

Em cada fotograma adquirido, são realizados procedimentos de aquisição de dados para identificar os pontos (píxeis) nos quais o nível de cinzento se encontra numa certa gama predeterminada, de modo a eliminar os pontos mais escuros e mais claros da gama prefixada, para identificar todos os pontos que pertencem ao ponto luminoso refletido pela córnea e para delinear assim com precisão o mesmo ponto.

De todos os píxeis que formam a imagem do ponto refletido, são calculadas as coordenadas X e Y, relativamente ao ângulo superior esquerdo da imagem que coincide com a mesma posição no sensor da câmara 2 (ponto $\emptyset$ na figura 4).

Subsequentemente, a média, a variância e o desvio padrão das coordenadas X e Y são calculados para definir o centro do ponto refletido e para identificar a interferência de possíveis sinais luminosos remotos que podem ser associados por engano ao ponto.

A placa de controlador 5 é acionada continuamente para fazer com que o ponto luminoso fornecido pelo LED 8 coincida com o centro do sensor da câmara 2, como

consequência da ação dos motores elétricos 6. Na prática, o aparelho de acordo com a invenção faz com que a posição central do olho 7 coincida com o centro do sensor CCD da câmara e do sinal de vídeo processado pela porta IEEE 1394 FireWire e pelo controlador 4, com um ciclo de controle de retorno para acionar automaticamente os motores elétricos 6.

Mais pormenorizadamente, a unidade CPU 3 determina duas áreas concêntricas 32 e 33 (consulte as figuras 4 e 5). Uma área maior 32 é a área da imagem útil para o exame, os limites da imagem sendo eliminados devido ao facto de os mesmos serem muitas vezes afetados por reflexões externas indesejadas. Quando o centro do ponto luminoso mencionado acima se encontra fora da área 32, não é permitida a continuidade do exame. A área 2 pode ser circular, tal como no exemplo, ou ter um formato diferente (oval, retangular, etc.)

O raio da área 32 pode ser definido pelo cirurgião, ou estabelecido como um parâmetro de concepção, o centro coincidindo com o centro do sensor da câmara CCD. A área mais pequena 33 é, em vez disso, a área ideal para a centralização, isto é, a área-alvo a ser atingida pelo centro do ponto de modo a ver o olho 7 e o sensor da câmara centrados um em relação ao outro.

Em seguida, o centro do ponto refletido é calculado conforme mencionado, a distância do mesmo em relação ao centro da área mais pequena 33 (que pode até mesmo ser um único píxel), e os motores são continuamente acionados para acionar a cabeça ótica 1 ao longo das direções X e Y até essa distância ser minimizada, ou seja, o centro do ponto refletido alcançar a área 33 e permanecer dentro da mesma. Na prática, a automatização do sistema é, por isso, calcular a posição central do ponto refletido relativamente ao centro da área 33, de modo a fornecer instruções aos motores em conformidade. Desta forma, através da placa de

controlador 5 e dos motores 6 situados nas duas direções X e Y, o movimento da cabeça ótica é acionado com uma frequência igual àquela com que os fotogramas são obtidos, isto é, a cada dez milissegundos.

Quando a imagem refletida (ponto) é considerada centrada com o sensor (etapa A nas figuras 7 e 8), através de um sinal TTL adequado que ativa a placa de controlador 5, a lâmpada 16 acende-se. A referida lâmpada 16 ilumina a fenda 18 através do condensador de luz 17. A fenda luminosa que é formada é projetada no olho ao longo do eixo 13 através do espelho 19 e da lente 23. Em seguida, a cabeça ótica move-se ao longo da direção Z, até ocorrer a triangulação, isto é, até a fenda luminosa, devido às condições geométricas que regulam a reflexão ótica, poder ser refletida pela superfície corneana através do eixo de reflexão 14. Quando ocorre esta reflexão, a imagem da fenda fica sobreposta à imagem adquirida pela câmara 2 proveniente do canal central 15. As mesmas condições geométricas justamente mencionadas são de modo a que o avanço da cabeça ótica ao longo da direção Z corresponda a um deslocamento, da esquerda para a direita (considerando o sensor da câmara conforme ilustrado nas figuras 4 e 5), da imagem da fenda refletida pela câmara.

Para ter imagens de alta qualidade do endotélio, é importante que as imagens sejam capturadas, bem como (preferencialmente) a córnea seja iluminada pela lâmpada de *flash* 20, no momento em que o feixe incidente proveniente do eixo de projeção lateral 13 se encontra na posição ideal para criar a reflexão necessária na camada das células do endotélio. Para tal, o aparelho de acordo com a invenção funciona do modo apresentado em seguida.

Uma área de verificação ou banda 34 (figura 5) é estabelecida na imagem obtida pelo sensor da câmara CCD, na respetiva parte esquerda. No exemplo, a área de verificação 34 corresponde a uma banda larga de cinco píxeis que começa

a partir do limite esquerdo do sensor, mas a mesma pode deslocar-se menos em relação ao centro e ser menos larga e longa consoante as circunstâncias. Na ausência de uma triangulação, a imagem na banda de verificação 34 é geralmente composta por um fundo cinzento com um valor de baixa intensidade.

A área 34 é constantemente verificada, durante o avanço ao longo da direção Z, com a frequência máxima permitida pelas características da câmara (por exemplo, cerca de 100 fotogramas por segundo). Igualmente em relação à figura 6, é representado um feixe 14B refletido pela córnea C, e mais precisamente pela parte superficial da mesma, o epitélio (Cep). O feixe refletido 14B é capturado pela câmara como uma tira luminosa 35 (a imagem mencionada acima da fenda) que se move da esquerda para a direita.

