



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 318 035**

51 Int. Cl.:
A61B 3/14 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **02760106 .1**

96 Fecha de presentación : **25.07.2002**

97 Número de publicación de la solicitud: **1416843**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **12.05.2004**

54 Título: **Sistema para la obtención sin contacto de imágenes de la córnea.**

30 Prioridad: **09.08.2001 DE 101 38 158**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
01.05.2009

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
01.05.2009

73 Titular/es: **Rhine-tec Gesellschaft für Virtuelle
Instrumentierung mbH
Kimpler Str. 290
47807 Krefeld, DE**

72 Inventor/es: **Dahmen, Norbert;
Dimic, Zdenko;
Schillings, Peter;
Sieglar, Volker y
Vehreschild, Dirk**

74 Agente: **Gil Vega, Víctor**

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Sistema para la obtención sin contacto de imágenes de la córnea.

5 La invención se refiere a un sistema para la obtención sin contacto de una imagen aumentada de un detalle de una capa de células del endotelio de la córnea de un ojo de un paciente según el preámbulo de la reivindicación 1.

10 Un sistema de este tipo se conoce por la US-A-5.621.488. En el sistema conocido se ilumina la córnea del ojo de un paciente con ayuda de una fuente de luz fraccionada y se registra y almacena una serie de tres imágenes de la capa celular con ayuda de un dispositivo electrónico de evaluación y un convertidor de imagen. El usuario selecciona la imagen cualitativamente mejor de la serie de imágenes tomadas y la prepara para el siguiente procesamiento, particularmente el recuento de células. Para este fin se llaman las imágenes sucesivamente desde la memoria y se representan de modo gráfico para la selección en secuencia cronológica.

15 Un sistema conocido por la US-A-5.757.463 incluye un primer convertidor de imagen para la representación de una imagen sinóptica de la córnea y un segundo convertidor de imagen para la representación de un detalle en aumento de la capa celular del endotelio de la córnea. La luz de iluminación de la fuente de luz fraccionada es dirigida hacia la córnea del ojo a través de un espejo basculante para explorar el área de córnea deseada. Para dirigir la luz reflejada por el lado del espejo basculante son necesarios medios ópticos adicionales utilizándose una fuente de luz adicional
20 para iluminar la córnea del ojo con el fin de generar la imagen aumentada de la capa celular del endotelio y teniendo que conducir la luz así reflejada como haz de rayos paralelo hacia el convertidor de imagen correspondiente.

25 En un sistema conocido por la EP 0 643 941 A1, se representa la córnea a escala mayor mediante una óptica de representación, por ejemplo en una cámara, un ocular o un convertidor de imagen. Para iluminar la córnea se utiliza en este procedimiento un conjunto de iluminación de hendidura dispuesto formando un ángulo con el eje óptico de la óptica de representación. Debido a la irradiación inclinada y la utilización de una fuente de luz fraccionada se garantiza que los reflejos fuertes en la superficie de la córnea no representen una perturbación. Es decir, frente a estos reflejos fuertes la imagen de la capa celular del endotelio tiene un contraste muy débil puesto que se trata aquí de estructuras con una diferencia muy pequeña del índice de refracción con respecto a las demás estructuras oculares. Para obtener
30 una imagen nítida de gran contraste de la capa celular del endotelio es necesario, además, un enfoque muy preciso de la óptica de representación hacia la capa celular. Cualquier desplazamiento del ojo en el rango de micrómetros puede dar como resultado un desenfoque no deseado. Sin embargo, tales desplazamientos no se pueden evitar en el procedimiento de obtención de imágenes sin contacto debido a los movimientos incontrolados del ojo, de forma que el enfoque representa un problema difícil.

35 En el procedimiento conocido por el documento arriba mencionado, se soluciona el problema debido a que el enfoque correcto es reconocido por un sistema óptico. En el momento del enfoque correcto se dispara un flash en el conjunto de iluminación de hendidura y se registra la toma momentánea de la córnea. La desventaja de este planteamiento es el coste relativamente alto de los componentes ópticos y electrónicos para la determinación del estado del enfoque y la utilización de una lámpara de flash que puede producir un efecto de deslumbramiento del ojo desagradable para el paciente (sobresalto) y que ocasiona un mayor coste de mantenimiento del conjunto. Por otro lado es necesario alimentar la lámpara de flash con alta tensión lo que no es deseable en un aparato médico utilizado en la zona de la cabeza en lo que se refiere a la seguridad. Por otro lado, las corrientes que fluyen durante la descarga de gas pueden causar perturbaciones electromagnéticas en otros aparatos.

45 Otra desventaja en el sistema conocido consiste en que la evaluación posterior de las imágenes normalmente es realizada por el médico o el operador del aparato de modo visual, por lo que no se obtiene una evaluación objetivada normalizada. Si se han de obtener magnitudes características objetivables como la densidad de células del endotelio, es necesario realizar el recuento de las mismas por los procedimientos conocidos lo que ocasiona un alto coste de tiempo y personal y también conlleva el peligro de errores en el recuento.

