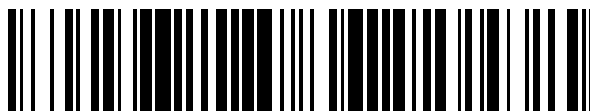


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 388 665**

51 Int. Cl.:  
**A61B 3/107** (2006.01)  
**A61B 3/10** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 96 Número de solicitud europea: **04015868 .5**  
96 Fecha de presentación: **06.07.2004**  
97 Número de publicación de la solicitud: **1512368**  
97 Fecha de publicación de la solicitud: **09.03.2005**

54 Título: **Sistema de análisis oftalmológico**

30 Prioridad:  
**02.09.2003 DE 20313745 U**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**17.10.2012**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**17.10.2012**

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

72 Inventor/es:  
**Köst, Gert, Dipl.-Biologe**

74 Agente/Representante:  
**Carpintero López, Mario**

ES 2 388 665 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).

**DESCRIPCIÓN**

Sistema de análisis oftalmológico

La invención se refiere a un sistema de análisis oftalmológico para la medición del espesor en un ojo humano según el preámbulo de la reivindicación 1.

5 Los sistemas de análisis de este tipo son de máxima importancia en la oftalmología. Gracias al uso de procedimientos para el procesamiento de imágenes correspondientemente adecuadas, pueden detectarse de forma especialmente efectiva las propiedades significantes del tejido corneal.

10 Unos estudios han mostrado que la medición del espesor de la córnea depende del radio de curvatura de la cornea en la zona de medición. Dicho de otro modo, esto significa que la medición hasta ahora conocida del espesor del tejido corneal presenta un error de medición, que aumenta a medida que la curvatura real de la cornea se desvía en la zona de medición del valor de referencia predeterminado en el sistema de análisis.

15 Por el documento EP 1 138 257 A1 se conoce un sistema de análisis oftalmológico que está formado por un paquímetro y un queratómetro. El queratómetro dispone de un dispositivo de proyección con un disco de plácido y un sistema de observación realizado como cámara. El paquímetro dispone de otro dispositivo de proyección, que está realizado como lámpara de hendidura que gira alrededor de un eje óptico de un ojo y que junto con una cámara forma otro sistema de observación que trabaja según el principio de Scheimpflug. El paquímetro y el queratómetro están realizados como dos aparatos separados, pudiendo hacerse cálculos con los datos de medición de los dos aparatos en un ordenador externo para determinar el espesor de la cornea del ojo.

20 Partiendo de este estado de la técnica, la presente invención tiene el objetivo de poner a disposición un sistema de análisis oftalmológico, con el que pueda aumentarse la precisión de medición y la velocidad de medición.

Este objetivo se consigue mediante un sistema de análisis según la exposición de la reivindicación 1.

Las reivindicaciones subordinadas hacen referencia a formas de realización ventajosas de la invención.

25 La invención está basada en la idea básica de combinar los sistemas de análisis paquimétricos conocidos en un aparato con otro sistema de análisis, con el que pueda medirse la curvatura del tejido corneal. Gracias a ello se consigue determinar en un solo examen del paciente en un aparato tanto el espesor del tejido corneal como la curvatura del tejido corneal en la zona de medición. La curvatura del tejido corneal se usa también al derivar el valor de medición para el espesor del tejido corneal de las informaciones de imágenes, de modo que quedan excluidos errores de medición en la derivación del espesor del tejido corneal por desviaciones de la curvatura supuesta del tejido corneal.

30 El primer dispositivo de proyección para el examen de la cornea está realizado según la invención a modo de una lámpara de hendidura. La iluminación del tejido corneal con una hendidura de luz ha dado muy buenos resultados al examinar el espesor de la cornea.

35 Una definición en profundidad especialmente elevada de los datos de imágenes captados mediante el primer sistema de observación se consigue según la invención porque mediante una disposición correspondiente con ángulos intermedios se forma un sistema Scheimpflug a partir del primer dispositivo de proyección y del primer sistema de observación.

40 Además, es especialmente ventajoso que la trayectoria de los rayos de la lámpara de hendidura se desvía 90° al menos una vez en un elemento reflector, en particular, respectivamente 90° en dos elementos reflectores. De este modo es posible realizar una estructura de aparato muy compacta, puesto que la trayectoria de los rayos de la lámpara de hendidura puede ser plegada mediante una desviación correspondiente.

Una disposición fija de la lámpara de hendidura hace que haya un ajuste muy preciso del diafragma de hendidura, de modo que queden excluidos errores de medición por desviaciones no deseadas del diafragma de hendidura.

Según la invención, el segundo dispositivo de proyección, el segundo sistema de observación y el dispositivo de análisis forman junto un queratómetro.

45 Para la medición de la curvatura de la cornea con el queratómetro puede proyectarse una marca de medición definida en la cornea y puede medirse la distorsión de la marca de medición que se produce en la cornea debido a la curvatura. Es especialmente adecuada como marca de medición la combinación de dos puntos luminosos colimados y una franja luminosa sustancialmente circular, no colimada.

