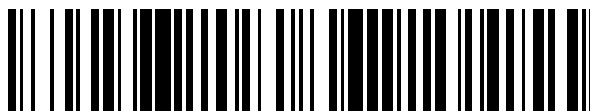


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 574 668**

51 Int. Cl.:

A61F 9/007 (2006.01)

A61B 3/10 (2006.01)

A61F 9/008 (2006.01)

A61F 9/009 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **20.12.2012 E 12813836 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.04.2016 EP 2775972**

54 Título: **Aparato para monitorizar tejido corneal**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
21.06.2016

73 Titular/es:

**WAVELIGHT GMBH (100.0%)
Am Wolfsmantel 5
91058 Erlangen, DE**

72 Inventor/es:

WELLHOEFER, ARMIN

74 Agente/Representante:

CURELL AGUILÁ, Mireia

ES 2 574 668 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

Aparato para monitorizar tejido corneal.

5 **Campo de la técnica**

La presente divulgación se refiere generalmente a la cirugía de córnea, y más particularmente a la monitorización de la Segunda Generación Armónica (SHG), la Tercera Generación Armónica (THG), la radiación fluorescente, y/o la radiación de plasma para generar un modelo de córnea de un paciente.

10

Antecedentes

En la cirugía ocular, como la cirugía LASIK (del inglés, *Laser-Assisted In Situ Keratomileusis*), se puede reunir información sobre el ojo para su uso en la cirugía. Por ejemplo, se pueden medir la forma o el grosor del tejido corneal antes de la cirugía o se puede medir la profundidad de los cortes realizados durante la cirugía. Como otro ejemplo, se pueden tomar imágenes de cualquiera de las cicatrices dentro del tejido corneal debidas a cirugías anteriores.

15

Un aparato para cortar tejido corneal de un ojo según el estado de la técnica está divulgado, por ejemplo, en el documento WO 2011/003431 A1. Dicho aparato típicamente comprende un denominado anillo de succión que puede ser colocado en el ojo y el cual está unido al ojo mediante la generación de un vacío entre el aro de succión y la superficie anterior del ojo. La unidad del anillo de succión sirve para evitar movimientos indeseados del ojo durante la cirugía refractiva o cualquier otro tratamiento del ojo mediante radiación láser. La radiación láser está conformada y guiada mediante una unidad óptica que típicamente comprende varios elementos ópticos para guiar y enfocar la radiación láser con respecto al ojo, en particular, con respecto al tejido corneal del ojo que tiene que ser cortado.

20

25

Se da por entendido que, además de LASIK, la invención se puede usar en conexión con incisiones de tejido en un ojo humano, p. ej., en queratoplastia (p. ej., queratoplastia laminar anterior o posterior, queratoplastia penetrante en injertos corneales), en la extracción lenticular para la corrección de refracción, en el corte de segmentos de anillos intercorneales con el propósito de establecer queratoconos y protusión de la córnea (p. ej., para la inserción de tipo intacs, es decir pequeños segmentos de anillo implantados para la estabilización biomecánica de la córnea), en incisiones de cataratas, en incisiones de presbiopía en las lentes cristalinas, en lentes intraestromales (del inglés, *intrastromal inlays*), en queratotomía para astigmatismos, en extirpación de córnea y en similares.

30

La solicitud de patente EP 1 970 034 A1 divulga un aparato para cirugía oftalmológica que comprende un dispositivo de succión así como un elemento de aplanado a través del cual la radiación generada por un segundo sistema láser de femtosegundo es guiada hacia la córnea de un ojo. Unos medios de medición para medir la presión intraocular pueden estar dispuestos en el borde del elemento de aplanado, están dispuestos una pluralidad de sensores de fibras que pueden usarse para determinar las propiedades de la córnea, tales como el contenido de humedad de la córnea. Además, está previsto un sensor de transparencia que puede usarse para determinar la transparencia de la córnea mediante la determinación de las propiedades de difusión de luz de la córnea.