Quando a tira luminosa 35 entra na área de verificação 34, a intensidade do nível de cinzento aí detetada aumenta para um valor superior a um valor de limiar predeterminado; este tempo t_0 é fixado como uma referência temporal. A deteção da intensidade do nível de cinzento na área de verificação é realizada através de cálculos de média sobre todos os píxeis que formam a área.

A partir do tempo t_0 , é definido um atraso adequado Δt para controlar a aquisição. Na realidade, considerando a velocidade de avanço da cabeça ao longo da direção Z e, acima de tudo, a espessura da córnea, uma imagem refletida pelo endotélio chega a uma posição ideal para ser obtida pela câmara 2 somente com um certo atraso depois de a imagem 35 refletida pelo epitélio (Cep) ter sido detetada na área de verificação 34. Esta situação é claramente representada na mesma figura 6, em que o feixe 14A refletido pelo endotélio (Cend) produz uma imagem de tira 37 que se desloca para trás relativamente à imagem 35 refletida pelo epitélio (Cep).

O período de tempo Δt que passa entre t_0 (referência)

e o tempo em que a imagem do endotélio é obtida é assim fundamental, e é avaliado com base na velocidade de avanço e na espessura média da córnea humana. Em todo o caso, o tempo de atraso Δt pode ser ajustado manual ou automaticamente. À medida que o tempo de atraso Δt passa, a lâmpada de *flash* 20 acende-se, iluminando a córnea, e a imagem do endotélio é obtida através da câmara 2. Igualmente, podem ser obtidas diversas imagens diferentes, de modo a ser possível escolher a que tem a melhor qualidade. As imagens são armazenadas numa base de dados para um possível outro processamento ou tratamento. À medida que o ciclo de aquisição se fecha, o aparelho regressa à configuração de início aguardando a realização de um novo exame.

Conforme mencionado, tanto o atraso Δt como a posição da área de verificação 34 podem ser alterados para dar ao cirurgião a possibilidade de obter melhores imagens, igualmente no caso de córneas com morfologias específicas. A lâmpada de *flash* 20, graças ao respetivo impulso luminoso suplementar, permite reduzir o ganho da câmara 2 e, como tal, obter imagens menos berrantes. A referida lâmpada de *flash* pode ser ativada com um determinado avanço relativamente ao intervalo de Δt , considerando o atraso intrínseco do dispositivo.

As características vantajosas do aparelho de acordo com a invenção alcançam o objetivo referido na parte introdutória. Na ausência de um fotossensor ou de um sensor linear ao longo de um percurso ótico de reflexão; o procedimento de aquisição, controlado e realizado por meio de instruções de *software* simples fornecidas ao aparelho conforme descrito acima, garante uma melhor fiabilidade, custos mais baixos e uma melhor flexibilidade de utilização. Além disso, a qualidade das imagens do endotélio pode ser aumentada ainda mais, relativamente ao aparelho conhecido que utiliza técnicas convencionais de

focalização, através da possibilidade de obter diversos fotogramas e depois escolher o que tem a melhor qualidade.

Os pacientes, os exames e as imagens capturadas são armazenados numa base de dados, permitindo trabalhar nos dados obtidos mesmo após o exame. Isto permite confiar em parâmetros clínicos úteis e, subsequentemente, processar os mesmos de modo a definir o número e a densidade das células, o respetivo formato, a respetiva superfície, isto é, a respetiva área máxima, mínima e média, o desvio dos parâmetros padrão, um coeficiente de variância, a relação das células de várias formas, os gráficos da distribuição e da dimensão das áreas das células e os gráficos da distribuição de perímetros. O exame pode ser realizado com uma assistência reduzida pelo cirurgião, graças ao controlo automático do mesmo exame conforme descrito acima.

É possível efetuar alterações e/ou modificações no microscópio de reflexão do endotélio para a análise morfométrica com aquisição direta de imagens de acordo com a invenção sem, por isso, sair do âmbito da própria invenção conforme definido nas reivindicações em anexo.

DOCUMENTOS REFERIDOS NA DESCRIÇÃO

Esta lista de documentos referidos pelo autor do presente pedido de patente foi elaborada apenas para informação do leitor. Não é parte integrante do documento de patente europeia. Não obstante o cuidado na sua elaboração, o IEP não assume qualquer responsabilidade por eventuais erros ou omissões.

Documentos de patente referidos na descrição

- EP 628281 A [0010]

Lisboa, 1 de Julho de 2015

REIVINDICAÇÕES

1. Um método para o funcionamento de um aparelho de microscópio de reflexão do endotélio, o aparelho compreendendo uma cabeça ótica (1) compreendendo: um sistema de iluminação (16, 17, 18, 36) para iluminar obliquamente ao longo de um eixo de projeção lateral (13) através de uma fenda (18) uma superfície de globo ocular de um olho em sujeição (7); um sistema ótico de observação da parte da frente do olho (12, 29, 2) ao longo de um canal central (15) no qual a luz indicadora de utilização de alinhamento (8) para o ajuste posicional do centro ótico de imagens é projetada em direção ao olho (7) e o ponto luminoso refletido resultante é recebido e representado por meio de imagem através de uma câmara (2) compreendendo um sensor ótico digital; e um sistema ótico de imagens ampliadas (24, 25, 26, 27) disposto ao longo de um eixo de reflexão lateral (14) para observação ou tirar fotografias ampliadas da parte em sujeição através da referida câmara digital (2) com base na luz de iluminação de fenda com a qual a superfície do globo ocular foi iluminada;

