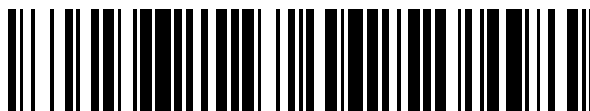


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 368 434**

51 Int. Cl.:
A61B 3/16

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **05028292 .0**

96 Fecha de presentación: **23.12.2005**

97 Número de publicación de la solicitud: **1692998**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **23.08.2006**

54 Título: **SISTEMA DE ANÁLISIS OFTÁLMICO PARA MEDIR LA PRESIÓN INTRAOCULAR.**

30 Prioridad:
16.02.2005 DE 202005002562 U

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
17.11.2011

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
17.11.2011

73 Titular/es:
**OCULUS OPTIKGERÄTE GMBH
MÜNCHHOLZHAUSER STRASSE 29
35582 WETZLAR-DUTENHOFEN, DE**

72 Inventor/es:
Köst, Gert

74 Agente: **Carpintero López, Mario**

ES 2 368 434 T3

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).

DESCRIPCION

Sistema de análisis oftálmico para medir la presión intraocular

La invención se refiere a un sistema de análisis oftálmico para medir la presión intraocular en el ojo (presión interna del ojo), según el preámbulo de la reivindicación 1.

- 5 Cuando la presión interna del ojo es alta pueden provocarse detrimentos graves para la salud. En particular puede quedar dañado el nervio óptico debido a la superior presión interna del ojo, con lo cual se produce el glaucoma causando limitaciones del campo de visión.

10 Para comprobar la presión intraocular se conocen tres principios básicos, que son la tonometría de impresión, la tonometría de aplanamiento y la tonometría sin contacto. En el tonómetro de impresión se mide la profundidad de las depresiones que se pueden formar en la córnea, provocadas por un punzón metálico cargado con un peso conocido. A igualdad de peso, la capacidad de formar depresiones es inversamente proporcional a la presión interna del ojo, es decir que la capacidad de formar depresiones es tanto mayor cuanto menor sea la presión interna del ojo, y viceversa. El inconveniente que presenta la tonometría de impresión es que la colocación del tonómetro y la impresión del punzón metálico incrementan adicionalmente la presión interior del ojo, de modo que la presión
15 medida no se corresponde exactamente con la presión efectiva en el interior del ojo. Por otra parte, la colocación del punzón sobre la córnea del paciente es bastante molesta para el paciente.

20 También se conocen para medir la presión interna del ojo los llamados tonómetros de aplanamiento, cuya medición se basa en la aplicación del principio de aplanamiento. El principio de aplanamiento parte de la ley de Ingbert, que dice que la presión en un recipiente de forma esférica lleno de un fluido se corresponde con la contrapresión que aplasta una determinada superficie de esta esfera. La medición de la presión interna del ojo basada en esta ley puede realizarse de dos modos diferentes. Según la primera alternativa se puede emplear un tonómetro de peso constante y medir la superficie aplanada. Según el método de medición alternativo se determina la fuerza que se requiere para aplanar una superficie conocida de unas dimensiones constantes. Es conocido un tonómetro de aplanamiento según Perkins, que consiste en un cilindro de plástico cuyo extremo plano inferior está dotado de una
25 escala graduada. En el extremo superior hay una lupa. Después de gotear un líquido fluorescente en el saco conjuntival se puede determinar mediante la lectura óptica en la escala graduada el diámetro de la superficie de córnea que ha sido aplanada. La determinación de la presión interna del ojo tiene lugar en este caso mediante una fuerza constante.

30 También se conoce un tonómetro de aplanamiento que funciona basado en una superficie aplanada de dimensión constante. En este caso, la córnea se aplanan sirviéndose de la base cuadrada de un prisma de vidrio. La presión interna del ojo se mide intensificando la presión del prisma sobre el ojo hasta que la zona de córnea de forma circular aplanada queda a nivel de los cuatro lados de la base del prisma. El inconveniente de los tonómetros de aplanamiento vuelve a ser que debido a la deformación de la córnea mediante un elemento de accionamiento se produce una molestia considerable para el paciente.

35 Para evitar esta molestia debida al contacto con una herramienta de deformación se han desarrollado los denominados tonómetros sin contacto. En estos tonómetros sin contacto están previstos unos dispositivos de accionamiento para deformar la córnea mediante los cuales se deforma la córnea sin contacto. Para ello se puede producir por ejemplo un impulso de aire comprimido que se dirige sobre la córnea. En los tonómetros sin contacto conocidos se dirigen impulsos de aire sobre el ojo en la dirección del eje óptico, con lo cual la córnea se va aplanando cada vez más y finalmente forma una depresión. Para medir la deformación de la córnea se dirige sobre
40 la córnea un haz de luz paralelo que incida oblicuamente y se mide la luz reflejada por la córnea, como señal de medición. Para ello se puede por ejemplo captar una luz reflejada mediante un sensor de luz, variando la intensidad medida por el sensor de luz en función del aplanamiento de la córnea causado por la corriente de aire.