50 El objetivo de la presente invención consiste en mejorar un sistema del tipo arriba mencionado en el sentido de que pueda utilizarse de forma rápida y sencilla con un menor coste óptico y electromecánico, y evitando cualquier esfuerzo para el ojo del paciente.

55 El objetivo arriba mencionado se alcanza mediante las características de la reivindicación 1.

De las subreivindicaciones resultan configuraciones convenientes de la invención.

60 El enfoque correcto se consigue debido a que partiendo de un ajuste básico aproximadamente enfocado se registra una secuencia -a saber, una secuencia de imágenes según el tipo de una película- de imágenes del endotelio (o del epitelio. Debido a que la cabeza y el ojo realizan continuamente movimientos incontrolados, con un número suficiente de imágenes registradas existe la suficiente posibilidad de que una o varias de las imágenes estén lo suficientemente nítidas. A continuación de la toma de la secuencia se selecciona la imagen óptima para lo que se utilizan métodos de procesamiento de imagen. La imagen obtenida de esta forma se somete entonces a más evaluaciones, particularmente, en lo que se refiere a la densidad de células y la morfología de las células. La ventaja de este proceder consiste en que no es necesaria ninguna disposición óptica costosa para determinar el enfoque. Esta determinación se puede realizar puramente por software. Debido a que se aprovecha el movimiento involuntario del ojo tampoco es necesario

ningún actuador con el que habría de modificarse el enfoque controlado por computadora. Únicamente es necesaria una regulación del ajuste básico que también puede realizarse manualmente. Por lo tanto, dentro del marco del procedimiento según la invención, no son forzosamente necesarios actuadores como por ejemplo motores paso a paso, lo que -si la óptica está encapsulada y de estructura robusta- permite una conformación del sistema según la invención prácticamente libre de mantenimiento.

Además, dentro del marco de la invención se puede renunciar a una lámpara de flash, de manera que no existe el correspondiente peligro de deslumbramiento y se eliminan las desventajas arriba indicadas en relación con la utilización de una lámpara de este tipo. Así, dentro del marco de la invención, no es necesaria ninguna alimentación de alta tensión; el sistema puede operarse, más bien, por completo en el rango de tensiones bajas.

Según la invención se han previsto dos convertidores de imágenes electrónicos (por ejemplo cámaras de CCD) suministrando el primero una imagen sinóptica y el segundo una imagen tan aumentada mediante una óptica de aumento que pueden reconocerse las células individuales de la córnea a examinar. La imagen sinóptica sirve por un lado como ayuda para el ajuste, haciendo coincidir determinadas características de la imagen sinóptica con marcas de ajuste en posiciones fijas en la imagen sinóptica, como se explica más en detalle con ayuda de los dibujos. La imagen sinóptica permite, por otro lado, la determinación de valores de medición adicionales.

En un tipo de ejecución preferido de la invención se ha previsto, especialmente, que el ojo se ilumine para la imagen sinóptica en primer lugar mediante una fuente de luz IR. La pupila permanece muy abierta debido a que así -con un entorno de medición por lo demás oscurecido- el ojo no se ilumina en el rango visible y el ojo no está sometido a una carga. Mediante la activación de una fuente de luz adicional operada en el rango espectral visible se cierra el iris. De este proceso de cierre también se puede registrar una secuencia de imágenes mediante el primer convertidor de imágenes. Con una evaluación de estas imágenes, controlada por computadora, con determinación del diámetro de la pupila en función del tiempo se puede analizar el tiempo de reacción de la pupila y la velocidad del proceso de cierre permitiéndose así conclusiones en cuanto a eventuales trastornos neurológicos. De esta forma se pueden realizar casi simultáneamente diferentes exámenes mediante un aparato sin un coste adicional.

Además de un sistema diseñado para realizar el procedimiento arriba explicado se propone dentro del marco de la presente invención un sistema en el que el primer y el segundo convertidor de imágenes están acoplados con la misma óptica de representación a través de un dispositivo de fraccionamiento del haz, de modo que la representación para los dos convertidores de imagen se produce a lo largo del mismo eje óptico. Así se asegura una alineación exacta y libre de errores de paralaje de las imágenes del primer y segundo convertidor de imagen, con lo cual se facilita el ajuste y la evaluación de las imágenes. Al utilizar sensores con la correspondiente alta resolución también es posible integrar el primer y el segundo convertidor de imagen en una superficie de chip pudiendo realizarse el aumento de la imagen sinóptica en este caso con ayuda del software.

Para poder representar diferentes regiones del endotelio se puede realizar la fuente de luz fraccionada sobre un brazo giratorio que se puede rotar alrededor del eje óptico.

