

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 644 492**

51 Int. Cl.:

**A61F 9/008** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **11.04.2008** **E 08007250 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **23.08.2017** **EP 2108347**

54 Título: **Sistema para la cirugía oftalmológica refractiva**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**29.11.2017**

73 Titular/es:

**WAVELIGHT GMBH (100.0%)  
AM WOLFSMANTEL 5  
91058 ERLANGEN, DE**

72 Inventor/es:

**VOGLER, KLAUS**

74 Agente/Representante:

**LEHMANN NOVO, María Isabel**

**ES 2 644 492 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 para la cirugía oftalmológica refractiva

La invención se refiere a un sistema para la cirugía oftalmológica refractiva.

5 En la cirugía oftalmológica refractiva se varían las propiedades de refracción óptica del ojo, especialmente de la córnea mediante el empleo de rayos láser para corregir o al menos mitigar los defectos de visión. Un ejemplo prominente de la cirugía oftalmológica refractiva es el LASIK en el que el tejido de la córnea se desprende (ablación) para formar de nuevo la córnea para corregir el defecto de visión. Para la ablación del tejido de la córnea se emplea por regla general un láser excimer en la gama de UV (normalmente 193 nm). El rayo láser se conduce en cuanto a  
10 tiempo y lugar por encima del ojo de manera que el tejido se elimine en puntos seleccionados de la córnea en una cantidad determinada. Esta ablación se describe por medio del así llamado perfil de ablación, es decir, el perfil de ablación indica la eliminación (ablación) a llevar a cabo en cada punto de la córnea.

El perfil de ablación se calcula normalmente antes de proceder a la intervención quirúrgica para el ojo a corregir. La base de este cálculo consiste en una medición del ojo en su estado real. Para esta medición del ojo, el estado de la  
15 técnica conoce diferentes métodos, especialmente aparatos de medición topográficos (los así llamados "Topolizer"), analizadores de frente de onda, aparatos de Scheimpflug y también paquímetros.

Una cirugía oftalmológica refractiva con un analizador de frente de onda o un aparato de medición topográfico apenas está en condiciones de resolver adecuadamente pequeñas estructuras locales de la córnea en la gama milimétrica y mucho menos asignarlas de forma definida y localmente exacta para permitir un tratamiento específico.  
20 Con los "Topolizer" tampoco es posible detectar los así llamados "central islands", o sea, las protuberancias en la córnea que proceden con frecuencia de intervenciones quirúrgicas anteriores no muy perfectas de los inicios de las PRK en la gama milimétrica.

Actualmente se está intentando hacer durante la ablación un seguimiento "online" de las diferencias del proceso de ablación deseado, especialmente diferencias basadas en una así llamada "ciclorsión" o en un así llamado "Pupil  
25 Center Shift".

El estado de la técnica se encuentra, por ejemplo, en los documentos:

- EP 1 231 496 A2, que revela un dispositivo quirúrgico óptico basado en la tomografía de coherencia;
- EP 0 697 611 A, EP 1 231 496 A2 que revela un dispositivo quirúrgico óptico basado en la tomografía de coherencia;
- 30 - US 2007/0282313 A1 que revela un procedimiento y un dispositivo para el control de una intervención de córnea con láser con una medición óptica;
- US 2007/0073905 A1 que revela sistemas quirúrgicos y procedimientos de ablación basados en un modelo paramétrico;
- WO 2006/087180 A2 que revela un procedimiento para la elaboración de un programa de ablación, un  
35 procedimiento para la ablación de un cuerpo y medios para la realización del procedimiento;
- DE 103 23 422 A1 que revela un dispositivo y un procedimiento para la medición de una perforación óptica en un tejido y
- EP 1 034 756 A2 que revela un sistema interactivo de corrección para la cirugía oftalmológica con láser.

Con estos procedimientos actualmente conocidos por regla general no es posible detectar con precisión irregularidades locales de la córnea y aplicar en caso de una detección el rayo láser de forma local precisa en sólo  
40 este punto y controlar al mismo tiempo incluso el resultado de ablación.