45 En el documento US 5,474,066 se da a conocer un conjunto de tonómetro con un dispositivo paquimétrico para medir el espesor de la córnea, y que se emplea para corregir el valor de la presión interna del ojo. Para medir el espesor de la córnea se ilumina una zona de la córnea y se reproduce sobre un conjunto de detectores.

En el documento US 6,053,867 se forma con los rayos de luz reflejados por la córnea una tomografía, cuya distribución de intensidad de luz se evalúa para corregir el emplazamiento de un dispositivo de medición de la presión interna del ojo.

50 En el documento US 5,002,056 se determina el grado de deformación del ojo midiendo para ello las variaciones de la cantidad óptica de luz reflejada en la córnea.

El documento WO 03/096888 da a conocer un tonómetro que funciona sin contacto, que lleva dos cámaras de vídeo que se emplean para determinar la distancia de medición correcta entre el tonómetro y el ojo.

55 El documento US 6,120,444 muestra un sistema de análisis oftálmico que mediante un proyector de haz de luz paralela proyecta sobre una córnea de un ojo un haz de luz paralela, y que con un dispositivo de captación o cámara Scheimpflug toma una tomografía. Antes de generar un impulso de aire definido sobre la córnea se toma una

primera tomografía de la córnea. Durante la aplicación del impulso de aire y después de un período de tiempo definido se toma una segunda tomografía de la córnea. Después se superponen las dos tomografías y se comparan con tomografías existentes en una memoria de un dispositivo de análisis, pudiendo deducirse la presión intraocular de la deformación de la córnea.

- 5 Partiendo de este estado de la técnica, el objetivo de la presente invención es proponer un nuevo sistema de análisis oftálmico para medir la presión intraocular con una solución alternativa para la determinación de la elasticidad de la córnea del ojo.

Este objetivo se resuelve por medio de un sistema de análisis según la teoría de la reivindicación 1.

Otras formas de realización ventajosas de la invención constituyen el objeto de las reivindicaciones subordinadas.

- 10 El sistema de análisis según la invención se basa en la idea básica de que antes y/o durante y/o después de la deformación de la córnea se captan tomografías de la córnea que muestran el estado de la córnea en un plano de sección. Estas tomografías se analizan en el dispositivo de análisis de un procedimiento adecuado de tratamiento de imágenes y suministran informaciones adicionales relativas al estado de la córnea que se pueden tener en cuenta al deducir la presión interna del ojo.

- 15 El espesor y la elasticidad de la córnea ejercen gran influencia sobre los valores de medición y por lo tanto sobre el resultado de la medición de la presión interna del ojo, ya que al ser la córnea una membrana deformable elásticamente que opone a la fuerza de deformación aplicada por el dispositivo de accionamiento una fuerza opuesta que no depende de la presión interna del ojo propiamente dicho y por lo tanto puede falsear la medición de la presión interna del ojo. Por eso es especialmente ventajoso determinar la dispersión de la luz de la córnea a partir de las tomografías de la córnea. La dispersión de luz de la córnea tiene una determinada relación con el valor característico de la elasticidad de la córnea, de modo que a partir de la dispersión de la luz se pueden sacar conclusiones sobre la elasticidad de la córnea. A partir de las tomografías de la córnea se puede además deducir el espesor de la córnea. Teniendo en cuenta los valores de elasticidad conocidos de la córnea se puede estimar entonces a partir del espesor de la córnea la fuerza antagonista ejercida por la córnea durante la deformación elástica, y tenerla en cuenta al deducir la presión interna del ojo como factor de influencia.
- 20
- 25

De modo alternativo o adicional a la determinación del espesor de la córnea como factor de influencia se puede deducir de las tomografías de la córnea también la curvatura de la córnea. También la curvatura de la córnea influye en los resultados de la medición y por lo tanto se debería tener en cuenta al deducir la presión interna del ojo.

