

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 555 489**

51 Int. Cl.:

**A61F 9/009** (2006.01)

**A61F 9/01** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **16.11.2004 E 10012107 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **23.09.2015 EP 2292194**

54 Título: **Adaptador para el acoplamiento mecánico de un dispositivo de tratamiento láser con un objeto**

30 Prioridad:

**19.11.2003 DE 10354025**

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

**04.01.2016**

73 Titular/es:

**CARL ZEISS MEDITEC AG (100.0%)  
Göschwitzer Strasse 51-52  
07745 Jena, DE**

72 Inventor/es:

**MÜHLHOFF, DIRK;  
EBERT, ELKE;  
FESTAG, KARSTEN y  
WOLF, UWE**

74 Agente/Representante:

**ROEB DÍAZ-ÁLVAREZ, María**

**ES 2 555 489 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

Adaptador para el acoplamiento mecánico de un dispositivo de tratamiento laser con un objeto

- 5 La invención se refiere a un adaptador para el acoplamiento mecánico de un dispositivo de tratamiento láser con un objeto, dicho adaptador presenta una zona central, que puede conectarse a la trayectoria del rayo del dispositivo de tratamiento láser, la cual discurre por un eje óptico hacia el objeto, y una zona periférica, que se sitúa fuera de la zona central, y dicho adaptador, por una parte, puede fijarse al dispositivo de tratamiento láser y, por otra parte, está configurado de modo que con su zona central se dispone en contacto con el objeto.
- 10 En el tratamiento de materiales a menudo se utiliza un dispositivo de tratamiento láser para escanear las áreas del objeto que han de tratarse con un rayo láser. La precisión en el posicionamiento del rayo láser determina normalmente la precisión que se consigue en el tratamiento. Se requiere un posicionamiento tridimensional preciso cuando el rayo láser se enfoca a un volumen que ha de tratarse. Por tanto, para un tratamiento con un alto grado de
- 15 precisión normalmente es imprescindible mantener el objeto en una posición definida exactamente respecto al dispositivo de tratamiento láser. Para este tipo de aplicaciones sirve el adaptador indicado al principio dado que permite fijar el objeto que ha de tratarse, gracias a lo cual pueden conseguirse condiciones definidas hasta el volumen que ha de tratarse. Con ello, la zona central del adaptador se convierte en parte de la trayectoria del rayo.
- 20 Esto es necesario, en particular, en el micro-tratamiento de materiales que solo presentan una reducida absorción óptica lineal en la región espectral de la radiación láser de tratamiento. En este tipo de materiales, habitualmente se aprovechan interacciones no lineales entre la radiación láser y el material, en la mayoría de los casos, en forma de una interrupción óptica que se genera en el foco del rayo láser. Dado que entonces el efecto de tratamiento solo tiene lugar en el foco del rayo láser, es imprescindible orientar el punto focal de forma tridimensionalmente exacta.
- 25 Por tanto, es necesario ajustar con precisión la profundidad de la posición focal en la trayectoria del rayo, además de una deflexión bidimensional del rayo láser. El adaptador antes citado sirve para garantizar condiciones ópticas constantes y conocidas con una cierta precisión en la trayectoria del rayo al objeto, lo cual se posibilita porque la zona central del adaptador forma parte de la trayectoria del rayo y el adaptador acopla el objeto y el dispositivo de tratamiento láser.
- 30 Una aplicación típica de un adaptador de este tipo es el procedimiento de cirugía oftalmológica conocido como LASIK de femtosegundo, en el que el dispositivo de tratamiento láser —configurado como dispositivo terapéutico— enfoca un rayo láser a un punto focal con una magnitud de unos pocos micrómetros en la córnea. En el foco se origina entonces un plasma que provoca una separación local del tejido de la córnea. Mediante una adecuada
- 35 disposición secuencial de las zonas de separación locales generadas de este modo, se realizan cortes microscópicos y se aísla un determinado volumen parcial de la córnea. A continuación, a través de la extracción de dicho volumen parcial, se consigue una alteración deseada de la refracción de la córnea que permite corregir los defectos en la visión.
- 40 Para el procedimiento LASIK se conoce, a partir del documento US6373571, una lente de contacto dotada de marcas de referencia. Dicha lente de contacto se ajusta mediante un dispositivo de medición independiente, lo cual hace que su construcción sea relativamente costosa. En el documento EP1159986A2 se describe un ejemplo de un adaptador del tipo indicado. Se asemeja a la lente de contacto del documento US6373571, pero además presenta un borde en forma de un soporte con marcas lineales que posibilitan al cirujano una orientación visual. El documento
- 45 US2001/021884A1 da a conocer un adaptador formado por una sola pieza.
- Debido a que el adaptador normalmente entra en contacto con el objeto que ha de tratarse, en la mayoría de los casos es necesario utilizar un nuevo adaptador para cada objeto. Esto ocurre especialmente en los procedimientos de cirugía ocular por motivos de esterilidad. Se sigue de ello que, antes de cada tratamiento o antes de cada
- 50 intervención quirúrgica, el adaptador debe fijarse en el dispositivo de tratamiento láser, que entonces se configura como dispositivo terapéutico. Para la fijación se conoce, a partir del documento WO03/002008A1, mantener el vidrio de contacto en un dispositivo en forma de pinza que se bloquea en el dispositivo de tratamiento láser. El bloqueo se realiza mediante un reborde guiado en un carril. El adaptador se introduce en arrastre de forma transversal al eje óptico.
- 55 En el documento DE19831674A1 se describe el uso de un mecanismo de acoplamiento mecánico en el que una varilla de metal fijada formando un ángulo oblicuo en una montura de un vidrio de contacto se sujeta a un manguito mediante un imán o un electroimán. A su vez, el manguito se asienta en un mecanismo de ajuste mecánico de modo que puede ajustarse la posición del vidrio de contacto.