Si se compara con los sistemas conocidos, el sistema según la invención es considerablemente menos costoso y, por lo tanto, considerablemente más barato y requiere un mantenimiento considerablemente menor. Debido a que la medición se puede realizar sin contacto y sin someter al ojo a altas intensidades de luz, con el sistema según la invención se pueden realizar exámenes preventivos de la córnea sin ningún riesgo, pudiendo realizar estos exámenes incluso personal no médico -por ejemplo ópticos. Además, los exámenes y las subsiguientes evaluaciones pueden ser realizados muy rápidamente dentro del marco de la invención.

A continuación se explica a modo de ejemplo la invención con ayuda de los dibujos adjuntos. Los dibujos muestran:

La figura 1: Una vista esquemática de la estructura óptica de un ejemplo de ejecución del sistema según la invención.

Las figuras 2a y 2b: Vistas esquemáticas del ojo para explicar el proceso de ajuste.

La figura 3: Un diagrama de bloques esquemático de un ejemplo de ejecución del procedimiento según la invención.

La figura 4: Una vista general de los dispositivos de hardware y de los módulos de software que se utilizan en un sistema según la invención.

En la figura 1 se representa un sistema optoelectrónico multifuncional para reconocimientos sin contacto de un ojo 12, indicado esquemáticamente, de un paciente. El sistema se puede regular en su totalidad en dirección X, Y y Z mediante un dispositivo (no representado) de ajuste. El sistema tiene, además, un sistema óptico de imagen que representa en un primer convertidor de imagen la imagen en estado enfocado del endotelio o (según el enfoque ajustado) del epitelio del ojo 12 con una escala cercana a 1 : 1, por medio de las lentes convexas 1, 2 y 3 dispuestas a lo largo de un eje óptico 16, con el fin de obtener una imagen general del ojo. El convertidor de imagen 5 diseñado como sensor CCD está conectado con una unidad de evaluación (no representada) que se compone de una tarjeta capturadora de imágenes para la transformación de las señales de cámara en señales de imagen digitales, una computadora comercial con unidades periféricas usuales (teclado, ratón, monitor, eventualmente impresora) y con una interfaz hacia la tarjeta

capturadora de imágenes y con una interfaz para la interacción con el hardware de medición. La señal de imagen actual del convertidor de imágenes 5 puede reproducirse en el monitor a través del computador. Un segundo convertidor de imágenes 4 conectado también a través de una tarjeta capturadora de imágenes con la unidad de evaluación recibe una imagen desacoplada de la capa celular de la córnea a representar a través de un sistema óptico de división 6 dispuesto entre las lentes 1 y 2. El sistema óptico de división 6 comprende un espejo parcialmente transparente que divide el haz, por ejemplo en la relación de 90 (convertidor de imágenes 4) a 10 (convertidor de imágenes 5). Con ayuda de la selección de una distancia relativamente grande de la imagen, se aumenta mucho la escala de imagen para el segundo convertidor de imagen, de forma que en la imagen del convertidor de imágenes 4 se pueden ver las estructuras celulares de la córnea. Ambos convertidores de imágenes 4 y 5 captan el ojo a lo largo del mismo eje óptico 16 y están dispuestos de manera que, con una regulación correcta de la distancia del objeto mediante la modificación de la distancia del conjunto hacia el ojo, la imagen en los dos convertidores de imágenes está representada con la misma nitidez. De preferencia, en el monitor conectado con la computadora se representa la imagen aumentada del segundo convertidor de imágenes 4 intercalándose la imagen sinóptica del primer convertidor de imágenes 5 en un punto predeterminado en un sector de la imagen del monitor.

Además, se ha previsto un conjunto de iluminación de hendidura 9 que tiene como fuente de luz un LED 17, dos diafragmas lineales 7 y 8 (diámetro de la hendidura representado en aumento), un sistema óptico de imagen con lentes 18, 19 y un prisma reflector 17a. La imagen del diafragma lineal 7 se representa en la capa celular del ojo 12 a reproducir con un ángulo α de aproximadamente 45° con el eje óptico. Todo el conjunto de iluminación de hendidura 9 está dispuesto de modo giratorio sobre una órbita circular alrededor del eje óptico 16 de manera que se pueden observar diferentes áreas de la córnea. Debido a la geometría de la cuenca del ojo son posibles, especialmente, la posición representada en el dibujo del conjunto de iluminación de hendidura 9 y una disposición reflejada con relación del eje óptico 16 en el lado derecho del eje óptico. Para no perturbar en esta última posición el recorrido de la luz hacia el convertidor de imagen 4 también es posible disponer este convertidor de imagen girado 90° por encima o por debajo del plano del papel lo que permite al mismo tiempo una construcción más compacta del sistema. El paciente se fija con el ojo a examinar en una fuente de luz de fijación 11 diseñada como un LED pequeño de luz débil, con el fin de dirigir la mirada en una orientación definida y reducir movimientos incontrolados del globo del ojo.

La fuente de luz de fijación -con relación al campo visual del paciente- está dispuesta, de preferencia, por encima del eje óptico, debido a lo cual el ojo se abre mucho intuitivamente de modo ventajoso a causa del sistema motor del párpado.