50 Para generar los puntos luminosos colimados, en el queratómetro pueden estar previstos por ejemplo dos tubos cilíndricos, en cuyo interior está dispuesto un diodo luminiscente como medio luminoso, estando dispuesta delante del diodo luminiscente al menos una lente para generar la luz colimada.

5 Para generar la franja luminosa circular, no colimada, puede usarse un elemento conductor de luz cilíndrico circular. En el lado posterior del elemento conductor de luz, por ejemplo de una tira de plástico conductora de luz, la luz se acopla en el lado frontal o en la superficie lateral del cilindro mediante iluminación con un medio luminoso. En el lado frontal delantero del elemento conductor de luz, la luz vuelve a salir y se proyecta según la forma cilíndrica circular del elemento conductor de luz como franja luminosa circular, no colimada en la cornea. Como medio luminoso para acoplar la luz en el elemento conductor de luz pueden usarse diodos luminiscentes especiales.

10 Para poder procesar o almacenar de forma sencilla los datos de imágenes observados mediante el primer sistema de observación o el segundo sistema de observación, es especialmente ventajoso usar para la toma de imágenes sensores video correspondientemente adecuados, que pueden transmitir los datos de imágenes en forma de una señal de video a unidades funcionales dispuestas a continuación, por ejemplo un sistema de procesamiento de imágenes.

15 Para permitir un procesamiento de imágenes digital, la señal de video debería generarse preferiblemente en un formato de datos digital o, si los datos de imágenes se registran de forma analógica, debería convertirse en un formato de datos digital.

20 Para el cálculo del espesor del tejido corneal de la curvatura del tejido corneal a partir de los datos de imágenes registrados, debería usarse preferiblemente un sistema de procesamiento de imágenes digital, que puede estar instalado por ejemplo en un PC estándar.

Como sensores video han dado buenos resultados, en particular, las llamadas cámaras de chip, por ejemplo chips CMOS o chips CCD.

25 Para la medición del espesor del tejido corneal, el ojo que ha de ser examinado debe orientarse lo más exactamente posible respecto a la óptica de observación. Gracias al uso del sensor de video del segundo sistema de observación, que sirve en principio para la medición de la curvatura de la cornea, como cámara de ajuste, puede prescindirse de una cámara de ajuste separado.

30 Las unidades funcionales previstas en el sistema de análisis según la invención permiten, además, usar este sistema al mismo tiempo como pupilómetro para la medición de la reacción de la pupila en función del tiempo. Aparte de un software correspondientemente adecuado para el procesamiento de imágenes, no se necesitan otras unidades funcionales ópticas adicionales para la pupilometría.

35 La posición de la pupila podría usarse, en particular, también para determinar la posición de corte, es decir, la posición relativa del ojo sometido a examen respecto al aparato. De este modo, el pupilómetro puede usarse, por consiguiente, también como sistema de centraje para el posicionamiento del ojo sometido a examen.

Es especialmente ventajoso que el sistema de análisis esté alojado en una carcasa que puede acoplarse a un soporte de aparato. De este modo puede prescindirse de un soporte de aparato independiente para el posicionamiento del sistema de análisis delante del ojo sometido a examen. En lugar de ello, se usa para este fin un soporte de aparato estándar, como está previsto de por sí en muchos consultorios oftalmológicos.

Una forma de realización de la invención está representada de forma esquemática en los dibujos y se explicará a continuación a título de ejemplo.

Muestran:

- La Figura 1** un sistema de análisis oftalmológico en una vista en perspectiva;
- la Figura 2** el sistema de análisis según la **Figura 1** en una vista lateral;
- 40 **la Figura 3** el sistema de análisis según la **Figura 1** en una vista desde arriba;
- la Figura 4** el sistema de análisis según la **Figura 1** en una vista de frente;
- la Figura 5** el sistema de análisis según la **Figura 1** en corte transversal a o largo de la línea de corte I-I;
- la Figura 6** el sistema de análisis según la **Figura 1** en corte transversal a o largo de la línea de corte II-II.

45 En la **Figura 1** está representado en una vista en perspectiva un sistema de análisis oftalmológico 01 para el examen combinado de un ojo de un paciente. El sistema de análisis 01 es una carcasa 23 formada por varias partes, con distintas partes montadas y puede acoplarse a un soporte de aparato correspondientemente adecuado, que no está representado.

50 Para un tipo de examen, en el que se mide el espesor del tejido corneal del ojo A, en el sistema de análisis 01 está previsto un primer dispositivo de proyección 02 a modo de una lámpara de hendidura. A continuación, se explicará más detalladamente la función del primer dispositivo de proyección 02. El sistema de medición para la medición del espesor de la cornea se completa con un primer sistema de observación 03, que está realizado a modo de un

sistema de cámara Scheimpflug.