35

40

La solicitud de patente US 2011/0319875 A1 divulga un aparato para cirugía ocular que incluye un sistema de suministro para generar y guiar un haz de láser quirúrgico a un punto focal en una superficie objetivo en un área de tratamiento de un ojo. Un detector está acoplado a la trayectoria de haz del láser quirúrgico para crear una imagen tridimensional de la superficie objetivo. El aparato comprende una unidad de formación de imágenes que puede selectivamente usar técnicas de formación de imágenes, tales como tomografía de coherencia óptica (OCT), formación de imágenes confocales, formación de imágenes por el principio Scheimpflug o la formación de imágenes de la Segunda Generación Armónica. Una lente de contacto que está montada en el aparato está posicionada en el ojo del paciente.

45

50

El documento WO 02/076355 A2 describe un método para que un tratamiento óptico de tejidos de un ojo entre mínimamente invasivo y no invasivo y para su diagnóstico en el que se realiza una formación de imágenes tridimensional de un tejido por medio de radiación reemitida desde el tejido corneal. La reemisión está generada por el sistema láser que también se usa para la extracción.

55

Breve resumen

Un objetivo de la presente invención es mejorar la formación de imágenes del tejido corneal.

60

Las formas de realización de la presente invención están basadas en el hallazgo de que, antes, durante y/o después de la cirugía de córnea, la radiación incidente genera una radiación electromagnética en el tejido corneal, que puede usarse para generar, p. ej., un modelo tridimensional de la córnea con fines diagnósticos o para monitorizar la capa de tejido corneal durante incisiones así como durante remodelaciones del estroma.

65

Dicha radiación electromagnética que sale del ojo en respuesta a la interacción del tejido corneal con radiación láser

pulsada es, p. ej., SHG, radiación fluorescente, así como THG y radiación de plasma. Los pulsos de radiación del haz del láser tienen una duración de pulso en el rango del nanosegundo, picosegundo, femtosegundo o attosegundo.

5 Una forma de realización de la presente invención está basada en el hallazgo de que dicha radiación que sale del ojo es de interés por el diagnóstico antes, durante y/o después de la cirugía refractiva. Aunque la intensidad de dicha radiación electromagnética que sale del ojo es relativamente baja, en particular debido al carácter no lineal de su generación, puede ser detectada por contadores de fotones.

10 Si la radiación electromagnética que sale del ojo en respuesta a la radiación láser de pulsos cortos antes, durante, o después de la cirugía refractiva está generada dentro del tejido corneal, dicha radiación comprende información en relación con subestructuras dentro del tejido corneal. Las subestructuras pueden ser tridimensionales. En esta memoria, el término "Segunda Radiación Armónica" (SHR) se emplea para la radiación que es generada por el SHG. Análogamente, el término "Tercera Radiación Armónica" (THR) se emplea para la radiación generada por el THG
15 durante la cirugía refractiva.

Por ejemplo, si durante un escaneado de dicha radiación láser que corta o ablaciona tejido corneal, la SHR, la THR, la radiación de plasma o fluorescencia es detectada, p. ej. por un contador de fotones, dicha señal detectada puede ser procesada para obtener p. ej., una imagen bidimensional o tridimensional que puede ser mostrada al cirujano
20 que puede extraer más información relacionada con el tratamiento.

Dado que se conoce la posición del punto enfocado de la radiación láser de corte o ablación, la posición del tejido corneal desde la cual dicha radiación electromagnética (SHR, THR, fluorescencia, o radiación de plasma) es emitida también se conoce, de modo que las imágenes bidimensionales de la última radiación se pueden obtener a partir de
25 la señal generada por el contador de fotones, contando los fotones de la SHR, THR, la fluorescencia, o de la radiación de plasma. Al llevar a cabo esta etapa en diferentes capas de la córnea, p. ej. a diferentes profundidades en la córnea, se pueden generar imágenes tridimensionales que representen ciertas características de la córnea.

La radiación electromagnética que sale del ojo se puede detectar reduciendo la influencia de otras señales
30 indeseadas por medio de filtros y/o por discriminación espacial, es decir, posicionando los medios de detección en localizaciones donde principalmente se recibe la SHR, THR, la radiación de plasma y/o de fluorescencia, pero ninguna otra radiación que pueda interferir la señal que debe ser detectada.