El desarrollo de la obtención de imagen en el sistema representado es el siguiente (véase también el diagrama de bloques de la figura 3):

En primer lugar es necesario orientar el sistema hacia el ojo a reproducir o ajustarlo puesto que los diferentes ojos muestran desviaciones en cuanto a su geometría y la correspondiente posición de la cabeza. Un desarrollo posible de un tal proceso de ajuste es como sigue:

En primer lugar se orienta de modo aproximado el sistema hacia el ojo a examinar mediante una mirada a través del aparato (paso 30). A continuación se ilumina el ojo 12, de momento, con ayuda de un diodo luminoso de infrarrojos 10 dispuesto al lado de la lente 1 en el lado orientado hacia el ojo 12. También se pueden prever varios diodos luminosos de IR. En la pantalla se representa la imagen del convertidor de imágenes 5 sensible a la luz infrarroja, que representa una imagen general del ojo. Dentro de la reproducción de la imagen general sobre la pantalla se sobrepone una marca de ajuste en una posición fija en el centro de la imagen. Esta marca de ajuste se coordina con el centro de la pupila mediante el desplazamiento del sistema en dirección X y Y para realizar otra orientación aproximada (paso 31). Este y los siguientes procesos de ajuste se realizan, de preferencia, manualmente, pero sin embargo también es posible realizarlos de forma automática mediante una evaluación y el procesamiento de las imágenes de los convertidores de imágenes 4, 5, si existen los correspondientes actuadores para el posicionamiento del sistema.

Para el siguiente ajuste se conecta el conjunto de iluminación de hendidura 9. Como se puede ver en la figura 2a, la luz del conjunto de iluminación de hendidura incide sobre el ojo 12 en esta fase del estado de ajuste alcanzado en una zona en forma de hoz 21 a la izquierda del eje óptico 16. Esta zona 21 y el ángulo de incidencia de la luz del conjunto de iluminación de hendidura 9 han sido seleccionados de manera que, al quedar la disposición correctamente ajustada, la imagen de la capa celular del endotelio queda visible en el lado posterior de la cornea directamente a la derecha al lado del reflejo 22 del lado del epitelio de la fuente de luz fraccionada 9. Solamente en esta posición es posible una reproducción satisfactoria en la que, por un lado, se ilumina la capa celular del endotelio mediante la fuente de luz fraccionada y, por otro lado, la imagen no se ve eclipsada por el reflejo en el lado anterior de la córnea. Para conseguir estas condiciones específicas de reproducción es necesario que el punto central del reflejo 22 concuerde con la marca de ajuste 23 superpuesta en la imagen general (paso 32). De esta forma se alcanza la posición correctamente ajustada según se representa en la figura 2b, posición en la que el área de irradiación 21, el reflejo 22 y la marca de ajuste 23 quedan superpuestos.

Después de haber posicionado el conjunto en este estado de modo que el segundo convertidor de imágenes 4 pueda reproducir el área deseada del ojo 12, se produce el siguiente ajuste con ayuda de la imagen aumentada del segundo convertidor de imágenes. En primer lugar se realiza un ajuste fino en dirección de X, Y y Z de modo que el reflejo 22 en la mitad izquierda de la imagen aumentada quede visible y focalizado. En la mitad derecha de la imagen, lindante

ES 2 318 035 T3

con el reflejo 22, se puede ver entonces la imagen de la capa celular del endotelio que se focaliza al máximo posible por una sintonización fina de la posición Z (paso 33).

5 Sin embargo, por el movimiento inevitable del ojo, este ajuste de enfoque solamente es posible de modo aproximado y durante un momento corto. Si se alcanza un correspondiente estado se dispara una adquisición de imagen -de preferencia por una presión sobre el disparador directamente en el sistema (paso 34).

10 El computador almacena a continuación una serie de, por ejemplo, cincuenta imágenes del convertidor de imágenes 4. Entonces existe una gran probabilidad de que una o varias de las imágenes tomadas estén lo suficientemente nítidas. En primer lugar se guardan las imágenes en la memoria del computador (es decir en la memoria RAM o en el disco fijo) y se analizan solamente después de tomar la secuencia completa de imágenes. Como alternativa, también es posible analizar las imágenes incluso durante la captura y no almacenarlas desde el principio como imágenes reconocidas como no adecuadas.