5 El sistema de medición queratométrico para la medición de la curvatura del tejido corneal presenta un dispositivo de proyección, con el que pueden proyectarse dos puntos luminosos colimados y una franja luminosa sustancialmente circular, no colimada en el ojo A. Para generar los puntos luminosos colimados, están previstos dos tubos 04 y 05 orientados hacia el punto de intersección de los distintos ejes de los rayos, en cuyo interior un diodo luminiscente 10 genera en cooperación con una lente 11 un rayo de luz colimado. Los dos rayos de luz pasan por un anillo de objetivo 06 a dos escotaduras 07 previstas para ello y se proyectan de este modo en el ojo sometido a examen A. La franja luminosa circular, no colimada se genera mediante un elemento conductor de luz 08 cilíndrico circular. El elemento conductor de luz 08 se ilumina en su lado posterior con diodos luminiscentes 12, de modo que en el lado 10 frontal delantero, en frente del ojo sometido a examen A, la luz acoplada al elemento conductor de luz 08 puede salir en forma de una franja luminosa circular. El sistema de medición queratométrico se completa mediante un segundo sistema de observación 09.

En la **Figura 2**, la **Figura 3** y la **Figura 4**, el sistema de análisis 01 está representado en distintas vistas desde distintos ángulos de visión.

15 Con ayuda del corte transversal en la **Figura 5**, se explicará brevemente el funcionamiento del sistema de medición queratométrico. En los tubos 04 y 05 está previsto respectivamente un diodo luminiscente 10, delante del cual está dispuesta respectivamente una lente 11. De este modo se generan en los tubos 04 y 05 rayos de luz colimados, que se proyectan a través de las escotaduras 07 en el anillo de objetivo 06 en el ojo sometido a examen A. Para generar la franja luminosa cilíndrica circular, no colimada, un elemento conductor de luz 08 cilíndrico circular está insertado de tal modo en el anillo de objetivo 06 que el lado frontal delantero del elemento conductor de luz 08 termina con el lado exterior del anillo de objetivo 06. En el lado posterior del elemento conductor de luz 08 está prevista una pluralidad de diodos luminiscentes 12, que están distribuidos regularmente a lo largo de la circunferencia interior del elemento conductor de luz 08. La luz emitida por los diodos luminiscentes 12 se acopla en la circunferencia interior en el elemento conductor de luz 08 y vuelve a salir en el lado frontal delantero del elemento conductor de luz 08 como franja luminosa cilíndrica circular, no colimada. 20 25

La marca luminosa generada de forma conjunta por los tubos 04 y 05 y el elemento conductor de luz 08 se proyecta en el ojo sometido a examen A.

30 La marca luminosa se reproduce en la cornea y es observada por el sistema de observación 09, que presenta varias lentes 13 y una cámara de chip 14. Los datos de imágenes tomados por la cámara de chip 14 se procesan de forma digital y se transmiten a un sistema de procesamiento de imágenes. En el sistema de procesamiento de imágenes, los datos de imágenes se evalúan de un modo que permite calcular a partir de los datos de imágenes el radio de curvatura de la cornea:

35 En una vista en corte longitudinal según la **Figura 7** está representado de forma esquemática el funcionamiento del sistema de medición para la medición del espesor de la cornea con el dispositivo de proyección 02 y el sistema de observación 03. Como medio luminoso para la lámpara de hendidura en el dispositivo de proyección 02 sirve un diodo luminiscente 15, delante del cual están dispuestas dos lentes 16. Para generar la luz en forma de hendidura está previsto un diafragma de hendidura 17, que contiene una hendidura de luz estrecha. A continuación, el rayo de luz se desvía respectivamente 90° en dos reflectores 18 y 19 y se proyecta mediante un elemento reflector 20 parcialmente azogado en el ojo sometido a examen A. La hendidura de luz proyectada en el ojo A se reproduce mediante las lentes 21 en la cámara de chip 22, de modo que los datos de imágenes digitales allí registrados pueden evaluarse en un sistema de procesamiento de imágenes digital para derivar el espesor de la cornea. 40