La información mencionada anteriormente comprendida en la radiación detectada que sale del ojo puede ser
35 obtenida p. ej., por estudios empíricos. Por ejemplo, con el tejido corneal que comprende subestructuras conocidas, dicha información empírica puede ser generada cortando o ablacionando ese tejido corneal con radiación láser y midiendo las propiedades específicas p. ej. de la SHR, THR, la radiación de plasma y/o de fluorescencia detectada como se ha descrito anteriormente y procesando la radiación detectada para obtener dicha imagen de la radiación que sale del ojo. Dichas imágenes se generan empíricamente para muchos tejidos corneales con las conocidas
40 subestructuras (p. ej., ojos que no viven) para obtener una "recopilación" empírica de subestructuras corneales en las que las subestructuras generan ciertas imágenes de p. ej., SHR, THR, la radiación de plasma y/o de fluorescencia, de modo que, más adelante, durante la cirugía refractiva in vivo las imágenes obtenidas de SHR, THR, y de la radiación de fluorescencia permitan extraer conclusiones en relación con las subestructuras corneales generando imágenes similares.

45 Por lo tanto, durante la cirugía refractiva in vivo dichas imágenes generadas por la SHR, THR, la radiación de plasma y/o de fluorescencia se pueden mostrar al cirujano que puede extraer conclusiones de dichas imágenes con relación a las propiedades del tejido corneal tratado.

50 El término "corte" como se usa en la presente memoria abarca en particular la interrupción de fotones o las interferencias ópticas inducidas por láser (LIOB, del inglés *Laser Inducted Optical Breakthroughs*), causadas por radiación láser enfocada al punto enfocado. El sistema láser usado para dicho "corte" puede funcionar a una potencia láser reducida, en comparación con la potencia láser necesaria para cortar o hacer una incisión, para obtener una señal.

55 Un objetivo de la presente invención es proporcionar dispositivos para monitorizar el tejido corneal de un ojo antes, durante o después de la cirugía refractiva con utilidad mejorada con respecto al análisis y/o diagnóstico (p. ej., por medición, detección, calculación) del tejido corneal.

60 Con este propósito, las formas de realización de la invención proporcionan un aparato para tratar tejido corneal de un ojo según con la reivindicación 1.

Otras formas de realización también pueden proporcionar una unidad de acoplamiento conectable a dicha unidad de
65 interfaz. Dicha unidad de acoplamiento puede conectarse entre la unidad de interfaz y el anillo de succión o dicha unidad de acoplamiento puede ser conectada entre la unidad de interfaz y una unidad óptica por la que una radiación láser es guiada desde el láser hacia la unidad de interfaz. Dicha unidad de acoplamiento opcional puede

presentar una lente especial que funcione, p. ej., como un elemento de filtro para bloquear la radiación con ciertas longitudes de onda mientras que otras longitudes de onda se transmiten a través de la lente de tal manera que esta radiación transmitida pueda ser detectada.

5 Esta divulgación también proporciona un método para cortar o ablacionar tejido corneal de un ojo, siendo el método útil para la comprensión, pero sin formar parte de la invención y comprendiendo las siguientes etapas: direccionar la radiación láser pulsada al ojo y monitorizar la SHG, THR, la fluorescencia o el plasma que es emitido desde el ojo y que es causado por dicha radiación láser pulsada.

10 En la expresión anterior "para cortar o ablacionar tejido corneal" la palabra "o" no hace referencia a un o exclusivo, es decir, tanto el aparato como el método pueden realizar el corte y/o la ablación de tejido corneal. El corte podría significar también una incisión que típicamente se realiza por un láser-FS mientras que la ablación se realiza típicamente por un láser Excimer. La SHG y la radiación de fluorescencia, de acuerdo con una forma de realización de la presente invención, se realiza a un nivel de densidad de potencia inferior a la radiación láser en comparación con el corte o la ablación. El mismo sistema láser se puede usar a diferentes niveles de densidad de potencia para las aplicaciones ya mencionadas, es decir, la SHG o THG o radiación de plasma o de fluorescencia, por un lado, y cortar o ablacionar, por otro lado.