- 30 En principio es indiferente con qué método de medición se mida la presión interna del ojo propiamente dicha y se deduzca en el sistema de análisis. Por ejemplo se pueden emplear para ello los conocidos métodos de luz reflejada, en cuyo caso las tomografías captadas según la invención se pueden emplear por ejemplo solo para corregir la influencia que se produce debido a la deformación elástica de la córnea. Sin embargo es especialmente ventajoso si a partir de las tomografías de la córnea deformada se deduzca también la presión interna del ojo. Y es que estas tomografías representan con extraordinaria exactitud la deformación de la córnea causada por el dispositivo de accionamiento y con ello contienen las informaciones gráficas requeridas para la deducción de la presión interna del ojo. Así por ejemplo se pueden captar durante la deformación de la córnea una pluralidad de tomografías sucesivas como series de imágenes, de modo que durante la fase de análisis de la imagen que sigue a continuación se pueda extraer la tomografía que presente la máxima deformación de la córnea. A partir de esta imagen de la córnea con la mayor deformación y teniendo en cuenta el espesor de la córnea se puede deducir de forma sencilla la presión interna del ojo.
- 35
- 40

- En principio es indiferente la forma en que resulten posibles técnicamente las imágenes de tomografía de la córnea. Es especialmente ventajoso si el sistema de observación comprende un proyector de haz de luz paralela mediante el cual se pueda proyectar sobre la córnea un haz de luz paralela. Esta clase de proyectores de haces de luz paralela ya son conocidos por la oftalmología. El principio de iluminación necesario del proyector de haz de luz paralela se basa en que los medios refractivos de la antecámara del ojo no son totalmente transparentes sino que en ellos tiene lugar una clara dispersión, en particular en la parte de luz visible de onda corta. Esto da lugar a que un rayo de luz concentrado, es decir en este caso el haz de luz paralela proyectado que se envía a través de los medios ópticos del ojo, hace visibles las estructuras del ojo y en particular la córnea en forma de tomografía, en el caso de una observación lateral, ya que al atravesar la luz los distintos materiales, en particular al atravesar la córnea, sufre una dispersión de distinta intensidad. El rayo de luz en forma de haz paralelo genera de este modo un plano de imagen que pasa en sección a través del cuerpo del ojo, de modo que las tomografías que se pueden captar con el sistema de observación están situadas precisamente en este plano de imagen definido por el haz de luz paralela.
- 45
- 50

- Para poder registrar las tomografías iluminadas por el haz de luz paralela, el sistema de observación debería comprender un dispositivo de toma de imágenes que esté dispuesto de tal modo que se pueda captar al menos en parte el plano de imagen iluminado por el proyector de haz de luz paralela.
- 55

Para incrementar la calidad de la imagen se puede situar entre la córnea y el dispositivo de toma de imágenes por lo menos un objetivo, es decir un conjunto de lentes. Con este conjunto de lentes se reproduce el plano de imagen

de la córnea iluminado por el proyector de haz de luz paralela sobre un plano de toma de imágenes en el dispositivo de toma de imágenes.

5 Con el fin de conseguir una gran nitidez de profundidad en las tomografías, el plano de imagen en la córnea iluminado por el proyector de haz de luz paralela debería corresponder al plano principal del sistema de lentes entre la córnea y la toma de imágenes (plano del objetivo) y el plano de toma de imágenes del dispositivo de toma de imágenes de la condición Scheimpflug. Esta regla desarrollada por el fotógrafo Scheimpflug especifica que el plano de imagen, el plano del objetivo y el plano de la toma de la imagen estén situados angularmente de tal modo que se corten en un eje común. Al bascular el plano de toma de imagen con relación al plano del objetivo se puede situar el plano de la imagen en una posición cualquiera en el espacio, pudiendo captarse en la zona de enfoque puntos de imagen que en el caso de un plano de imagen vertical no se pueden reproducir al mismo tiempo con la misma nitidez.

10 Para la deformación sin contacto de la córnea es especialmente ventajoso si con el dispositivo de accionamiento se puede aplicar sobre la superficie de la córnea un impulso de flujo de un medio gaseoso, en particular de aire. La molestia para el paciente causada por un chorro de aire de esta clase es relativamente reducida y por su brevedad no se percibe como muy molesta.

15 En cuanto a diseño el dispositivo de accionamiento se puede realizar de modo que esté prevista una cámara de presión con un orificio de tobera orientado hacia el ojo que se trata de investigar. Incrementando brevemente la presión en la cámara de presión, el gas que se encuentra en el interior de la cámara de presión fluye a través del orificio de tobera y forma de este modo el impulso de flujo deseado sobre la superficie del ojo. El aumento de presión en la cámara de presión se puede producir por ejemplo por el hecho de que se mueva un punzón de accionamiento mecánico dentro de un orificio cilíndrico de la cámara de presión.