**REIVINDICACIONES**

1. Sistema de análisis oftalmológico (01) para la medición del espesor del tejido corneal en un ojo sometido a examen (A) con un primer dispositivo de proyección (02), que está realizado a modo de una lámpara de hendidura, de modo que pueden iluminarse zonas definidas del tejido corneal con una hendidura de luz, cooperando el primer dispositivo de proyección (02) con un primer sistema de observación (03), mediante el cual pueden observarse y registrarse las zonas iluminadas del tejido corneal en un ángulo respecto a la trayectoria de los rayos del primer dispositivo de proyección (02) de tal modo que en un dispositivo de análisis puede derivarse de las informaciones de imágenes del primer sistema de observación (03) el espesor del tejido corneal, estando dispuestos la trayectoria de los rayos del primer dispositivo de proyección (02), una trayectoria de los rayos del primer sistema de observación (03) y un plano de proyección (22) del primer sistema de observación (03) de tal modo que el primer dispositivo de proyección (02) y el primer sistema de observación (03) forman juntos un sistema Scheimpflug y estando previsto en el sistema de análisis (01) un segundo dispositivo de proyección (04, 05, 08), con el que pueden iluminarse zonas definidas del tejido corneal, cooperando el segundo dispositivo de proyección (04, 05, 08) con un segundo sistema de observación (09) mediante el cual pueden observarse y registrarse las zonas iluminadas del tejido corneal de tal modo que en el dispositivo de análisis puede derivarse de las informaciones de imágenes del segundo sistema de observación (09) la curvatura del tejido corneal,  
**caracterizado porque**  
 el segundo dispositivo de proyección, el segundo sistema de observación y el dispositivo de análisis forman juntos un queratómetro, estando preparado el dispositivo de análisis para usar también la curvatura del tejido corneal de las informaciones de imágenes del segundo sistema de observación en la derivación del espesor del tejido corneal de las informaciones de las imágenes del primer sistema de observación, de modo que queden excluidos errores de medición al derivar el espesor del tejido corneal en la zona de medición del primer sistema de observación por desviaciones de una curvatura supuesta.
2. Sistema de análisis según la reivindicación 1,  
**caracterizado porque**  
 la trayectoria de los rayos de la lámpara de hendidura (02) se desvía 90 grados al menos una vez en un elemento reflector (18, 19), en particular, se desvía respectivamente 90 grados en dos elementos reflectores (18, 19).
3. Sistema de análisis según la reivindicación 1 ó 2,  
**caracterizado porque**  
 la lámpara de hendidura (02) está dispuesta de forma fija.
4. Sistema de análisis según una de las reivindicaciones 1 a 3,  
**caracterizado porque**  
 como medio luminoso del primer dispositivo de proyección (02) sirven uno o varios diodos luminiscentes (15).
5. Sistema de análisis según la reivindicación 1,  
**caracterizado porque**  
 con el dispositivo de proyección (04, 05, 08) del queratómetro puede proyectarse una marca de medición definida en la cornea.
6. Sistema de análisis según la reivindicación 5,  
**caracterizado porque**  
 la marca de medición presenta dos puntos luminosos colimados y una franja luminosa sustancialmente circular, no colimada.
7. Sistema de análisis según la reivindicación 6,  
**caracterizado porque**  
 los puntos luminosos colimados son generados respectivamente por un diodo luminoso (10) dispuesto en un tubo (04, 05), delante del cual está dispuesto al menos una lente (11).
8. Sistema de análisis según la reivindicación 6 ó 7,  
**caracterizado porque**  
 la franja luminosa circular, no colimada es generada por un elemento conductor de luz (08) cilíndrico circular, acoplándose la luz de al menos un medio luminoso (15) en el lado frontal posterior y/o en la superficie lateral de cilindro en el elemento conductor de luz y saliendo en el lado frontal delantero del elemento conductor de luz (08).
9. Sistema de análisis según la reivindicación 8,  
**caracterizado porque**  
 como medios luminosos sirven unos diodos luminiscentes (12) distribuidos a lo largo de la circunferencia del elemento conductor de luz (08) cilíndrico circular.
10. Sistema de análisis según una de las reivindicaciones 1 a 9,  
**caracterizado porque**  
 en el primer sistema de observación (03) y/o en el segundo sistema de observación (09) está previsto respectivamente al menos un sensor de video (14, 22), con el que puede observarse y registrarse la cornea,

transmitiendo el sensor de video (14, 22) los datos de imágenes en forma de una señal de video.

11. Sistema de análisis según la reivindicación 10,

**caracterizado porque**

la señal de video se genera en un formato de datos digital o se convierte en un formato de datos digital.

5 12. Sistema de análisis según la reivindicación 11,

**caracterizado porque**

como dispositivo de análisis está previsto un sistema de procesamiento de imágenes digital, con el que puede derivarse de los datos de imágenes digitales el espesor del tejido corneal y/o la curvatura del tejido corneal.

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

**caracterizado porque**

el sensor de video está realizado a modo de una cámara de chip (14, 22).

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

**caracterizado porque**

15 el sensor de video (14) del segundo sistema de observación (09) puede usarse como cámara de ajuste para la alineación del ojo sometido a examen (A) en la posición correcta.

15. Sistema de análisis según una de las reivindicaciones 1 a 14,

**caracterizado porque**

el sistema de análisis (01) puede usarse como pupilómetro.

20 16. Sistema de análisis según la reivindicación 15,

**caracterizado porque**

el pupilómetro puede usarse como sistema de centraje para el posicionamiento del ojo sometido a examen (A).

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

**caracterizado porque**

el sistema de análisis (01) está alojado en una carcasa (23) que puede acoplarse a un soporte de aparato.