20 La anterior expresión "que sale del ojo" abarca la radiación que sale de una superficie expuesta o anterior del ojo.

Las formas de realización de la invención utilizan el hallazgo de que la radiación láser de alta densidad de potencia aplicada durante los procedimientos mencionados anteriormente de cirugía láser refractiva genera SHG y la THG de la radiación aplicada. Se da por entendido, además de la radiación de plasma o de fluorescencia, que esta SHG y THG se genera de manera no lineal en un medio óptico, p. ej., la córnea, y se genera también fotodisrupción o fotoablación in situ. También se da por entendido que la fluorescencia y SHG podrían también generarse en el punto sin fotodisrupción o fotoablación in situ.

30 Para recoger dicha radiación electromagnética que sale del ojo, al menos una parte de la unidad de interfaz o al menos una parte del anillo de succión son hechas transparentes o translúcidas para dicha radiación de manera que pueda ser detectada p. ej., por un contador de fotones dispuesto en la trayectoria de la radiación detrás del anillo de succión o la unidad de interfaz. Dependiendo del diseño del aparato, tanto la unidad de interfaz como el anillo de succión pueden comprender dichas secciones transparentes, o sólo la unidad de interfaz. La radiación electromagnética que sale del ojo entra en dicha parte transparente por su extremo distal y sale de dicha parte por su extremo proximal. Además, una o más fibras ópticas pueden ser utilizadas para guiar los fotones hacia el contador de fotones u otro tipo de detector. Si, en el contexto de esta memoria, una parte del anillo de succión o de la unidad de interfaz es mencionada en la que dicha parte es transparente o translúcida, esta parte no es el conocido plato de aplanado que es usado en la técnica anterior para contactar o aplanar la córnea. Más bien, si, en el contexto de esta memoria, dicha parte transparente o translúcida es mencionada, se refiere a un elemento diferente del plato de aplanado que también es transparente y presionado contra la córnea para aplanarla. Más bien, si en el contexto de esta memoria, se hace referencia a al menos una parte de la unidad de interfaz y/o del anillo de succión, en el que dicha parte es transparente o translúcida, esto significa, de acuerdo con las formas de realización de la invención, que el anillo de succión y/o la interfaz comprende una parte o elemento transparente o translúcido que está diseñado para recoger la radiación que sale del ojo y para guiar esta radiación recogida al detector. Según las formas de realización de la invención, todo el anillo de succión y/o toda la unidad de interfaz pueden estar diseñados para recoger y guiar la radiación que sale del ojo en el sentido o partes del anillo de succión y/o de la unidad de interfaz anteriormente mencionados. Según las formas de realización de la invención, una o más fibras pueden estar dispuestas dentro o en el anillo de succión y/o la unidad de interfaz para recoger y guiar la radiación que sale del ojo para guiar la radiación recogida a un detector. El detector puede ser un contador de fotones.

50 La radiación que sale del ojo aparece en dependencia temporal con la temporización de los pulsos de la radiación láser que generan SHR, THR, radiación de plasma o radiación de fluorescencia. Por consiguiente, para mejorar la ratio señal-ruido (SNR), el detector (p. ej., un contador de fotones), se controla en dependencia temporal de los pulsos láser de tal manera que el intervalo de tiempo para detección se abre sólo cuando la señal deseada de fotones está cerca o en su máximo.

55 Además, se pueden usar filtros en la trayectoria de la radiación que tiene que ser detectada de tal manera que se impida a los fotones que no tienen la longitud de onda de SHR, THR, radiación de plasma o de fluorescencia entrar en el detector (contador de fotones).

60 Las formas de realización ejemplificativas de la invención se describen con más detalle a continuación sobre la base de las figuras:

la figura 1 muestra esquemáticamente un aparato según la invención para tratar tejido corneal de un ojo; este aparato también se puede usar para generar pulsos de radiación láser cortos para generar uno del grupo que comprende SHR, THR, radiación de plasma, y radiación de fluorescencia;

la figura 2 muestra un anillo de succión y la unidad de interfaz de un aparato según la Fig. 1 en una vista explosionada;

5 la figura 3 muestra esquemáticamente una disposición que no forma parte de la invención de un detector en un aparato según la Fig. 1 o 2, y

la figura 4 muestra otro ejemplo esquemático de una disposición que no forma parte de la invención de un detector en un aparato según la Fig. 1 o 2.