Desde hace algún tiempo se dispone como procedimiento de medición para la medición sin contacto de tejidos biológicos de la así llamada tomografía óptica de coherencia, compárese, por ejemplo, B. Wolfgang Drexler, Journal of Biomedical Optics, 9(1), 42-74, 2004. Con tomografía óptica de coherencia, especialmente empleando rayos de  
45 banda ancha es posible medir estructuras biológicas muy finas, especialmente con resoluciones del orden de 1 µm y menos.

La invención tiene por objeto proporcionar un sistema del tipo antes indicado que permita mejores resultados de intervención.

Para ello la invención muestra un sistema para la cirugía oftalmológica refractiva según la reivindicación  
50 independiente que se adjunta.

Describimos un sistema para la cirugía oftalmológica refractiva con

- a) un primer láser para la ablación del tejido de córnea,
- b) medios para el control de tiempo y lugar del primer rayo láser sobre el ojo,

c) un dispositivo para una tomografía óptica de coherencia con un segundo rayo láser para la realización de la tomografía óptica de coherencia en el ojo,

d) medios para el control en cuanto a tiempo y lugar del segundo rayo láser sobre el ojo y con

e) un ordenador que

5 e1) durante la ablación de tejido de córnea según un programa controla el primer rayo láser y los medios citados para el control en cuanto a tiempo y lugar del primer rayo láser sobre el ojo para conseguir una neoformación de la córnea,

e2) controla el dispositivo para la tomografía óptica de coherencia y que está programado de manera que antes de iniciar, durante y después de finalizar la ablación del tejido de córnea se realicen mediciones en la córnea y

10 e3) controle en condiciones predeterminables el desarrollo del programa para la ablación del tejido de córnea a continuación de una medición por medio de la tomografía óptica de coherencia en dependencia del resultado de la medición.

Las formas de realización de la invención integran, por lo tanto, en su sistema para la cirugía oftalmológica refractiva un módulo para la tomografía óptica de coherencia (OCT), de manera que los resultados de medición obtenidos  
15 lleguen prácticamente "online" al proceso de la intervención quirúrgica. En especial, la OCT (HHS-OCT) de alta resolución y muy rápida ("high-speed") permite la determinación y la representación de las estructuras de córnea con resoluciones del orden de  $\mu\text{m}$  con una velocidad muy elevada mediante los índices de exploración en la gama de unos pocos MHz a varios GHz, especialmente de hasta 10 GHz e incluso de hasta 100 GHz y con tiempos de medición claramente inferiores a un segundo. De este modo no sólo es posible medir la estructura inicial antes de la  
20 ablación del tejido de córnea y la estructura final de la córnea después de la ablación, sino también realizar entre medias un seguimiento del progreso general del tratamiento y controlar el tratamiento en dependencia de los resultados de medición OCT que se obtienen durante el tratamiento.

En virtud de la integración del módulo OCT en el sistema para la cirugía refractiva es además posible detectar irregularidades determinadas de la córnea, especialmente las así llamadas "central islands" y tenerlas en cuenta  
25 durante el tratamiento. Estas "central islands", es decir, las protuberancias irregulares en la superficie de la córnea, poseen unas dimensiones en la gama de unos pocos milímetros y menos y, por este motivo, apenas se podían detectar o no se podían detectar con los métodos de medición convencionales en la cirugía refractiva. Estas irregularidades tampoco se podían localizar o apenas se podían localizar antes o durante el tratamiento ni direccionar para el control del láser. Lo mismo se aplica también en ocasiones a las irregularidades más finas en  
30 forma de cicatrices que se producen en la superficie de córnea.

Con la tomografía óptica de coherencia de banda ancha es posible detectar tales irregularidades, pudiéndose configurar adecuadamente el perfil de ablación, de manera que, por ejemplo, en la zona de las "central islands" (es decir, protuberancias en la córnea) se elimine de forma localmente específica más tejido de córnea que en otras  
35 zonas de la córnea, de modo que en general se cree una superficie lisa, mientras que en el caso de las cicatrices citadas, la ablación en la zona de estas cicatrices se reduce en tal medida que en el resultado también se crea una superficie de córnea fundamentalmente lisa. Si en el estado de la técnica dichas irregularidades tampoco se reconocen en el resultado de la medición y se han tenido en cuenta en la ablación, éstas se mantenían fundamentalmente en el transcurso de la ablación, dando también lugar a irregularidades correspondientes en o dentro de la córnea tratada.