Las soluciones del estado de la técnica para el vidrio de contacto que implementa un adaptador, por una parte, requieren en todos los casos un gran número de componentes de compleja fabricación, y las fijaciones utilizadas en el estado de la técnica, por otra parte, conducen a unidades estructurales relativamente grandes. Esto hace que los vidrios de contacto del estado de la técnica resulten desventajosos para dispositivos que deben utilizarse en pacientes que no se anestesian de forma general sino solo con anestesia local. La gran cantidad de material necesario para fabricar este artículo de un solo uso también supone una desventaja, en particular, en términos económicos y ecológicos.

10 Por tanto, la invención se basa en el objetivo de simplificar estructuralmente un adaptador del tipo indicado al principio en cuanto a la fijación al dispositivo de tratamiento láser de modo que, en particular, también sea posible su aplicación sin anestesia general. En concreto, debe ser posible una aplicación en la que el adaptador, ya totalmente fijado en el dispositivo de tratamiento láser, se utiliza en pacientes bajo anestesia local.

15 La invención se define en la reivindicación 1.

En la zona periférica están previstos elementos de fijación con los que el adaptador puede fijarse de forma separable a un alojamiento del dispositivo de tratamiento láser, en particular, de modo que, al aplicar una determinada fuerza de tracción a lo largo del eje óptico, los elementos de fijación pueden soltarse del alojamiento.

20 El objetivo se alcanza, según la invención, con un adaptador del tipo indicado, que, mediante un movimiento axial —respecto al eje óptico—, se acopla en un alojamiento del dispositivo de tratamiento óptico y puede soltarse de este, en particular, con una fijación por vacío.

25 La fijación del adaptador según la invención a un alojamiento del dispositivo de tratamiento láser permite entonces, mediante un movimiento axial —respecto al eje óptico del dispositivo de tratamiento láser—, acoplar el adaptador en el dispositivo de tratamiento láser y también volverlo a soltar. Este modo de proceder se basa en la comprensión, a la que han llegado por primera vez los inventores y que no se cita en el estado de la técnica, de que, cuando se utiliza un adaptador para un procedimiento de cirugía ocular sin anestesia general, en ocasiones, debido a ataques de pánico, el paciente puede intentar retirar su cabeza del dispositivo de tratamiento láser, configurado como dispositivo terapéutico. El adaptador según la invención tiene las características ventajosas de un “cierre anti-pánico”, que se abre cuando se retira la cabeza del dispositivo terapéutico.