15 A continuación se realiza la selección de las imágenes almacenadas apoyada por computador. Para este fin se calculan, de preferencia, varios criterios con ayuda de los cuales se puede cuantificar la calidad de las imágenes. Esto puede ser el contraste máximo o medio de las correspondientes imágenes individuales, contraste que es mayor en una imagen nítida que en una imagen desenfocada. De preferencia se calcula la transformada de Fourier discreta de la imagen por medio de una transformación rápida de Fourier, que representa una medida para la presencia de estructuras que se repiten periódicamente en las imágenes. Con una representación nítida las células del endotelio representan una estructura periódica con una distancia media determinada por lo que resultan grandes amplitudes en la representación de Fourier. Por el cálculo de una magnitud como la desviación cuadrada media frente a la transformada de Fourier de una imagen de referencia o una operación similar se puede evaluar de esta manera la calidad de cada imagen individual. De preferencia se aplican las operaciones arriba mencionadas solamente a aquellas áreas en las que se supone la imagen de la capa celular del endotelio. De entre las diferentes imágenes evaluadas de esta forma se selecciona un número determinado con la correspondiente mayor valoración (por ejemplo cinco tomas) (paso 35) y se indican al usuario en la pantalla, realizando entonces el usuario la selección definitiva de la imagen óptima (paso 36). Si ninguna de las imágenes de la secuencia tuviera la calidad suficiente lo que puede ocurrir, por ejemplo, si la secuencia de tomas se inició en un momento en el que la posición del ojo 2 quedó muy alejada de la posición central del ojo debido a movimientos incontrolados, se capta de nuevo la secuencia.

La imagen obtenida de esta forma puede almacenarse de modo permanente junto con los datos del paciente y se puede imprimir.

35 De preferencia se determinan a partir de la imagen determinados números características esenciales. El número característico más importante es la densidad de células del endotelio. Convencionalmente, se determina esta densidad de células realizando una fotografía del endotelio y recontando manualmente el número de células en un rectángulo con un tamaño predeterminado, lo que conlleva un enorme coste en tiempo (el llamado método de marco fijo ("fixed-frame")).

40 Dentro del marco de la presente invención se puede realizar una determinación de la densidad de células de forma casi completamente automática. En primer lugar, el usuario enmarca con el ratón una zona representativa de la imagen con una superficie variable en la que se ha de determinar el número de células (paso 36). El marco se posiciona de modo que las células contenidas dentro del marco sean representativas de las demás células en cuanto a su densidad y morfología. Dentro del marco se realiza el reconocimiento computarizado de las diferentes células y a continuación la evaluación computarizada mediante el procesamiento de imagen.

50 El resultado de la identificación se representa en la pantalla. Los objetos detectados de modo inexacto pueden corregirse *a posteriori* mediante el marcaje en la pantalla (paso 37). Finalmente se realiza el recuento del número de los objetos clasificados en la zona y la determinación de la densidad con una división por la superficie de la zona.

55 Por otro lado se clasifican los objetos reconocidos con ayuda de las magnitudes arriba determinadas en cuanto a su morfología y las superficies de célula. Para este fin se determinan las partes porcentuales de las células que tienen forma de 3, 4, 5, 6, 7 ángulos o poligonales. De modo ideal todas las células deberían tener una forma hexagonal. Los datos así obtenidos se representan en la pantalla y pueden archivar a continuación (paso 38).

60 Con el sistema según la invención se puede medir, además, el reflejo de la pupila. Para este fin se ha dispuesto, de preferencia, por delante del ojo una fuente de luz 10a adicional que emite en la zona del espectro visible. Sin embargo, en principio también puede servir como esta fuente de luz el conjunto de iluminación de hendidura 9. Si se conecta esta fuente de luz adicional 10a al estar el ojo 12 antes sin iluminar o iluminado solamente con luz infrarroja se estrecha la pupila 20 por la excitación luminosa así producida. Esta reacción puede ser seguida de modo computarizado registrándose el momento de conexión de la fuente de luz 10a y midiendo el diámetro de la pupila mediante procesamiento de la imagen en la imagen general a intervalos regulares (por ejemplo 10 veces por segundo). Los algoritmos correspondientes para determinar el diámetro de la pupila quedan claramente evidentes para el técnico en la materia. El desarrollo en el tiempo del diámetro de la pupila puede representarse entonces en la pantalla en forma de diagrama y compararse con valores normalizados correspondientes para detectar efectos extraños del reflejo de la pupila. Los datos de medición obtenidos pueden archivar, además, por medio del computador.

ES 2 318 035 T3

La figura 4 muestra una vista general de los diferentes módulos de hardware y software. El software se subdivide según los dos bloques representados en los bloques funcionales de análisis del endotelio y análisis de la pupila, los cuales a su vez están divididos en diferentes subbloques.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