Con la integración según la invención de la OCT en el sistema para la cirugía oftalmológica refractiva es posible detectar la estructura exacta de la córnea con respecto a la sección transversal, el grosor, la superficie anterior y la superficie posterior y realizar un seguimiento actual (instantáneo) durante el tratamiento. Por esta razón, la presente  
40 publicación revela el cálculo prácticamente en tiempo real ("online") durante el proceso de ablación (es decir, durante la cirugía refractiva) de las respectivas características de reproducción actuales de la córnea como las presentes en ese preciso momento en virtud de la fase de ablación alcanzada, y finalizar la ablación de forma precisa cuando las características de reproducción "online" así calculadas del ojo correspondan a un objetivo deseado que se puede preestablecer. Así ya no son absolutamente necesarias las mediciones topográficas paralelas ni tampoco las mediciones del frente de onda.

El sistema según la invención para la cirugía oftalmológica refractiva prevé que el ordenador esté programado para representar los resultados de medición obtenidos en la tomografía óptica de coherencia antes y/o durante la ablación del tejido de córnea en un dispositivo de visualización. De este modo, el médico que lleva a cabo el tratamiento puede observar prácticamente "online", es decir, casi en tiempo real, el progreso de la ablación en una  
50 representación gráfica. Por ejemplo, se puede mostrar al médico la forma inicial de la córnea (antes del comienzo de la intervención) en la pantalla con una línea (en caso de representación bidimensional) o con una superficie (en caso de representación tridimensional) y representar por debajo sucesivamente de forma correspondiente con una línea o una superficie, por ejemplo, con colores que destaquen, la estructura actual de la córnea durante la intervención. Además en este caso también se puede mostrar opcionalmente al médico la superficie de la córnea por el lado interior del ojo que también se puede medir con la tomografía de coherencia. Esto proporciona ayuda especialmente para evitar los espesores residuales de la córnea demasiado finos. Otras estructuras interesantes del ojo tratado,

como el cristalino y/o la pupila, también pueden medirse con la OCT y representarse en el dispositivo de visualización.

Si el procedimiento antes citado se aplica en el LASIK y se lleva a cabo el así llamado corte de "Flap", por ejemplo, con un láser de femtosegundos, es posible realizar con la OCT un seguimiento del corte que se crea y representarlo en el dispositivo de visualización, pudiéndose determinar así mediante cálculo durante la posterior ablación del tejido de córnea las líneas o superficies anteriormente citadas en la representación gráfica, de manera que se calcule y represente la situación después de doblar el Flap y del supuesto proceso curativo.

La invención prevé un dispositivo de introducción de datos con el que un usuario puede dar instrucciones al ordenador para realizar, en un área seleccionada de los resultados de medición representados de la tomografía óptica de coherencia, una ablación adicional del tejido de córnea con el primer láser o para reducir la ablación de tejido de córnea en un área seleccionada.

La invención también revela el uso de dispositivos extremadamente rápidos para la OCT mediante la utilización de fuentes de radiación de femtosegundos, preferiblemente con índices de repetición del orden de 10 GHz y con preferencia del orden de 100 GHz o más, especialmente el uso de VECSELS o VCSELS (Vertical External Cavity Surface Emitting Laser). Estos diodos láser semiconductores pueden bombearse eléctrica u ópticamente, alcanzando niveles muy altos de potencia y rendimiento a pesar de su tamaño en la gama de los centímetros. Los láseres de fibra de femtosegundos también se pueden utilizar en relación con la invención. La invención también revela el uso de fuentes de radiación como éstas con generación de supercontinuos Fs con anchuras de banda superiores a 100 nm hasta 1000 nm y con índices de repetición superiores a 100 GHz, de manera que se pueda alcanzar un índice de medición extremadamente alto, es decir, se generan imágenes de estructuras de la córnea en, por ejemplo, una pantalla con el mínimo retardo posible en comparación con el estado de la córnea logrado realmente en ese momento durante un proceso de ablación, es decir, el estado real de la córnea se representa de forma gráfica prácticamente en tiempo real (sin retardo de tiempo), pudiendo tratarse también sin retardo mediante cálculo.