20 Con el fin de poder correlacionar la deformación de la córnea con la intensidad del impulso de flujo se debería prever en o junto a la cámara de presión un sensor, por ejemplo un sensor de presión mediante el cual se pueda medir de forma directa o indirecta la intensidad del impulso de flujo. Si se mide por ejemplo el aumento de la presión interior de la cámara de presión mediante un sensor de presión se puede deducir de esta variación de presión indirectamente la intensidad del impulso de flujo, si se conoce el diámetro del orificio de la tobera. Este valor de medición se puede introducir entonces también en el dispositivo de análisis, teniéndolo allí en cuenta durante el cálculo de los restantes parámetros de medición.

25 Con el fin de permitir realizar una medición lo más exacta posible de la deformación de la córnea, el recorrido de los rayos de un haz de luz paralela debería transcurrir en dirección coaxial al eje longitudinal del impulso de flujo, al incidir sobre la córnea.

Esto se puede realizar especialmente si el recorrido del rayo del haz de luz paralela pasa a través del dispositivo de accionamiento.

30 En los puntos de paso del recorrido del rayo a través del dispositivo de accionamiento se deberán prever o bien unas escotaduras, especialmente como la que está formada por el orificio de la tobera, o unos materiales transparentes que puedan ser atravesados por la luz del proyector de haz de luz paralela.

Como alternativa se puede prever también un sistema óptico de reenvío mediante el cual se haga pasar el recorrido del rayo del proyector de haz de luz paralela a lo largo del dispositivo de accionamiento y del orificio de la tobera.

35 En principio es indiferente que clase de dispositivo de toma de imágenes se utilice para obtener las tomografías. Para ello es especialmente ventajoso si se trata de un dispositivo de toma de imágenes de alta velocidad mediante el cual se puedan tomar en una secuencia de imágenes rápida las tomografías, de modo que durante la deformación de la córnea resulte posible tomar varias tomografías. Mediante el análisis de esta secuencia de imágenes que muestra la córnea desde el principio de la deformación pasando por el máximo de deformación hasta el final de la deformación se pueden deducir con gran exactitud los parámetros de medida deseados.

40 Para esto es especialmente preferente si como dispositivo de toma de imágenes está previsto un sensor de vídeo que retransmita los datos de las imágenes de las tomografías en forma de una señal de vídeo. La señal de vídeo se debería generar para ello preferentemente en formato digital, o haber sido convertida a un formato digital desde un formato analógico, ya que la señal de vídeo digital se puede analizar muy bien en las instalaciones conocidas de tratamiento de datos empleando para ello sistemas conocidos de tratamiento de imágenes.

45 Como sensores de vídeo se pueden emplear en particular chips CCD o chips CMOS, ya que estos permiten unas tomas de imagen de alta resolución y al mismo tiempo están disponibles a precios económicos. En las tomografías de la córnea según la invención no se tiene que tratar forzosamente de imágenes enteras en las que esté representado gráficamente el tramo de córnea que se ha tomado, en su totalidad. Más bien se pueden emplear también cámaras de líneas o también varias cámaras de líneas dispuestas unas junto a otras como sensor de vídeo. Las cámaras de líneas se deberán disponer para ello en el plano de la toma de la imagen de tal modo que la reproducción de la córnea se reproduzca de tal modo en la cámara de líneas que se pueda reconocer la deformación de la córnea por medio de las cámaras de líneas.

Como alternativa al empleo de cámaras de líneas se pueden emplear naturalmente también cámaras de superficie, por ejemplo chips CCD extensos o chips CMOS como sensores de vídeo.

Para simplificarle al médico que realiza el tratamiento la orientación del ojo que se trata de analizar en el sistema de análisis, el sistema de análisis puede presentar una cámara de preparación.

- 5 En los dibujos está representada esquemáticamente una forma de realización de la invención que se explica a continuación a título de ejemplo.

Las figuras muestran:

la fig. 1: la disposición de un sistema de análisis según la invención para medir la presión intraocular;

la fig. 2: el plano de la tomografía de un ojo representado esquemáticamente con la córnea sin deformar;

- 10 la fig. 3: el plano de la tomografía del ojo según la figura 2 estando la córnea deformada y la disposición de la zona de imagen de una cámara plana;

la fig. 4: el plano de tomografía según la figura 2 con la córnea deformada y la disposición de la zona de imagen con varias cámaras de línea.

- 15 El sistema de análisis 01 representado esquemáticamente en la figura 1 sirve para investigar un ojo 02 representado esquemáticamente. Con el sistema de análisis 01 se puede medir en particular la presión interna del ojo 02 y el espesor de la córnea 03.