25

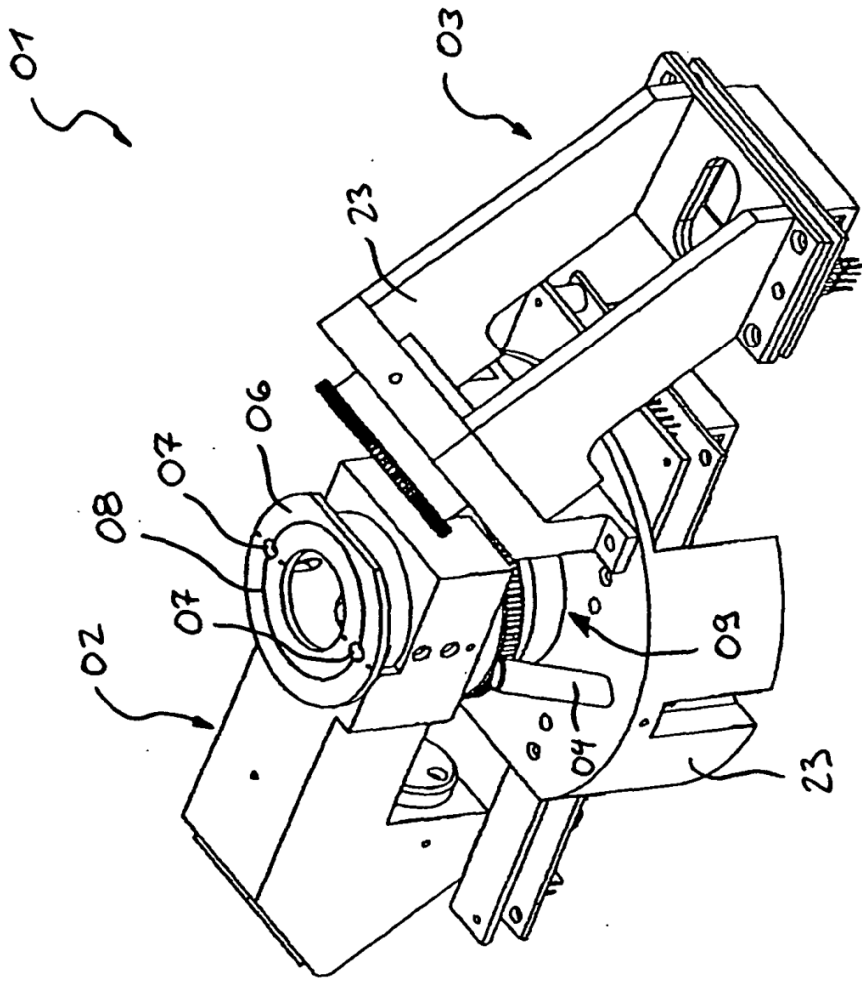


Fig. 1

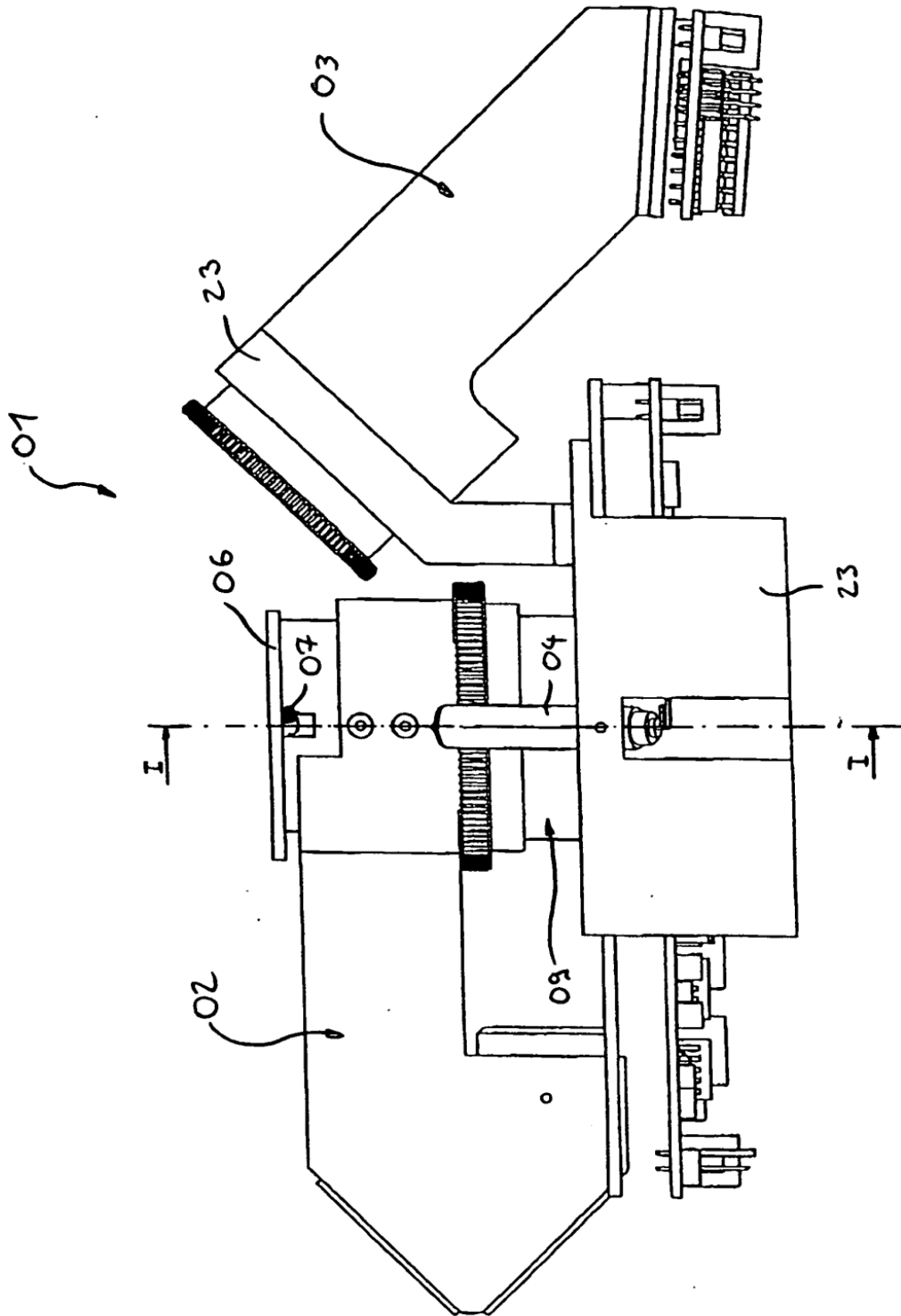