En las reivindicaciones dependientes se describen otras configuraciones preferidas del sistema según la invención para la cirugía oftalmológica refractiva.

A continuación se describe con mayor detalle un ejemplo de realización de la invención por medio de los dibujos. Se muestra en la:

Figura 1 esquemáticamente un sistema para la cirugía oftalmológica refractiva;

y

Figura 2 esquemáticamente un dispositivo de visualización para la representación de datos obtenidos con la tomografía óptica de coherencia.

La figura 1 muestra un ojo 10 a tratar con cirugía oftalmológica refractiva, esquemáticamente su córnea 12, el borde de pupila 14 y una así llamada irregularidad 16 de la córnea, aquí en forma de una así llamada "central island", es decir, de una protuberancia en la córnea con dimensiones del orden de mm a  $\mu\text{m}$ .

El sistema presenta de un modo conocido un láser de fijación 18 que emite un rayo láser 18' (débil) y en el que el paciente fija su mirada.

De un modo en sí conocido, el sistema presenta, como en caso de un dispositivo LASIK, un láser UV 20, por ejemplo, un láser excimer que emite una radiación 20' con una longitud de onda de 193 nm que se orienta a través de una lente 22 a unos espejos de escáner 24, 24' y que se dirige al ojo 10 a través de un espejo de desviación 26. De un modo en sí habitual, un ordenador C controla el láser 20 y los espejos de escáner 24, 24' según un perfil de ablación previamente calculado. Con el sistema representado se lleva a cabo de un modo conocido, por ejemplo, un LASIK.

El sistema presenta además un así llamado Eye-Tracker. El Eye-Tracker incluye una cámara 30, con la que se toman imágenes del ojo 10 a través de un espejo de desviación 28 en dirección de la flecha 32 que a continuación se someten, de un modo en sí conocido, a un procesamiento de imágenes para realizar un seguimiento de los movimientos del ojo que el paciente a menudo no puede evitar, a pesar del láser de fijación 18, y para controlar los espejos de escáner 24, 24' para el rayo láser 20' conforme a los movimientos del ojo, de manera que el perfil de ablación se elimine de forma lo más específica posible.

Las imágenes obtenidas digitalmente de la cámara 30 se procesan en el ordenador C y de forma correspondiente el ordenador C controla los espejos de escáner 24, 24' con respecto al rayo de ablación 20'.

En el sistema para el LASIK se integra un dispositivo 34 para la tomografía óptica de coherencia que incluye de un modo en sí conocido un láser correspondiente. El dispositivo 34 para la tomografía óptica de coherencia emite radiación y recibe radiación según la flecha doble 36. La exploración se realiza a través de los espejos de escáner 38, 40. La interacción del ordenador C con los distintos componentes se indica en la figura 1 con líneas y flechas. De forma correspondiente, el ordenador C controla el dispositivo 34 para la tomografía óptica de coherencia y los espejos de escáner correspondientes 38, 40.

El dispositivo 34 para la tomografía óptica de coherencia funciona con índices de exploración del orden de unos pocos MHz hasta índices de exploración del orden de GHz, en función de la fuente de radiación utilizada, de manera que sea posible conseguir tiempos de medición para toda una superficie a medir (es decir, de acuerdo con aproximadamente la zona de ablación de la córnea) claramente inferiores a 1 segundo.