o aparelho compreendendo ainda meios de acionamento (6) para mover a cabeça ótica (1) ao longo de três direções cartesianas compreendendo uma direção de avanço (Z) paralela em relação ao referido canal central (15) e direções de alinhamento transversais (X, Y), e meios de controlo CPU (3) para controlar automaticamente os referidos meios de acionamento (6), o referido sistema de iluminação e o referido sistema ótico da parte da frente do olho; o método compreendendo um procedimento de alinhamento no qual a referida cabeça ótica (1) se move ao longo das referidas direções de alinhamento (X, Y), de modo a que o referido ponto luminoso refletido e o referido sensor ótico da câmara se encontrem mutuamente centrados, e um procedimento de aquisição de imagens do endotélio no qual a

referida cabeça ótica (1) se move ao longo da referida direção de avanço (Z), o procedimento de aquisição de imagens do endotélio sendo **caracterizado por** compreender as etapas seguintes:

a verificação constante do nível de cinzento dentro de uma área de verificação (34) do referido sensor da câmara, durante o avanço ao longo da direção de avanço (Z), a referida área de verificação (34) deslocando-se em direção ao limite do sensor correspondente ao lado de entrada da reflexão da referida luz de fenda, o deslocamento em resposta ao referido movimento da cabeça ótica ao longo da direção de avanço (Z);
quando o referido nível de cinzento atinge um valor de limiar predeterminado, o acionamento de um tempo de atraso (Δt); e
quando o referido tempo de atraso (Δt) expira, a permissão da aquisição de uma ou mais imagens do endotélio através da câmara digital (2).

2. O método de acordo com a reivindicação 1, em que a referida área de verificação corresponde a uma tira ou banda que se estende na vertical por, pelo menos, uma porção central do sensor.

3. O método de acordo com a reivindicação 1 ou 2, em que o referido nível de cinzento é verificado através de cálculos de média sobre todos os píxeis incluídos na referida área de verificação (34).

4. O método de acordo com qualquer uma das anteriores reivindicações, em que o referido tempo de atraso (Δt) controla a ativação de meios de ligação suplementares (20) dispostos no referido eixo de projeção lateral (13).

5. O método de acordo com a reivindicação 4, em que os

referidos meios de iluminação suplementares compreendem uma lâmpada de *flash* (20), um sinal de ativação sendo emitido a partir da referida unidade CPU (3) à referida lâmpada de *flash* com um determinado avanço relativamente ao intervalo do referido tempo de atraso (Δt).

6. O método de acordo com qualquer uma das anteriores reivindicações, em que são obtidas diversas imagens do endotélio e é escolhida a que tem melhor qualidade.

7. O método de acordo com qualquer uma das anteriores reivindicações, em que o referido procedimento de alinhamento compreende as etapas seguintes:

- a obtenção contínua de imagens do referido ponto luminoso refletido;

- em cada fotograma adquirido, a identificação de todos os píxeis nos quais o nível de cinzento se encontra numa certa gama predeterminada, de modo a identificar todos os pontos que pertencem ao ponto luminoso refletido pela córnea;

- a avaliação do centro do referido ponto luminoso;

- a estimativa da distância entre o centro do referido ponto luminoso e o centro do referido sensor;

- a alteração da posição da referida cabeça ótica através dos referidos motores de acionamento (6) até a referida distância ser inferior a um valor predeterminado; e

- o acionamento do início do referido procedimento de aquisição de imagens do endotélio.

8. O método de acordo com a reivindicação 7, em que o procedimento é parado ou não é iniciado se o centro do referido ponto luminoso se encontrar fora de uma primeira área de controlo maior (32) tendo o respetivo centro no centro do referido sensor e delineado de modo a eliminar os

limites do sensor.

9. O método de acordo com a reivindicação 8, em que o início do referido procedimento de aquisição de imagens do endotélio é acionado quando o centro do referido ponto luminoso refletido se encontra dentro de uma segunda área de controlo mais pequena (33) tendo o respetivo centro no centro do referido sensor.

10. O método de acordo com a reivindicação 9, em que a referida área de controlo mais pequena (33) consiste num único píxel.