- 20 Para poder determinar la presión interna del ojo 02 es necesario deformar ligeramente la córnea 03. Para ello sirve un dispositivo de accionamiento 04. El dispositivo de accionamiento 04 comprende una cámara de presión cerrada 05 que en su lado orientado hacia el ojo 02 presenta un orificio de tobera 06. Para aumentar la presión interna en la cámara de presión 05 sirve un émbolo 07 que por el accionamiento de un árbol 08 se puede desplazar hacia arriba y hacia abajo dentro de la cámara de presión 05. Si se introduce el émbolo 07 con un movimiento de ajuste rápido en el interior de la cámara de presión 05 entonces el aire que se encuentra en la cámara de presión 05 es desplazado hacia el exterior a través del orificio de la tobera 06, produciendo de este modo un impulso de flujo que incide sobre la córnea 03 y la deforma sin contacto. Para poder medir la intensidad del impulso de presión está previsto en la cámara de presión 05 un sensor de presión 09 mediante el cual se puede medir el incremento de la presión interior en la cámara de presión 05. A partir de estos valores de presión se puede deducir entonces la intensidad del impulso de flujo que a través del orificio de la tobera 06 incide sobre la córnea 03.

- 30 Para poder orientar el ojo 02 en posición correcta con respecto al dispositivo de análisis 01 se emplea una cámara de preparación 10. Con la cámara de preparación 10 se puede enfocar el ojo 02 a través de una cubierta transparente 11 de la cámara de presión 05 y a través del orificio de la tobera 06, de modo que el médico que realiza el tratamiento pueda evaluar la orientación correcta del ojo 02 respecto al dispositivo de análisis 01. Para poder inmovilizar el ojo 02 en la posición deseada durante la investigación está prevista una luz de fijación 12, cuya luz visible se dirige por medio de los espejos 13, 14 y 15 sobre el ojo 02 por medio del dispositivo de accionamiento 04. Los espejos 13 y 15 están realizados de tipo semitransparente.

- 35 En el sistema de análisis 01 está previsto además un proyector de haz de luz paralela 16 mediante el cual se puede proyectar un haz de luz paralela sobre la córnea 03. En el proyector de haz de luz paralela 16 se genera la luz mediante un medio luminoso 17 y se forma un haz de luz paralela mediante un diafragma de rendija 18. Como medio luminoso en el proyector del haz de luz paralela 16 se pueden emplear lámparas de alta presión de xenón o diodos luminosos adecuados.

- 40 Mediante el haz de luz paralela generado en el proyector de haz luminoso paralelo 16 se ilumina el ojo 02 en un plano de sección que transcurre a lo largo del eje óptico principal 19, en dirección perpendicular al plano de imagen de la figura 1. Esta clase de tomografías están representadas esquemáticamente en la figura 2 a la figura 4.

- 45 Para la observación y toma de imagen antes, durante y después de la deformación sirve un dispositivo de toma de imágenes 20 mediante el cual se pueden observar los planos de sección iluminados por medio del haz de luz paralela, bajo un determinado ángulo. Entre el dispositivo de toma de imágenes 20 y el ojo 02 está situado para esto un objetivo 21 de tal modo que se puedan tomar imágenes de Scheimpflug de los planos de sección de la córnea iluminados por medio del haz de luz paralela. En el dispositivo de toma de imágenes 20 un chip CCD o un chip CMOS sirve de sensor de vídeo cuyos datos de imagen se retransmiten a una instalación de análisis 24, que en cuanto a software está instalada en un PC industrial.

- 50 Las figuras 2 a 3, el ojo 02 está representado esquemáticamente en el plano de tomografía iluminado por el proyector de haz de luz paralela 16. Para ello la figura 2 muestra el ojo 02 con la córnea 03 sin deformar. El espesor de la córnea 03 se puede deducir mediante el tratamiento de los datos de imagen de las imágenes tomadas con el dispositivo de imágenes 20 y se puede tener en cuenta al calcular la presión interna del ojo.

5 La figura 3 muestra la zona rodeada por una línea de trazos que se puede captar mediante el vídeo sensor CCD o CMOS instalado en el dispositivo de toma de imágenes 20. La zona de imagen comprende una superficie rectangular que rodea en su centro a la córnea 03. Durante la deformación de la córnea 03 se toman mediante el dispositivo de toma de imágenes varias tomografías, y a continuación mediante el tratamiento de los datos de imagen procedentes de la secuencia de imágenes de la córnea deformada 03 y teniendo en cuenta el espesor de la córnea 03 y los datos de medición del sensor de presión 09 se deduce la presión interna del ojo.

10 Como alternativa a una cámara plana se pueden emplear en el dispositivo de toma de imágenes 20 también una o varias cámaras de líneas. La zona de imagen 23 de estas cámaras de línea está representada esquemáticamente en la figura 4.