5 La fuente de radiación del dispositivo 34 para la tomografía óptica de coherencia, por ejemplo, un láser, es una fuente de radiación de banda extremadamente ancha con una capacidad de anchura de banda claramente superior a 100 nm y con unos índices de repetición muy elevados superiores a 10 MHz y hasta más de 100 GHz. Esto permite una alta resolución tridimensional del orden de 10  $\mu\text{m}$  y aún mayor. En este caso es posible medir una imagen interesante de una superficie de la córnea, por ejemplo, la superficie actual durante la ablación sucesiva, en  
10 menos de 1 segundo y representarla a través del ordenador C en un dispositivo de visualización D. La radiación de banda ancha con  $\Delta\lambda \gg 100$  nm presenta longitudes de onda centrales  $\lambda$  del orden de 800 a 1300 nm aproximadamente. Por consiguiente, de acuerdo con el ejemplo de realización mostrado, se miden la topografía de la córnea, su espesor, la dilatación de la cámara anterior del ojo y la posición local de las estructuras adyacentes, como el iris y el cristalino, representándose las imágenes geométricas correspondientes de estas estructuras a  
15 través del ordenador C en el dispositivo de visualización D de forma opcional y en la combinación deseada.

En este caso, la resolución de profundidad (normalmente denominada dirección z) también se encuentra en el orden de  $\mu\text{m}$ , por ejemplo, más de 3  $\mu\text{m}$ , mientras que en dirección transversal (normalmente denominada dirección xy) también se alcanzan resoluciones claramente superiores a 10  $\mu\text{m}$ . Por consiguiente es posible detectar eficazmente las subestructuras de la córnea como el epitelio, la membrana de Bowman o la posición del corte microqueratomo  
20 durante el LASIK.

La figura 2 muestra esquemáticamente una representación con estructuras medidas en la OCT en el dispositivo de visualización D según un control por parte del ordenador C. Se muestra la superficie K1 de la córnea existente antes del inicio de la ablación con una primera irregularidad I en forma de un "central island", es decir, de una protuberancia. La protuberancia presenta unas dimensiones del orden de mm hasta  $\mu\text{m}$  (por lo que en la figura se  
25 amplían en gran medida en comparación con las dimensiones de la córnea). Los dos flancos de la protuberancia tienen unos gradientes G1, G2, es decir, elevaciones frente a la superficie adyacente K1 de la córnea 12. En el ejemplo representado, la superficie K1 de la córnea 12 presenta además cicatrices N que también poseen unas dimensiones del orden de mm hasta  $\mu\text{m}$ .

La figura 2 muestra además la superficie teórica K2 de la córnea que se pretende conseguir en virtud de la eliminación calculada del perfil de ablación, es decir, el resultado pretendido de la intervención. La figura 2 también muestra esquemáticamente la superficie interior K3 de la córnea.

Con el dispositivo 34 para la tomografía óptica de coherencia y con el ordenador C que procesa sus resultados de medición se puede generar la curva K1 según la figura 2 y representarla en el equipo de visualización D. En este caso, el ordenador C se programa de manera que detecte las irregularidades citadas con dimensiones del orden de  
35  $\mu\text{m}$  y las resalte conforme a una opción del usuario, por ejemplo, que las represente en color o mediante líneas marcadas. Con procedimientos en sí conocidos del procesamiento de imágenes el ordenador puede "reconocer", en virtud de los gradientes G1, G2, las irregularidades mediante la comparación con valores umbral que se pueden preestablecer y representarlas. Por ejemplo, en el procesamiento de imágenes mediante la comparación de zonas de puntos de medición situadas unas al lado de otras se puede detectar un gradiente G1, G2 que rebasa un valor umbral preestablecido y que indica que en este punto posiblemente exista una irregularidad. Según una configuración preferida, el usuario puede entonces tener la opción de llamar y mostrar una representación ampliada del estado actual de la córnea en esta zona crítica. Esta representación puede repetirse durante la realización de la ablación, es decir, la ablación paso a paso del tejido de córnea capa por capa, de forma continua "online", de manera que el médico pueda seguir en el equipo de visualización D el progreso del tratamiento, es decir, el proceso temporal de la ablación sucesiva del tejido de córnea capa por capa en virtud de las mediciones tomográficas de coherencia. Si, en virtud de las irregularidades, el médico reconoce ciertas áreas problemáticas en las que es necesaria una ablación más intensa o también más débil que la prevista originalmente de acuerdo con el perfil de ablación, éste puede intervenir en el proceso directamente según una configuración preferida. Si, por ejemplo, el médico detecta en la representación una irregularidad correspondiente a una protuberancia I ("central island"), puede  
45 colocar unos marcadores M1, M2 entre los que en este caso se requiere una ablación incrementada del tejido de córnea en comparación con las zonas circundantes de la córnea, pudiendo ajustar debidamente los marcadores M1, M2 por medio de un dispositivo de introducción de datos E para limitar esta zona. Se entiende que estos marcadores deben aplicarse en 3 dimensiones, es decir, que también presentan las mismas dimensiones en la profundidad del plano de dibujo que las existentes en el plano de representación. El médico puede entonces preestablecer por medio  
55 del dispositivo de entrada E la medida de la ablación de tejido adicional en la zona de la irregularidad.