1. Sistema para la obtención sin contacto de una imagen aumentada de un sector de la capa celular del endotelio de la córnea de un ojo (12) de un paciente con un conjunto de iluminación de hendidura (9), un sistema óptico de imagen para reproducir un sector de la capa celular de córnea a reflejar iluminado por medio del conjunto de iluminación de hendidura (9) en, como mínimo, un convertidor de imagen electrónico (4, 5) que está en contacto con una unidad de evaluación electrónica, un sistema para la regulación del sistema óptico de imagen en un ajuste base con el que la capa de células a reproducir queda representada en el convertidor de imagen (4, 5) aproximadamente nítida y aumentada, estando la unidad de evaluación diseñada para recibir y almacenar una secuencia de imágenes de la capa de células mientras que se modifican la posición del ojo (12) y el enfoque por movimientos incontrolados del ojo y para la selección de la imagen de mejor calidad en cuanto a la nitidez y/o el contraste de la serie de imágenes captadas y preparación de esta imagen para el siguiente procesamiento y una pantalla para reflejar la imagen, **caracterizado** porque el sistema de evaluación está diseñado además para una evaluación de imagen de un número predeterminado de las imágenes analizadas como mejores de la secuencia -de preferencia aproximadamente cinco- teniendo las imágenes seleccionadas en su totalidad o en un sector parcial predeterminado cada una un contraste máximo o medio y/o cuya transformada de Fourier tiene la mejor aproximación a la transformada de Fourier de una toma óptima de referencia y porque la pantalla para la representación de las imágenes seleccionadas está diseñada para una selección definitiva de la imagen a procesar finalmente por el usuario con ayuda de un dictamen visual.

2. Sistema según la reivindicación 1, **caracterizado** porque el sistema de evaluación para determinar la densidad de células está diseñado en un área seleccionada de la capa de células reproducida.

3. Sistema según la reivindicación 1 ó 2, **caracterizado** porque el sistema de evaluación está diseñado para la determinación morfológica de células en un área seleccionada de la capa de células reproducida.

4. Sistema según una de las reivindicaciones 1 a 3, **caracterizado** porque se ha previsto un primer convertidor de imágenes (5) para generar una imagen general de la córnea y un segundo convertidor de imágenes (4) para generar una imagen aumentada a lo largo del mismo eje óptico (16).

5. Sistema según la reivindicación 4, **caracterizado** porque el primer (5) convertidor de imágenes y el segundo (4) convertidor de imágenes están acoplados con el mismo sistema óptico de imagen a través de un dispositivo fraccionador del haz (6) de manera que la reproducción para los dos convertidores de imágenes se realiza a lo largo del mismo eje óptico (16).

6. Sistema según la reivindicación 4, **caracterizado** porque el primer convertidor de imágenes y el segundo convertidor de imágenes quedan formados por un único elemento semiconductor generador de imagen, generándose la imagen aumentada y la imagen general mediante software desde la señal de imagen del elemento semiconductor.

7. Sistema según una de las reivindicaciones 1 a 6, **caracterizado** porque para la iluminación del ojo (12) para la obtención de la imagen general se ha previsto una fuente de luz infrarroja (10) siendo sensible el primer convertidor de imágenes (5) en la región infrarroja.

8. Sistema según una de las reivindicaciones 1 a 7, **caracterizado** porque la fuente de luz fraccionada (9) está dispuesta de modo giratorio alrededor del eje óptico (16).

9. Sistema según una de las reivindicaciones 1 a 8, **caracterizado** porque se ha previsto una fuente de luz de fijación (11) visible en el campo visual del paciente durante el proceso de ajuste y/o medición para reducir los movimientos incontrolados del globo del ojo, quedando visible la fuente de luz de fijación en el campo visual por encima del eje óptico.

10. Sistema según la reivindicación 1, **caracterizado** porque para iluminar el ojo se ha previsto una fuente de luz (10a) en la banda del espectro visible y la unidad de evaluación se ha diseñado para registrar un estrechamiento que se presenta en la pupila (20) del ojo y su desarrollo en el tiempo mediante el procesamiento de una secuencia de imágenes registrada por el primer convertidor de imágenes (5).

11. Sistema según una de las reivindicaciones 1 a 10, **caracterizado** porque la unidad de evaluación está diseñada para recibir y almacenar aproximadamente 50 imágenes en un intervalo de aproximadamente 2 segundos.