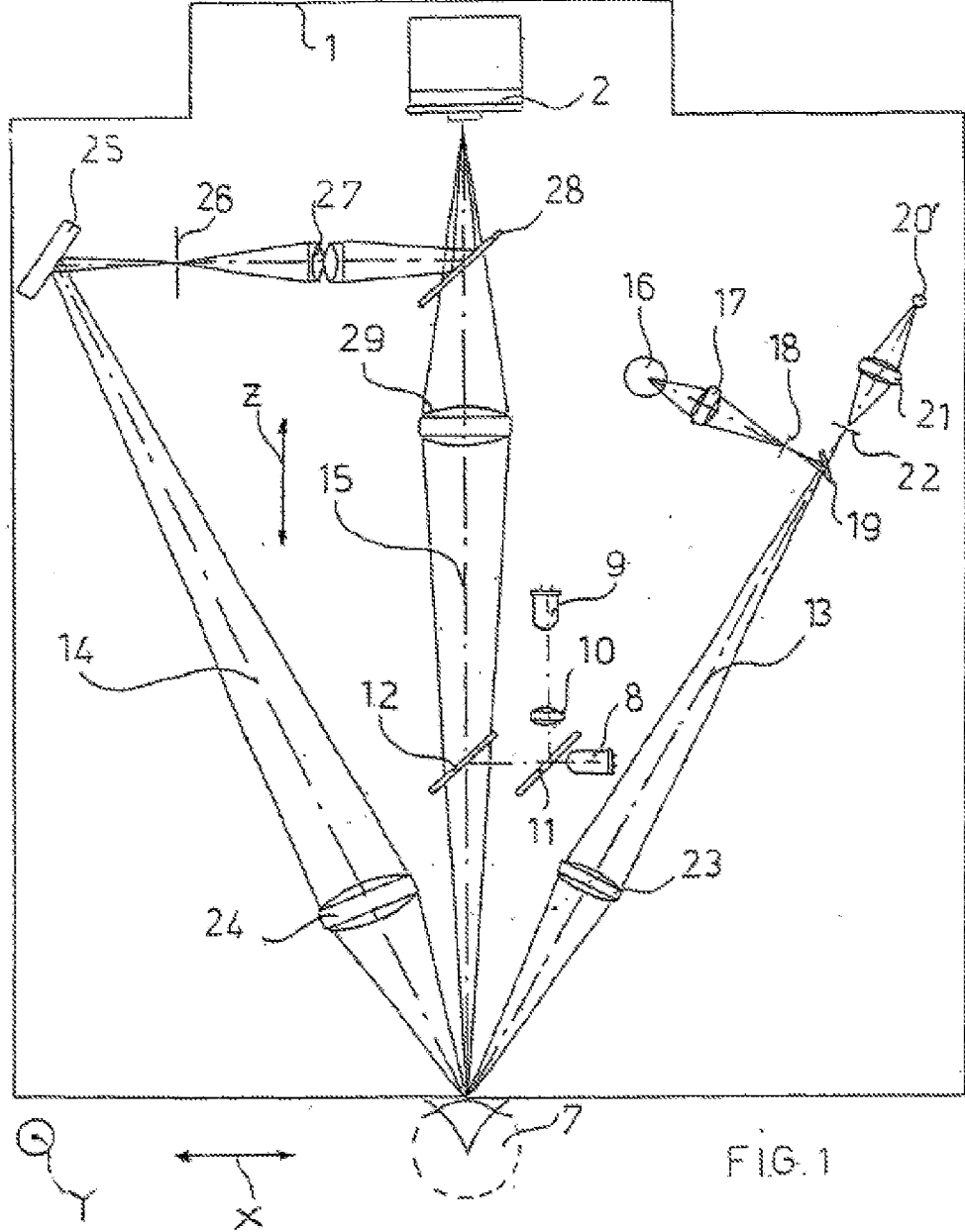
11. O método de acordo com qualquer uma das reivindicações 7 a 10, em que o centro do referido ponto luminoso refletido é avaliado calculando a média, a variância e o desvio padrão das coordenadas (X, Y) de todos os píxeis no ponto luminoso refletido, relativamente a um ponto de referência fixado do sensor da câmara.

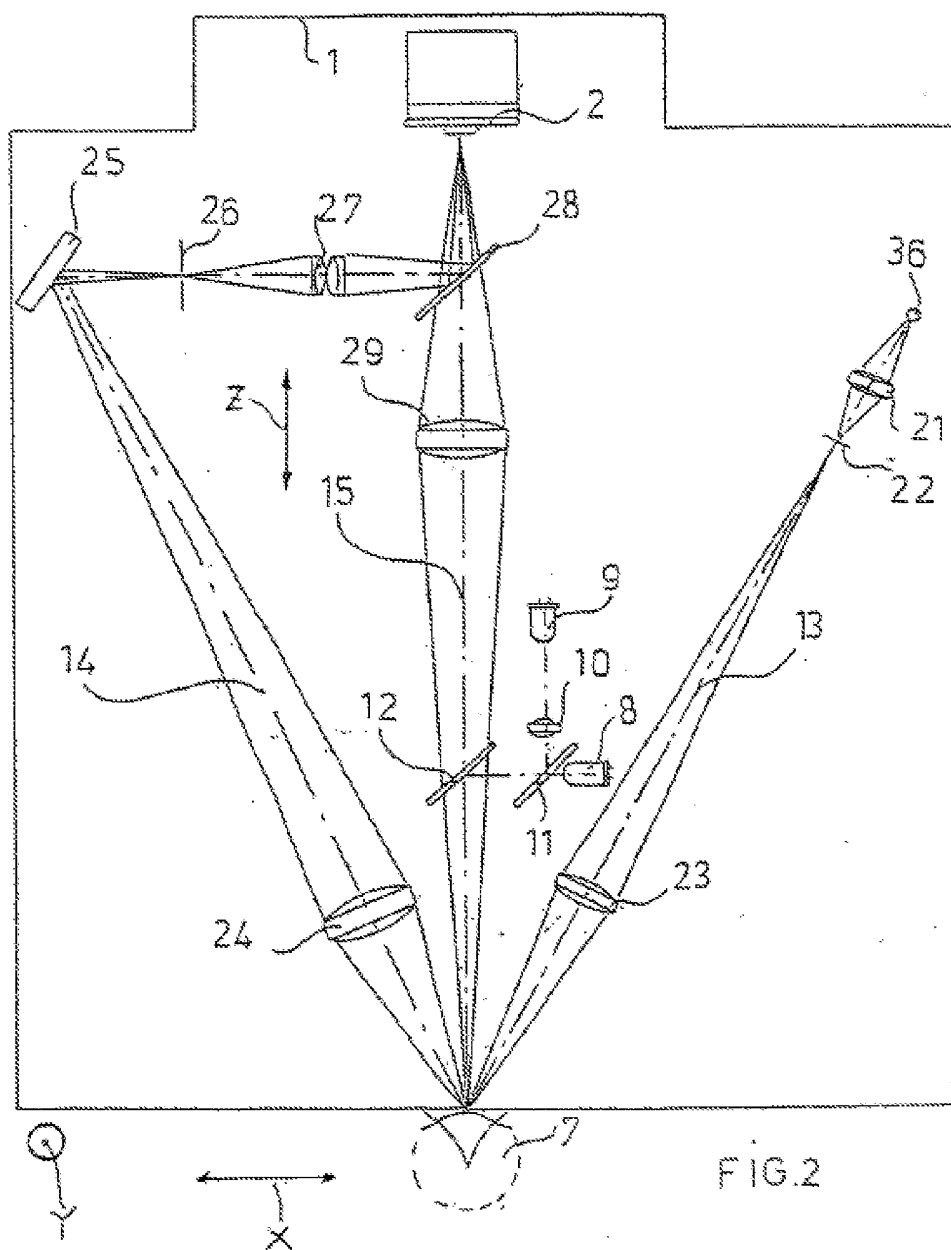
12. Um aparelho de microscópio de reflexão do endotélio compreendendo uma cabeça ótica (1) compreendendo: um sistema de iluminação (16, 17, 18, 36) para iluminar obliquamente ao longo de um eixo de projeção lateral (13) através de uma fenda (18) uma superfície de globo ocular de um olho em sujeição (7); um sistema ótico de observação da parte da frente do olho (12, 29, 2) ao longo de um canal central (15) no qual a luz indicadora de utilização de alinhamento (8) para o ajuste posicional do centro ótico de imagens é projetada em direção ao olho (7) e o ponto luminoso refletido resultante é recebido e representado por meio de imagem através de uma câmara (2) compreendendo um sensor ótico digital;