Lo mismo se aplica a la zona de las cicatrices N en la que, si es necesario, la ablación debe reducirse para obtener en el caso de todas las irregularidades una superficie de córnea relativamente lisa como la que se identifica en la figura 2 con K2.

60 Lista de referencias

10 Ojo

	12	Córnea
	14	Borde de pupila
	16	Cicatriz o "central island"
	18	Láser de fijación
5	18'	Rayo láser de fijación
	20	Láser UV
	22	Lente
	24	Espejo de escáner
	24'	Espejo de escáner
10	26	Espejo de desviación
	28	Espejo de desviación
	30	Cámara
	32	Flecha
	34	Sistema OCT
15	36	Flecha doble
	38	Espejo de escáner
	40	Espejo de escáner
	C	Ordenador
	D	Pantalla
20	E	Entrada
	I	Central Island
	N	Cicatriz(ces)
	M1, M2	Marcador
	G1, G2	Gradientes
25	K1, K2, K3, K4	Superficies

**REIVINDICACIONES**

1. Sistema para la cirugía oftalmológica refractiva con
- a) un primer láser (20) para la ablación de tejido de córnea,
  - 5 b) medios (22, 24, 24') para el control de tiempo y lugar de la radiación (20') del primer rayo láser (20) sobre el ojo (10),
  - c) un dispositivo (34) para una tomografía óptica de coherencia con un segundo rayo láser para la realización de la tomografía óptica de coherencia en el ojo (10),
  - d) medios (38, 40) para el control de tiempo y lugar de la radiación del segundo rayo láser sobre el ojo (10) y con
  - 10 e) un ordenador (C) que
- e1) durante la ablación del tejido de córnea según un programa controla el primer láser (20) y los medios citados (22, 24, 24') para el control de tiempo y lugar de la radiación (20') del primer láser (20) sobre el ojo para conseguir una neoformación de la córnea (12),
  - 15 e2) controla el dispositivo (34) para la tomografía óptica de coherencia y que está programado de manera que durante la ablación y antes y después de la ablación del tejido de córnea se realicen mediciones en la córnea (12) y
  - e4) controle en condiciones predeterminables el desarrollo del programa para la ablación del tejido de córnea a continuación de una medición por medio de la tomografía óptica de coherencia en dependencia del resultado de la medición,
  - estando el ordenador
  - 20 e3) programado para representar los resultados de medición obtenidos en la tomografía óptica de coherencia durante la ablación del tejido de córnea en un dispositivo de visualización (D),
  - caracterizado por que el ordenador
  - e3') está programado para representar los resultados de medición obtenidos en la tomografía óptica de coherencia también antes de la ablación del tejido de córnea en un dispositivo de visualización (D),
  - 25 y por que se prevé un dispositivo de introducción de datos (E) con el que un usuario puede dar instrucciones a través del ordenador (C) para provocar en una zona seleccionada (M1, M2) de los resultados de medición representados de la tomografía óptica de coherencia una ablación adicional del tejido de córnea con el primer láser (20) o para reducir en una zona seleccionada (N) la ablación de tejido de córnea;
  - 30 programándose el ordenador (C) de manera que los resultados de medición obtenidos con la tomografía óptica de coherencia se analicen para comprobar si una superficie de córnea a desprender presenta una irregularidad (I, N), incluyendo el análisis citado la determinación de gradientes de la superficie de córnea.
2. Sistema para la cirugía oftalmológica refractiva según la reivindicación 1, caracterizado por que la representación de los resultados de medición obtenidos con la tomografía óptica de coherencia incluye una imagen al menos de 2
- 35 dimensiones (K1, K2, K3) de una curva que reproduce antes y/o durante la ablación del tejido de córnea el estado respectivamente actual de una superficie de córnea a tratar o tratada.
3. Sistema para la cirugía oftalmológica refractiva según las reivindicaciones 1 y 2, caracterizado por que el ordenador (C) se programa de manera que el usuario pueda marcar la zona seleccionada (M1, M2) con respecto a
- 40 la imagen (K1, K2, K3).