Fig. 2



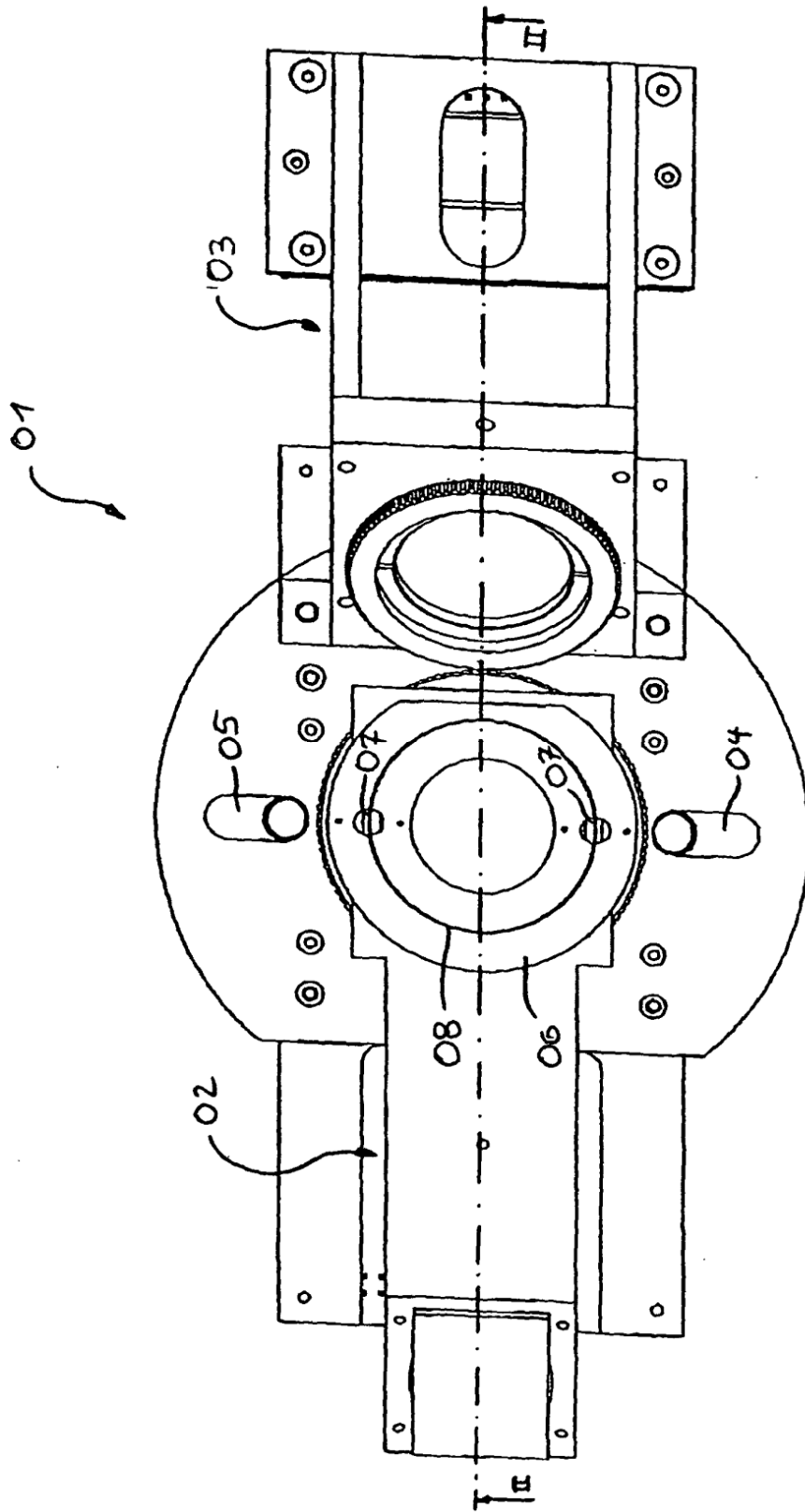