REIVINDICACIONES

1. Sistema de análisis oftálmico (01) para la medición de la presión intraocular en un ojo (02), con
- 5 a) un dispositivo de accionamiento (04) para la deformación sin contacto de la córnea (03),
- b) un sistema de observación (20, 21) mediante el cual se puede observar y se puede registrar la deformación de la córnea,
- c) una instalación de análisis (24) mediante la cual se puede deducir de las informaciones gráficas del sistema de observación (20, 21) la presión intraocular, para lo cual se toman mediante el sistema de observación (20, 21) tomografías de al menos partes de la córnea (03) deformada y/o sin deformar,
- caracterizado porque**
- 10 la instalación de análisis (24) está preparada de tal modo que a partir de las tomografías de la córnea (03) se determina la dispersión de la luz de la córnea (03), empleándose en la dispersión de la luz de la córnea (03) como medida para deducir la elasticidad de la córnea (03), y donde la elasticidad de la córnea (03) deducida de la dispersión de la luz se tiene en cuenta como factor de influencia al deducir la presión intraocular.
2. Sistema de análisis según la reivindicación 1,
- 15 **caracterizado porque**
- en la instalación de análisis (24) se deduce a partir de las tomografías de la córnea (03) el espesor de la córnea (03).
3. Sistema de análisis según la reivindicación 1,
- caracterizado porque**
- en la instalación de análisis (24) se deduce de las tomografías de la córnea (03) la curvatura de la córnea (03).
- 20 4. Sistema de análisis según una de las reivindicaciones 2 a 3,
- caracterizado porque**
- al deducir la presión intraocular se tiene en cuenta con factor de influencia el espesor de la córnea (03) y/o la curvatura de la córnea (03).
5. Sistema de análisis según una de las reivindicaciones 1 a 4,
- 25 **caracterizado porque**
- en la instalación de análisis (24) se deduce a partir de las tomografías de la córnea deformada (03), en particular de una serie de tomografías de la córnea (03), la presión intraocular en el ojo (02).
6. Sistema de análisis según una de las reivindicaciones 1 a 5,
- caracterizado porque**
- 30 el sistema de observación (20, 21) actúa juntamente con un proyector de haz de luz paralela (16) mediante el cual se proyecta un haz de luz paralela sobre la córnea (03), estando situadas las tomografías que se vayan a tomar con el sistema de observación (20, 21) en un plano de imagen iluminado por el proyector de haz de luz paralela.
7. Sistema de análisis según la reivindicación 6,
- caracterizado porque**
- 35 el sistema de observación (20, 21) comprende una instalación de toma de imágenes (20) mediante el cual se capta la córnea (03) al menos en parte en el plano de imagen iluminado por el proyector de haz de luz paralela (16).
8. Sistema de análisis según la reivindicación 7,
- caracterizado porque**
- 40 entre la córnea (03) y la instalación de toma de imágenes (20) está situado por lo menos un objetivo (21) mediante el cual se reproduce el plano de imagen de la córnea (03) iluminado por el proyector de haz de luz paralela (16) sobre un plano de toma de imágenes en la instalación de toma de imágenes (20).
9. Sistema de análisis según la reivindicación 8,

caracterizado porque

5 el plano de imagen de la córnea (03) iluminado por el proyector de haz de luz paralela (16) y el plano del objetivo (21) dispuesto entre la córnea (03) y la instalación de toma de imágenes (20) así como el plano de toma de imágenes en la instalación de la toma de imágenes (20) están dispuestos angularmente de tal modo que el plano de imagen de la córnea (03) se reproduce sobre el plano de toma de imágenes en la instalación de toma de imágenes (20) de acuerdo con la condición de Scheimpflug.

10. Sistema de análisis según una de las reivindicaciones 1 a 9,

caracterizado porque

10 con el dispositivo de accionamiento (04) se aplica para la deformación de la córnea (03) un impulso de flujo de un medio gaseoso, en particular de aire, sobre la superficie de la córnea.

11. Sistema de análisis según la reivindicación 10,

caracterizado porque

15 en el dispositivo de accionamiento (04) está prevista una cámara de presión (05) transparente al menos en parte, con un orificio de tobera (06) orientado hacia el ojo que se trata de investigar, donde mediante el aumento de la presión en la cámara de presión (05) se genera un impulso de flujo orientado sobre el ojo.

12. Sistema de análisis según la reivindicación 11,

caracterizado porque

20 dentro de o junto a la cámara de presión (05) está previsto un sensor (09) para la medición directa o indirecta de la intensidad del impulso de flujo.