10 Como se muestra en la figura 1, un aparato para monitorizar, cortar y/o ablacionar tejido corneal de un ojo comprende una fuente láser 10 que emite radiación láser 12 apta p. ej. para procedimientos LASIK. La radiación láser emitida por la fuente láser 10 puede comprender, después de enfocar, densidades de potencia aptas para monitorizar, cortar o ablacionar tejido corneal.

15 Una unidad óptica 14 forma y enfoca la radiación láser emitida, como es conocido por un experto en LASIK. La radiación láser enfocada 16 se escanea a lo largo del área de un ojo 18 que tiene que ser tratado p. ej. para monitorizar, cortar un colgajo (del inglés, *flap*) o para realizar una ablación de tejido corneal u otros procedimientos refractivos mencionados anteriormente. La radiación se enfoca sobre/en la córnea 20 del ojo.

20 Un anillo de succión 22 está unido a la superficie anterior de la córnea. Para generar un vacío entre el anillo de succión y la córnea, un tubo de vacío 22B en una cuenca 22A del anillo de succión 22 está conectado a una bomba de vacío (no representada).

25 Una unidad de interfaz 30 está unida al anillo de succión 22 también por vacío, que es generado a través de un tubo de vacío 22C conectado a una bomba de vacío (no representada).

La unidad de interfaz 30 llamada a veces en la técnica "cono de ojo". En el contexto de esta memoria, el término "unidad de interfaz" abarca elementos mecánicos conectados, directa o indirectamente, al anillo de succión 22. Más específicamente, el término "unidad de interfaz" también abarca la llamada unidad de interfaz mecánica. Según las formas de realización de la invención, además del anillo de succión y la unidad de interfaz, puede estar prevista una unidad de acoplamiento 40 como se representa en las figuras 3 y 4. Dicha unidad de acoplamiento puede estar entre el anillo de succión 22 y la unidad de interfaz 30 (como está representado en las figuras 3 y 4) o, la unidad de acoplamiento puede estar dispuesta entre la unidad de acoplamiento 30 y la unidad óptica 14.

35 La radiación láser pulsada enfocada 16 comprende, en su punto de enfoque, suficiente densidad de potencia para generar fotodisrupción o fotoablación. Dichas fotodisrupciones o fotoablaciones comprenden un plasma que es apto para generar, en un efecto óptico no lineal, la SHG y la THG de la radiación láser incidente, p. ej. la radiación que sale del ojo en respuesta a la radiación láser con una longitud de onda de una mitad de la longitud de onda de la radiación láser y un tercio de la radiación de onda de la radiación láser, respectivamente.

40 La radiación con las longitudes de onda anteriormente mencionadas está representada por flechas en la figura 1. Esta radiación sale del ojo 18 y entra en una parte 32, particularmente la pared de la unidad de interfaz 30. Esta parte 32 de la unidad de interfaz 30 es transparente y/o traslúcida en relación a la radiación electromagnética 26 que sale del ojo 18. La trayectoria de dicha radiación a través de la parte 32 de la unidad de interfaz 30 está indicada por unas flechas 28 en la figura 1. Como se representa, la radiación electromagnética que sale del ojo 18 pasa a través de una ventana 34 y entra en un detector 36, p. ej., un contador de fotones. Filtros adicionales (no representados) se pueden posicionar en la trayectoria de dicha radiación para evitar que la radiación con longitudes de onda indeseadas entre en el detector 36.

50 En la forma de realización mostrada en la figura 1, dentro de la pared cónica de la unidad de interfaz 30, una trayectoria de haz está prevista para la radiación, indicada por flechas. La superficie externa de dicha pared puede ser cubierta para evitar que cualquier radiación que no sea la radiación 26 que sale del ojo entre en la trayectoria de haz. Además, las superficies internas de las paredes de la unidad de interfaz 30 se pueden cubrir con una superficie reflectante, de manera que los fotones que salen del ojo sean guiados con la mínima pérdida de intensidad hacia el detector 36.