Fig. 3

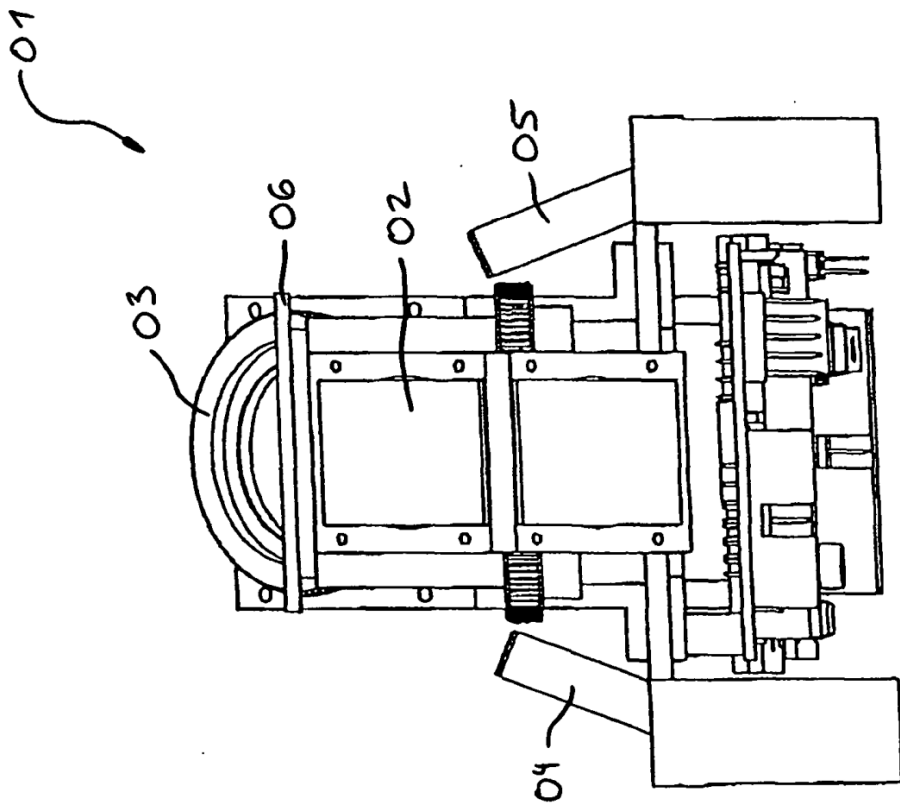


Fig. 4

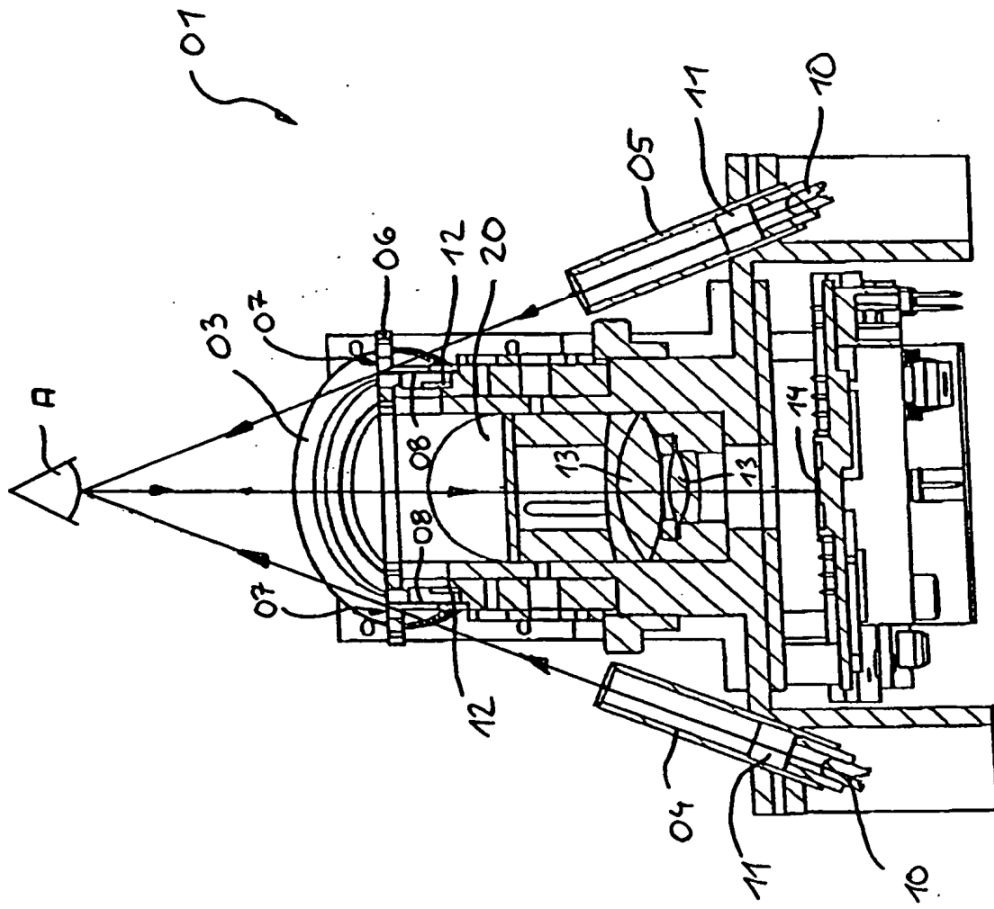