e um sistema ótico de imagens ampliadas (24, 25, 26, 27) disposto ao longo de um eixo de reflexão lateral (14)

para observação ou tirar fotografias ampliadas da parte em sujeição através da referida câmara digital (2) com base na luz de iluminação de fenda com a qual a superfície do globo ocular foi iluminada; o aparelho compreendendo ainda meios de acionamento (6) para mover a cabeça ótica (1) ao longo de três direções cartesianas compreendendo uma direção de avanço (Z) paralela em relação ao referido canal central (15) e direções de alinhamento transversais (X, Y), e meios de controlo CPU (3) para controlar automaticamente os referidos meios de acionamento (6), o referido sistema de iluminação e o referido sistema ótico da parte da frente do olho; a unidade de controlo CPU sendo **caracterizada por** ser implementada com instruções de *software* para realizar o método de acordo com qualquer uma das anteriores reivindicações.

Lisboa, 1 de Julho de 2015





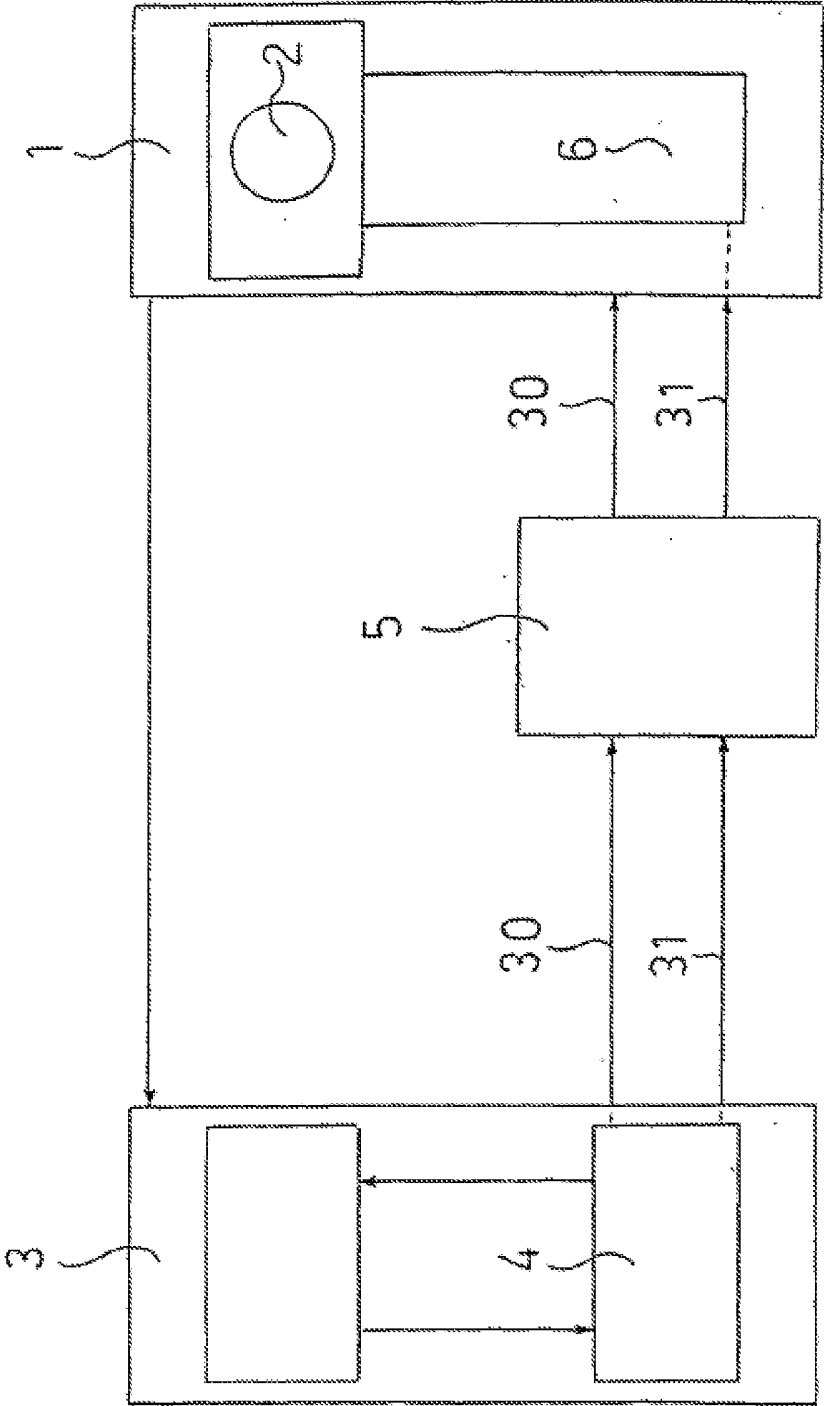


FIG.3

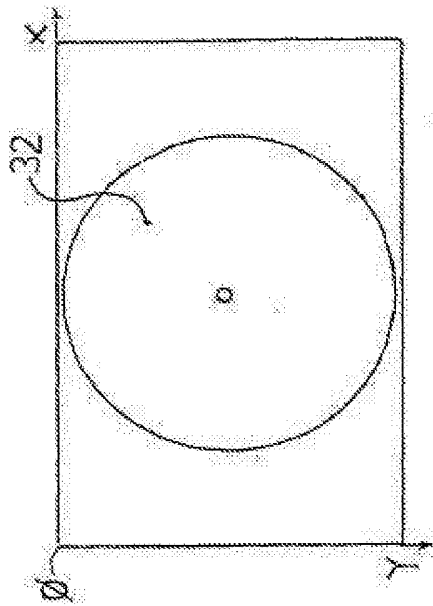


FIG. 4

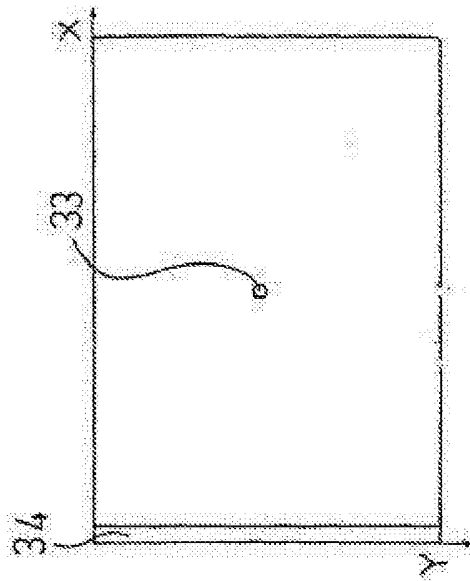


FIG. 5

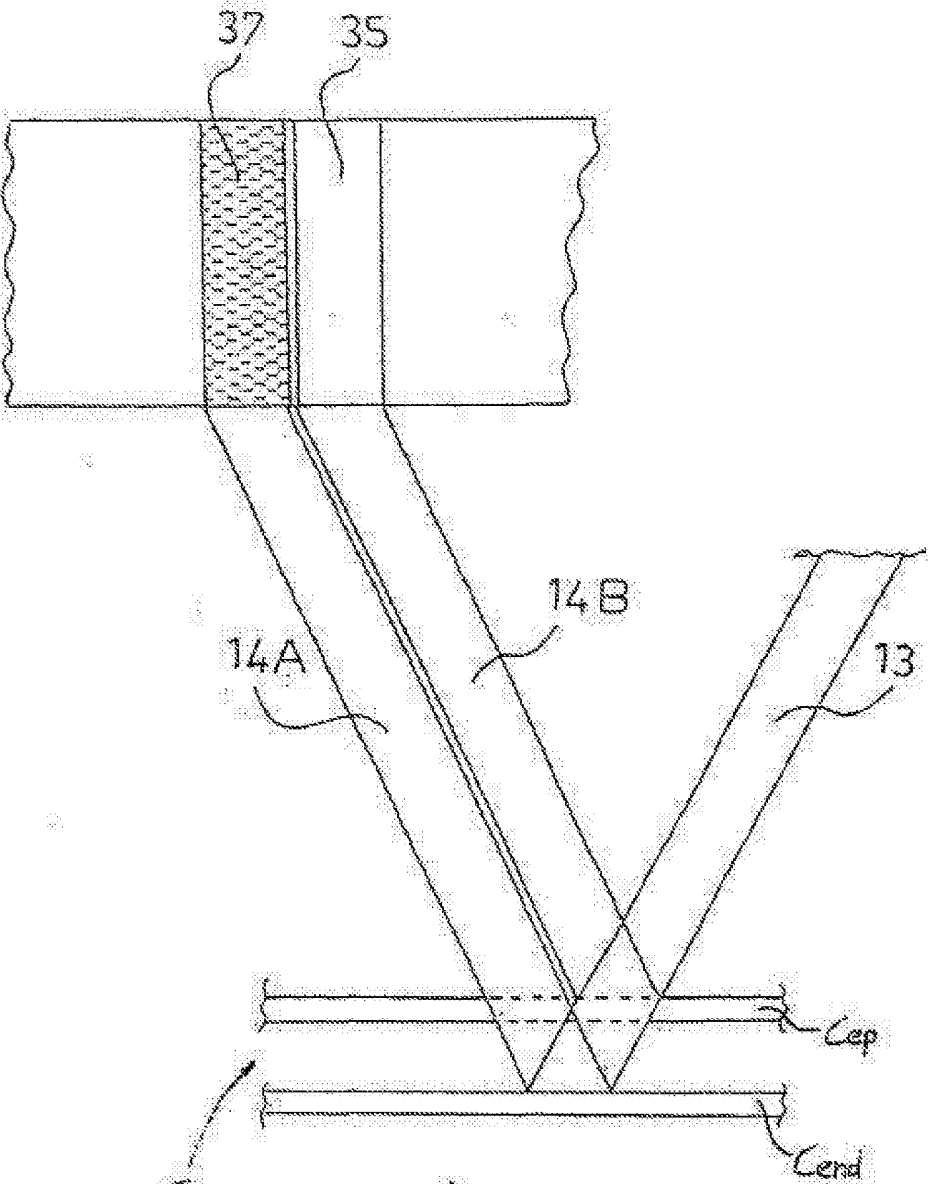


FIG.6

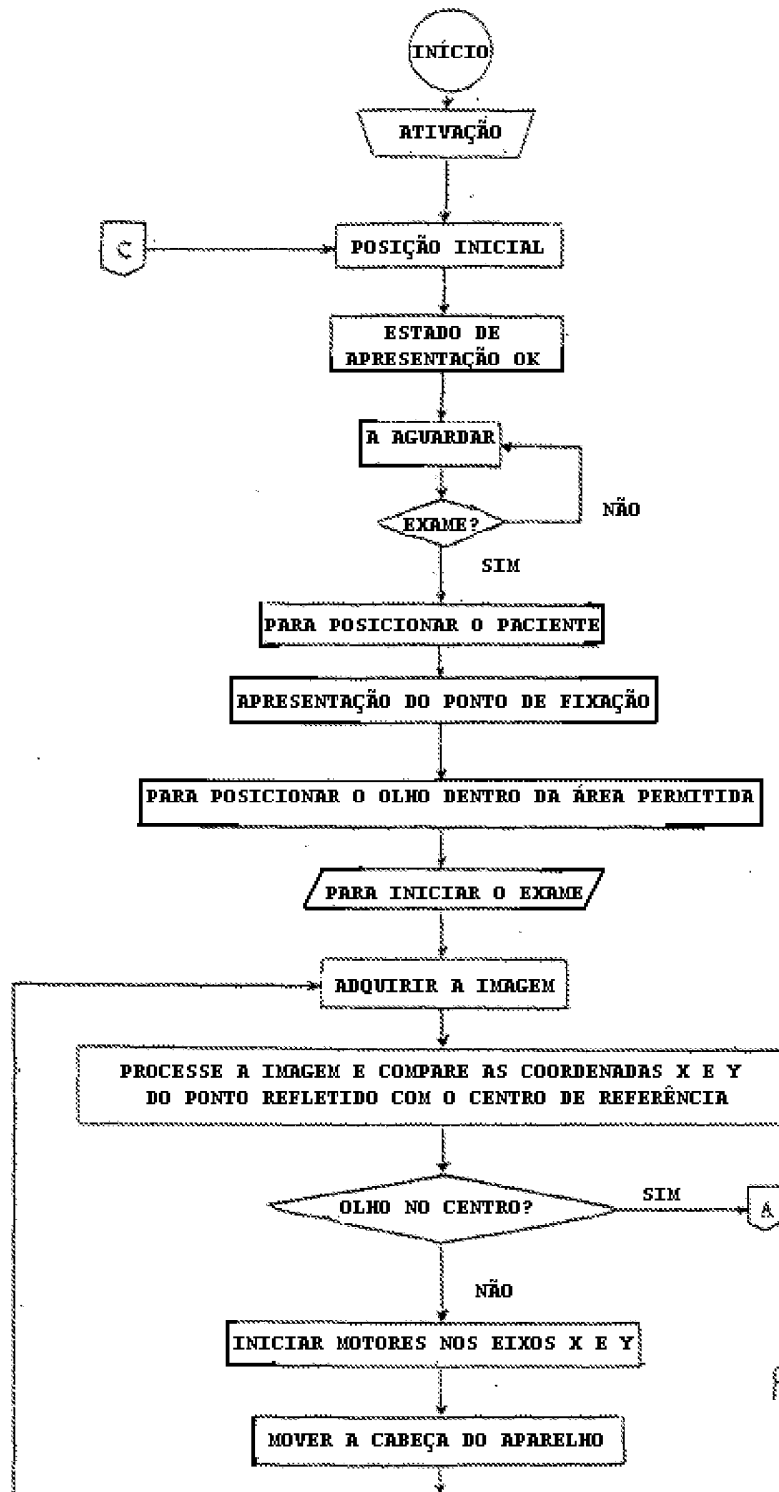
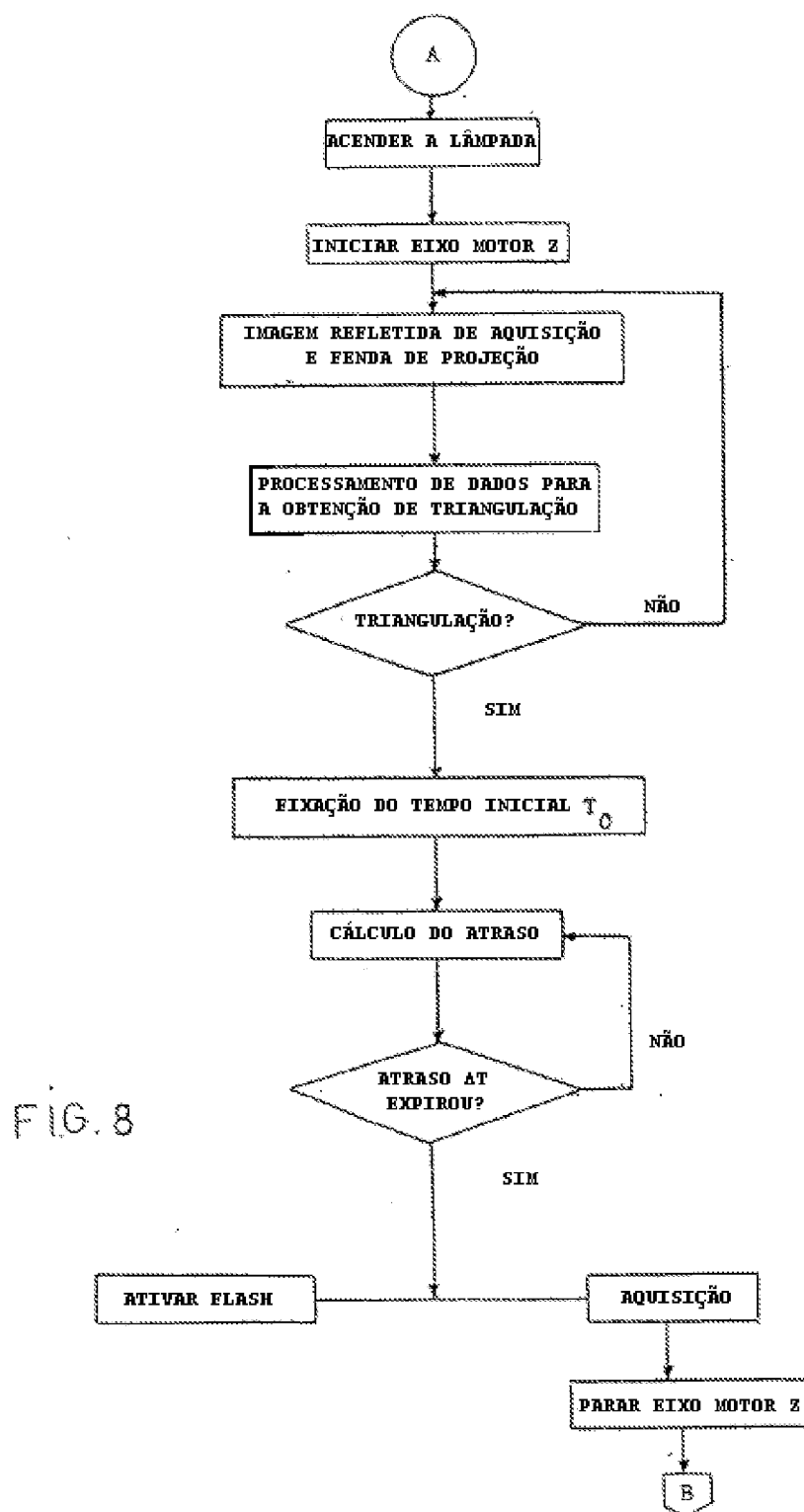