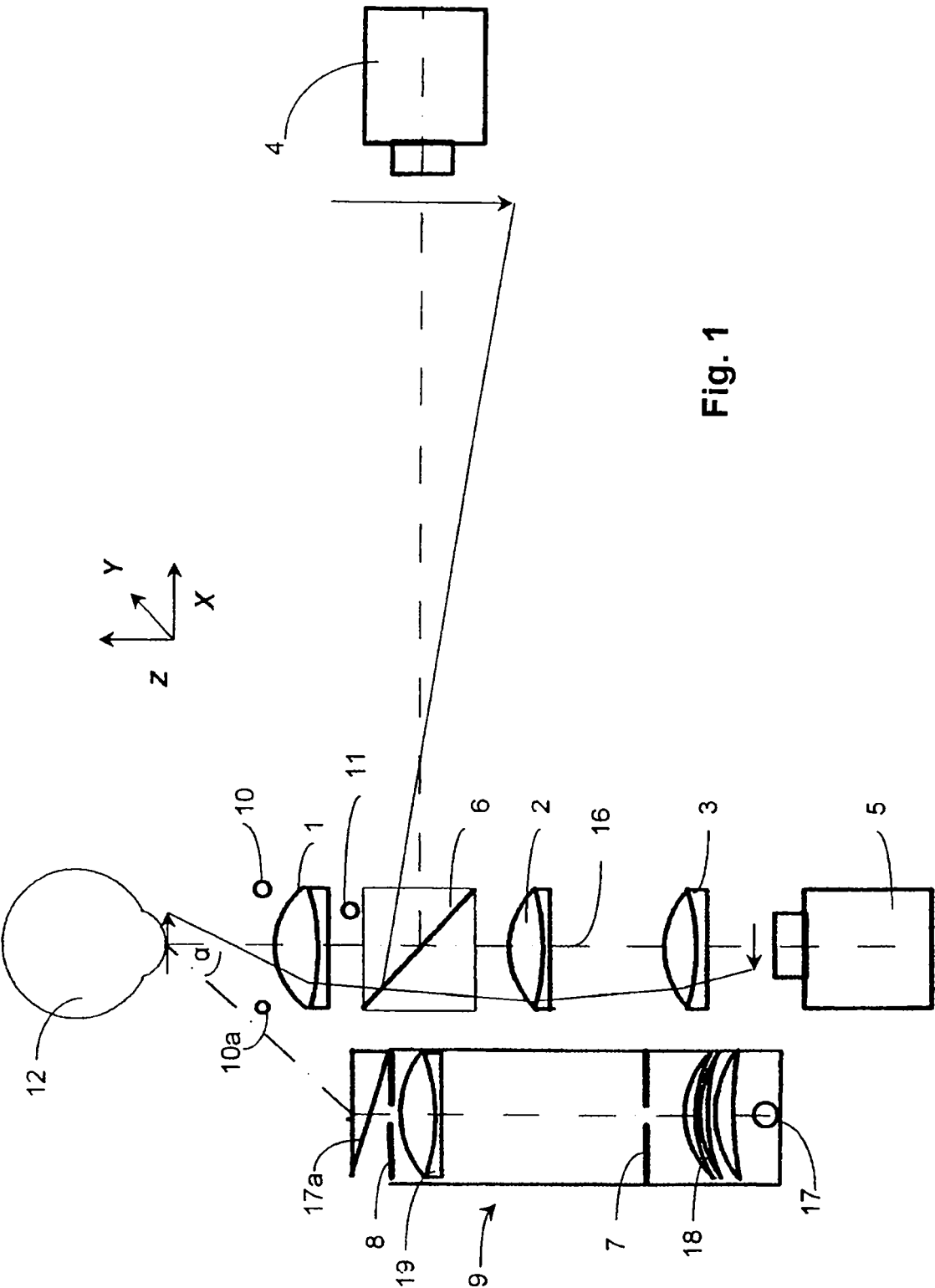


Fig. 1

Fig. 2a

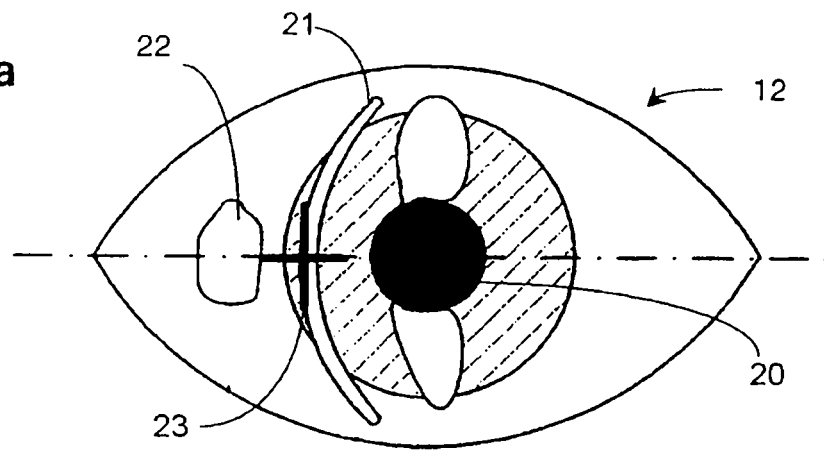
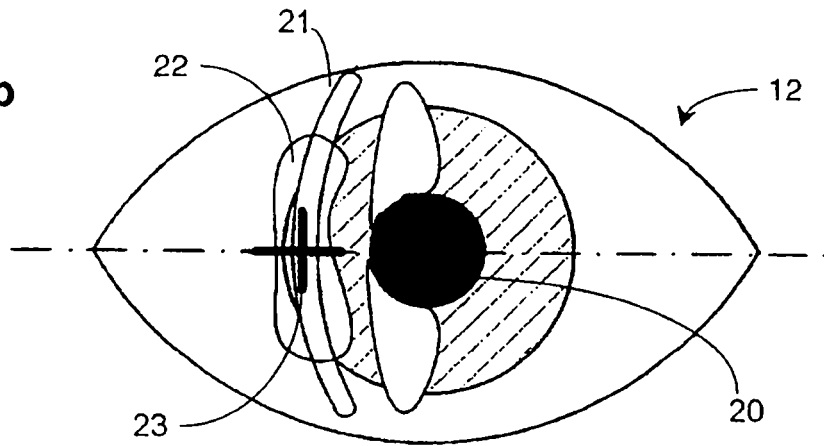