Fig. 5

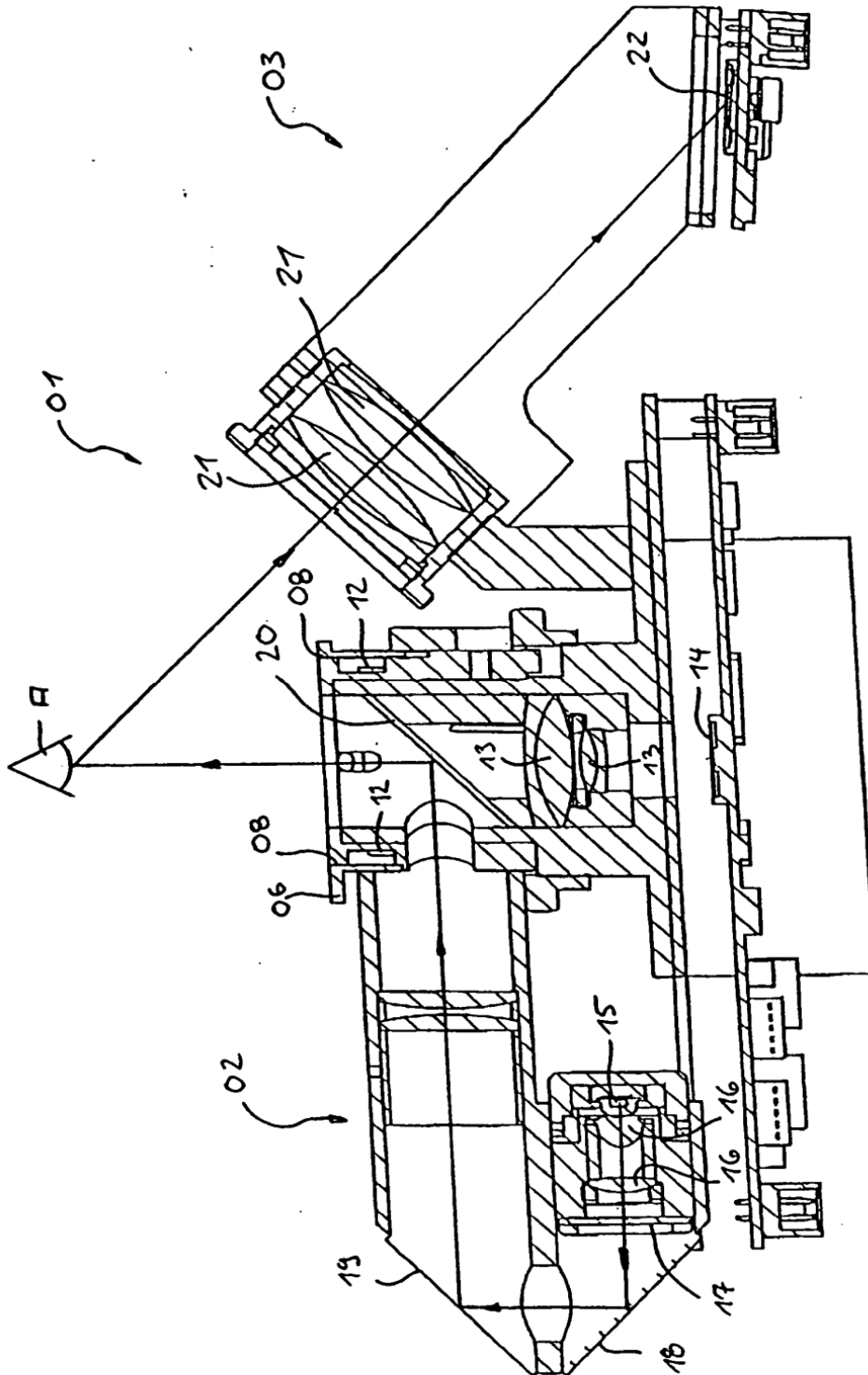


Fig. 6