13. Sistema de análisis según una de las reivindicaciones 10 a 12,

caracterizado porque

el recorrido de los rayos del haz de luz paralela generado por el proyector de haz de luz paralela (16) transcurre al incidir sobre la córnea (03) en dirección coaxial al eje longitudinal del impulso de flujo del medio gaseoso.

14. Sistema de análisis según una de las reivindicaciones 10 a 13,

25 **caracterizado porque**

la trayectoria del rayo del haz de luz paralela generado por el proyector de haz de luz paralela (16) transcurre a través de la instalación de accionamiento (04), presentando una instalación de accionamiento (04) en los puntos de paso de la trayectoria del rayo unas escotaduras (06) o está allí fabricado de material transparente (11).

15. Sistema de análisis según la reivindicación 14,

30 **caracterizado porque**

la trayectoria del rayo del haz de luz paralela generado por el proyector de haz de luz paralela (16) transcurre a través del orificio de la tobera (06).

16. Sistema de análisis según una de las reivindicaciones 10 a 13,

caracterizado porque

35 antes y/o después del orificio de la tobera está situado en la cámara de presión un sistema óptico de reenvío mediante el cual se puede hacer pasar la trayectoria del rayo del proyector de haz de luz paralela por el orificio de la tobera.

17. Sistema de análisis según una de las reivindicaciones 1 a 16,

caracterizado porque

40 la instalación de toma de imágenes (20) está realizado a modo de una instalación de toma de imágenes de alta velocidad mediante la cual se pueden tomar durante la deformación de la córnea (03) varias tomografías formando una serie de imágenes.

18. Sistema de análisis según una de las reivindicaciones 1 a 17,

caracterizado porque

en la instalación de toma de imágenes (20) está previsto un sensor de vídeo mediante el cual se puede observar y registrar la deformación de la córnea (03), retransmitiendo el sensor de vídeo los datos de imagen correspondientes en forma de una señal de vídeo.

19. Sistema de análisis según la reivindicación 18,

5 **caracterizado porque**

la señal de vídeo se genera o convierte en formato digital.

20. Sistema de análisis según la reivindicación 19,

caracterizado porque

el sensor de vídeo está realizado a modo de un chip CCD o de un chip CMOS.

10 21. Sistema de análisis según una de las reivindicaciones 18 a 20,

caracterizado porque

el sensor de vídeo está formado por lo menos por una cámara de líneas.

22. Sistema de análisis según la reivindicación 21,

caracterizado porque

15 el sensor de vídeo está formado por varias cámaras de línea dispuestas paralelas y distanciadas entre sí.

23. Sistema de análisis según una de las reivindicaciones 18 a 20,

caracterizado porque

el sensor de vídeo está formado por una cámara de superficie.

24. Sistema de análisis según una de las reivindicaciones 1 a 23,

20 **caracterizado porque**

en el sistema de análisis (01) está prevista una cámara de preparación (10) para la alineación del ojo (02) que se trata de investigar, en posición correcta.