Fig. 1

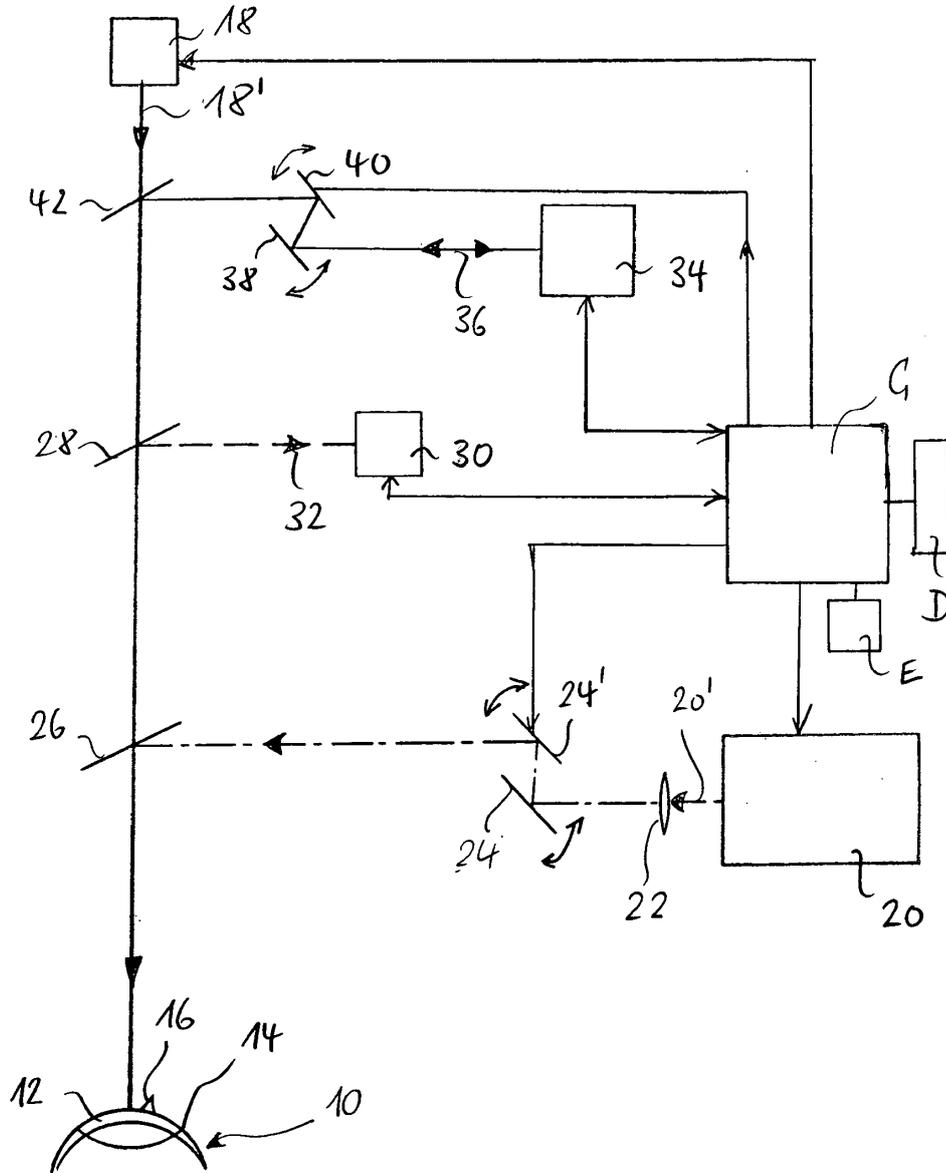


Fig. 2