55 Un ordenador 38 controla tanto la fuente láser 10 como la unidad óptica 14, en particular con relación a la temporización de los pulsos láser y al escaneo del punto láser enfocado con relación a la córnea 20. Por lo tanto, el ordenador 38 "sabe" la posición donde la radiación electromagnética 26 es generada de manera que el ordenador puede generar un mapa en el que los fotones contados por el detector 36 están coordinados con la posición de la córnea donde la SHG, THG, la radiación de plasma o de fluorescencia, dependiendo de cómo está configurado para monitorizar, son generadas.

60 Creando diferentes capas de mapas en la córnea, se puede generar una imagen tridimensional representando la emisión tridimensional de la SHG, THG, la radiación de plasma y/o de fluorescencia, respectivamente. Dicha imagen se puede mostrar al cirujano, quien puede usar la imagen para extraer conclusiones en relación con las

subestructuras dentro de la córnea tratada.

5 La figura 2 muestra un anillo de succión 22 y la unidad de interfaz en vista explosionada. En los dibujos, el objeto de la misma o similar naturaleza está indicado por idénticas referencias numéricas de manera que no es necesaria una descripción repetida.

10 La figura 3 muestra una forma de realización que no forma parte de la invención de un aparato para diagnóstico y/o corte y/o extirpación de tejido corneal de un ojo en la que, además de lo que se muestra en las figuras 1 y 2, está prevista una unidad de acoplamiento 40 entre el anillo de succión 22 y la unidad de interfaz 30. El hecho de que el aparato comprenda o no, además del anillo de succión 22, una unidad de acoplamiento o de que la unidad de interfaz 30 esté acoplada directamente al anillo de succión 22, depende del diseño particular del aparato. Según las formas de realización de la presente invención, dicha parte, que es transparente o translúcida para la radiación electromagnética 26 que sale del ojo 18, puede formar parte del anillo de succión 22 y/o de la unidad de acoplamiento 40 (si existe), y/o de la unidad de interfaz 30.

15 En la forma de realización mostrada en la figura 3, un detector 36a (correspondiente al detector 36 descrito anteriormente) está dispuesto directamente encima de la unidad de acoplamiento 40 al extremo distal de la unidad de interfaz 30.

20 En la forma de realización mostrada en la figura 3, una unidad de acoplamiento 40 está colocada entre el anillo de succión 22 y de la unidad de interfaz 30. Alternativamente, según el diseño particular del aparato, una unidad de acoplamiento también se puede colocar en el otro lado de la unidad de interfaz 30, p. ej. entre la unidad de interfaz 30 y de la unidad óptica 14.

25 En la forma de realización mostrada en la figura 4 que no forma parte de la invención, un detector 36B está dispuesto en el extremo proximal de la unidad de interfaz 30. Unas fibras ópticas 42 guían los fotones que tienen que ser detectados desde el extremo distal de la unidad de interfaz 30 hasta el detector 36B.

REIVINDICACIONES

1. Aparato para tratar tejido corneal de un ojo, comprendiendo dicho aparato:

- 5 - una fuente (10) configurada para emitir radiación láser pulsada apta para por lo menos una de entre monitorizar, cortar y ablacionar tejido corneal,
- una unidad óptica (14) configurada para guiar y enfocar dicha radiación láser con respecto al tejido corneal, y
- 10 - un detector (36) para detectar radiación electromagnética que sale del ojo,

en el que dicha radiación electromagnética es por lo menos una de entre el Segundo Armónico de dicha radiación láser, el Tercer Armónico de dicha radiación láser y la radiación de fluorescencia causada por dicha radiación láser, caracterizado por que el aparato además comprende:

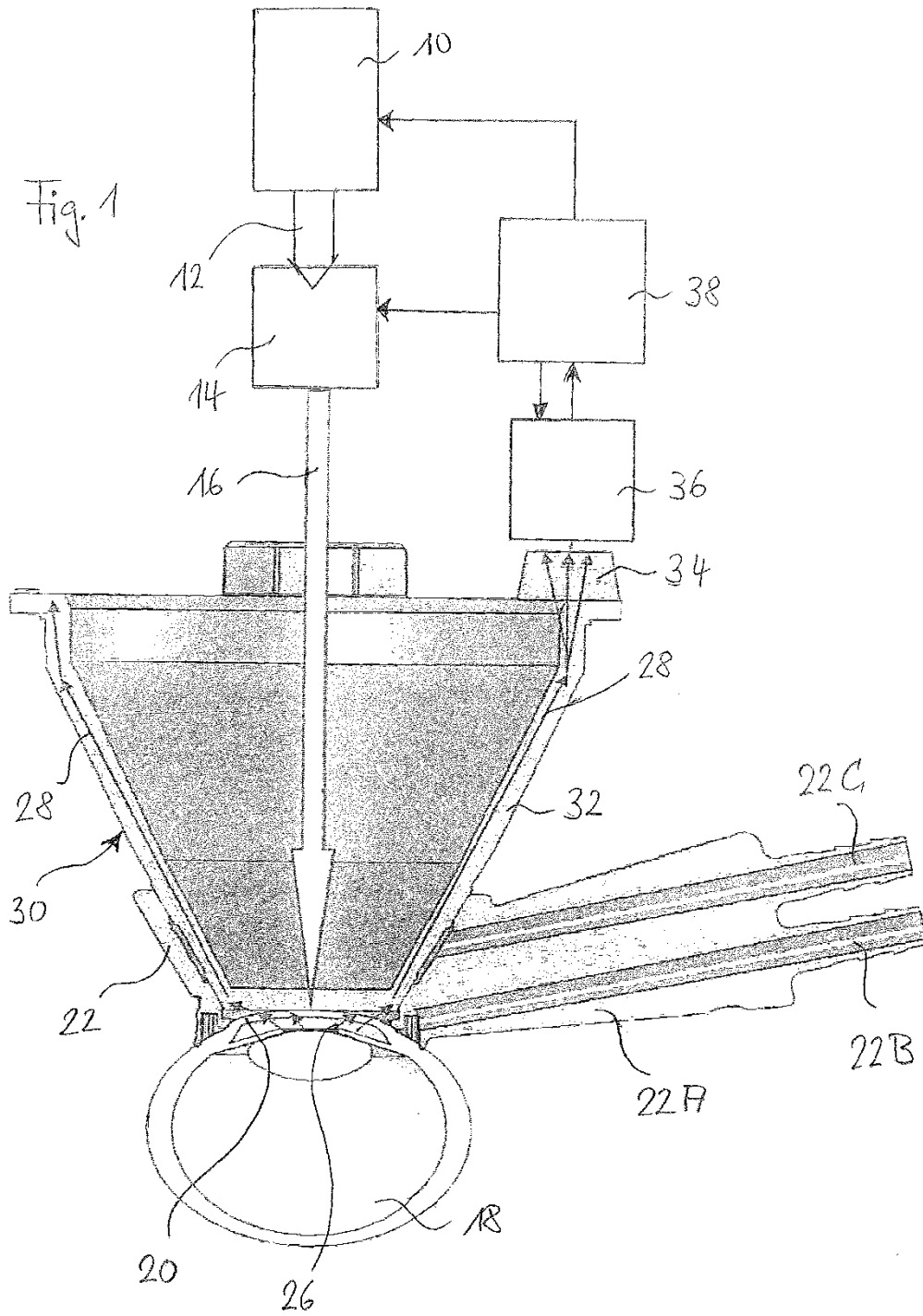
- 15 - una unidad de anillo de succión (22) adaptada para ser conectada al ojo (18), y
- una unidad de interfaz (30) conectable a dicho anillo de succión (22),

20 en el que por lo menos una parte (32) de dicha unidad de interfaz (30) es transparente a la radiación electromagnética que sale del ojo (18), en el que dicha por lo menos una parte (32) de dicha unidad de interfaz (30) comprende una pared cónica de dicha unidad de interfaz (30) dentro de la cual está prevista una trayectoria de haz para guiar dicha radiación electromagnética a dicho detector (36).

25 2. Aparato según la reivindicación 1, en el que dicha unidad de interfaz (30) o dicho anillo de succión (22) es transparente a la radiación electromagnética que tiene una longitud de onda más corta que la longitud de onda de dicha radiación láser pulsada.