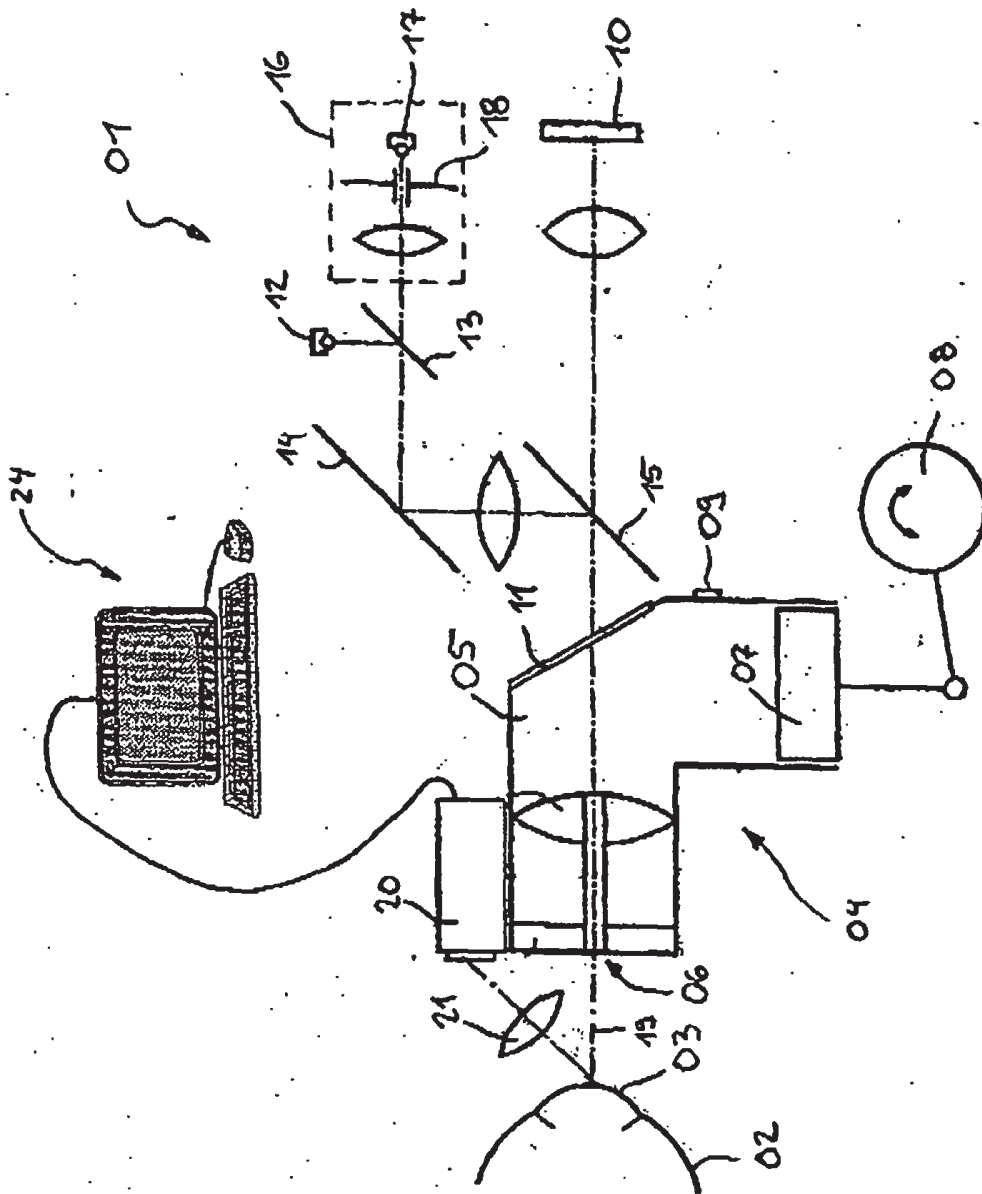


Fig. 1

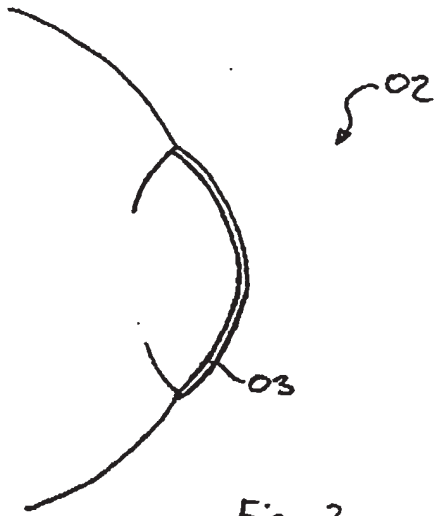


Fig. 2

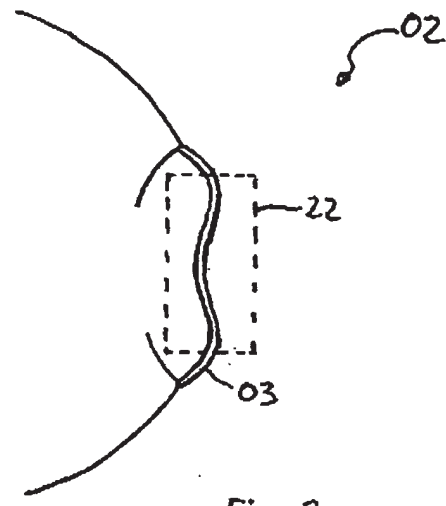


Fig. 3

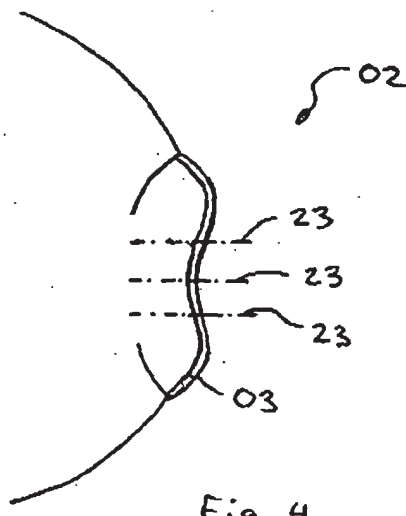


Fig. 4