FIG.7



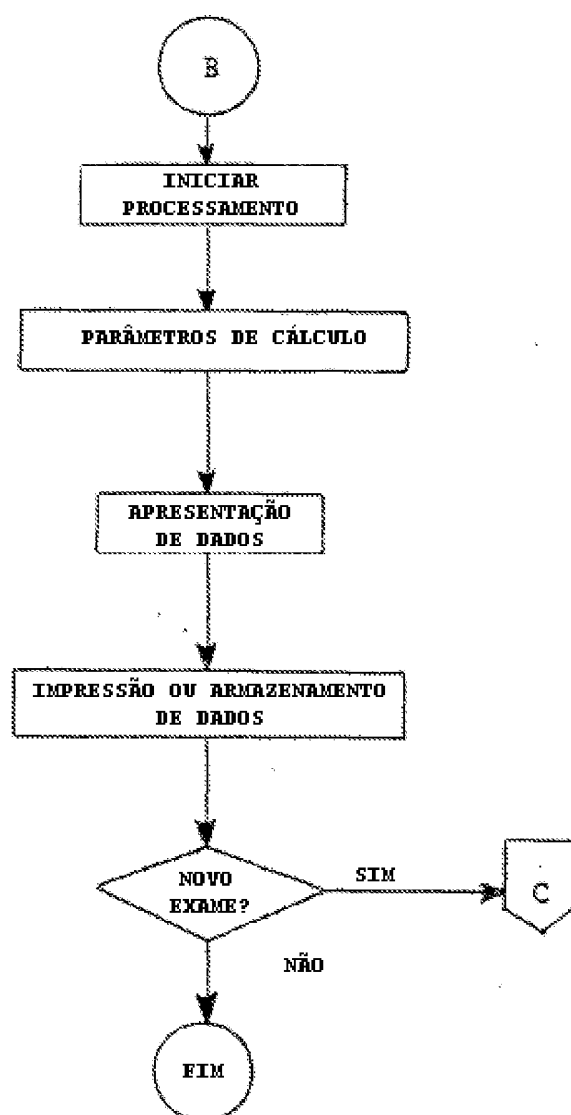


FIG. 9