30 3. Aparato según la reivindicación 1, en el que dicha fuente de radiación láser emite pulsos láser en el rango de nanosegundo, picosegundo, femtosegundo, o attosegundo.

4. Aparato según la reivindicación 1, en el que el detector (36, 38) está configurado para la detección dependiente del tiempo de la radiación que sale del ojo.



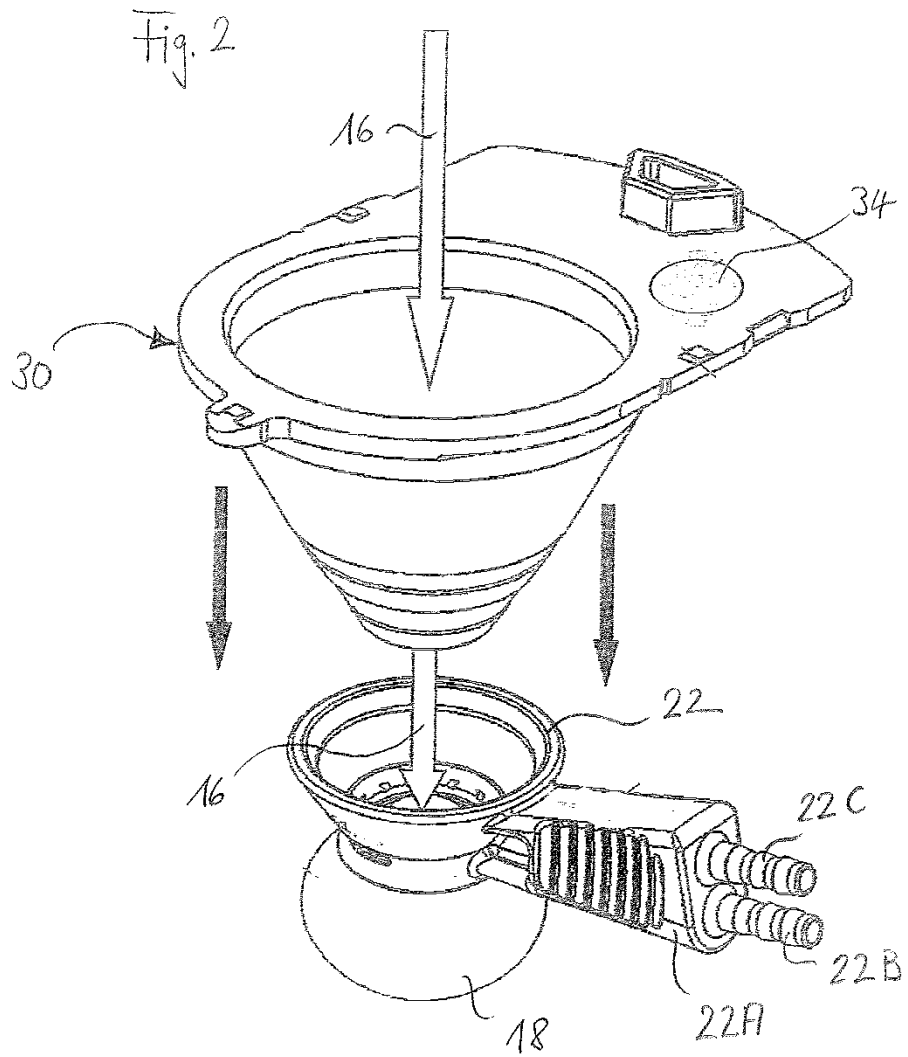


Fig. 3

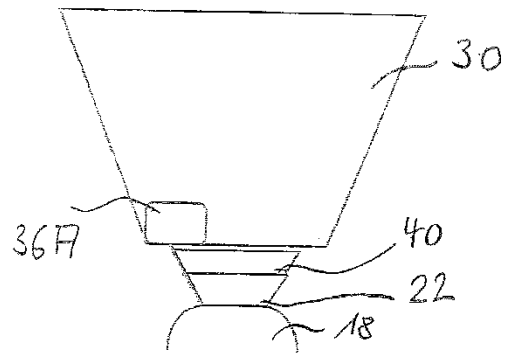


Fig. 4