Fig. 2b



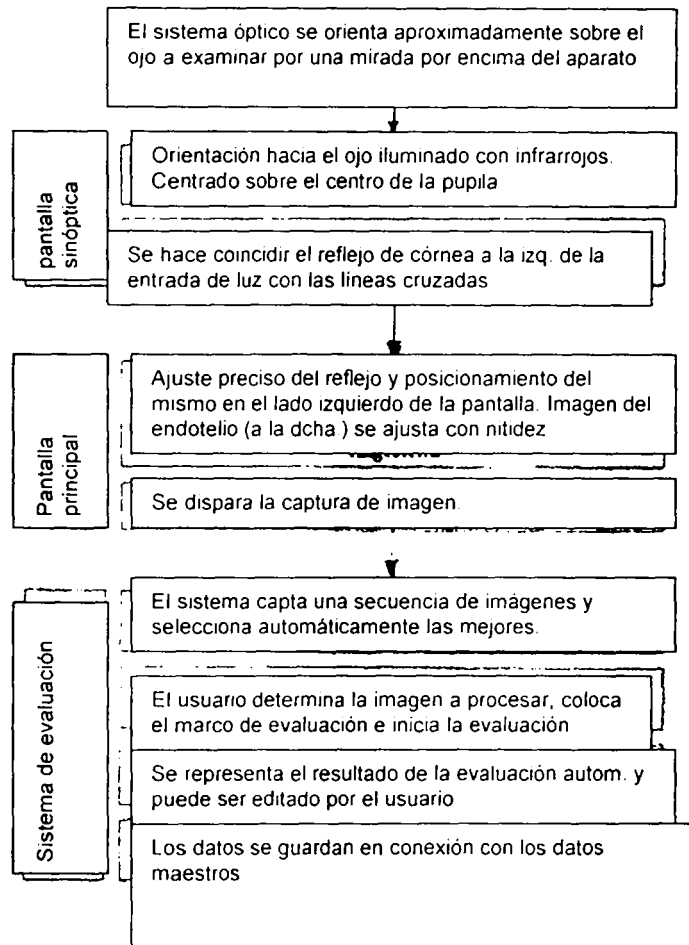


Fig. 3

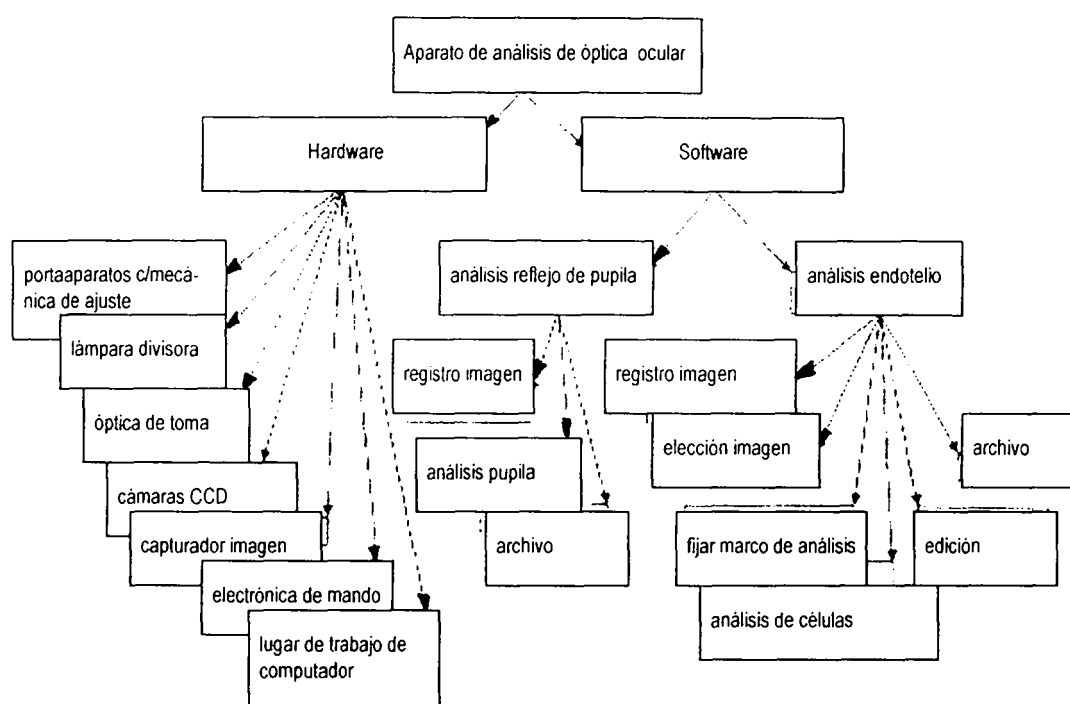


Fig. 4