35 En este caso, el adaptador puede realizarse de forma sorprendentemente sencilla dado que los elementos de fijación se prevén en la zona periférica del adaptador, que no se sitúa en la trayectoria del rayo del dispositivo de tratamiento láser durante el uso del adaptador.

40 El adaptador según la invención permite una unión sencilla de fabricar con el dispositivo de tratamiento láser, sin necesidad de costosas operaciones de introducción y ajuste que son imprescindibles en el estado de la técnica. En particular, no es obligatorio realizar la fijación con el adaptador en una orientación angular determinada tal como es imprescindible, por ejemplo, en el manguito que opera de forma magnética del documento DE19831674A1.

45 Asimismo, el adaptador según la invención puede soltarse nuevamente del dispositivo de tratamiento láser de forma rápida y sencilla y abrirse, en particular, en caso de pánico, superando una determinada fuerza de tracción a lo largo del eje óptico. Finalmente, el adaptador según la invención consigue la deseada estructura compacta.

50 La forma estructural compacta que es posible para el adaptador según la invención resulta ser ventajosa, sorprendentemente también por motivos psicológicos, en el uso en procedimientos de cirugía ocular. Gracias al adaptador relativamente pequeño que ha de colocarse sobre el ojo del paciente, los pacientes perciben la intervención como claramente menos peligrosa y amenazante, gracias a lo cual se reducen claramente las situaciones de pánico en las que surtiría efecto la propiedad de cierre anti-pánico del adaptador.

55 La configuración de los elementos de fijación que se disponen en la zona periférica del adaptador puede realizarse de múltiples y diversas maneras en el marco de la invención. De la misma manera, se tienen en consideración principios de funcionamiento eléctricos o neumáticos.

En casos de fijación neumática, se prevé una superficie de brida para la fijación por vacío, y el adaptador se introduce en un orificio. Mediante la aplicación de vacío en el lado del adaptador colocado en el lado del dispositivo microscópico, el adaptador se arrastra hacia dentro del orificio hasta un tope y se mantiene allí. Con esta concepción

puede conseguirse al mismo tiempo un cierto centrado del adaptador. Por tanto, se prefiere que los elementos de fijación presenten una superficie de brida prevista en el adaptador para la fijación por vacío. Este es un ejemplo de una configuración en la que los elementos de fijación orientan la zona central del adaptador hacia el eje óptico del dispositivo de tratamiento láser. En este caso, se prefiere especialmente diseñar la superficie de brida de modo que presente una reducida tasa de fugas. Gracias a ello, es posible diseñar las superficies con grandes tolerancias y fabricarlas de forma económica. En este caso, la bomba de vacío se dimensiona de modo que, con una tasa de fugas dada o a pesar de esta, se mantiene un vacío suficiente.

Para intensificar el efecto de centrado de la fijación, la zona periférica del adaptador se configura en forma de cono truncado. Entonces, el orificio se diseña también de forma cónica de modo que el adaptador en forma de cono truncado es arrastrado por el vacío hacia dentro del orificio que se estrecha. En una configuración alternativa de este mecanismo de fijación auto-centrante, la zona periférica del adaptador se ensancha de forma cónica hacia el dispositivo de tratamiento láser. Si el dispositivo de tratamiento láser presenta un alojamiento en forma de cono truncado que se adapta a este, entonces también el adaptador se fija de forma sencilla al dispositivo de tratamiento láser de modo que se centra mediante el vacío.

Por supuesto, los planteamientos ilustrados en relación con la fijación por vacío también pueden utilizarse aprovechando efectos electromagnéticos o electrostáticos en caso de usar materiales correspondientes.

Para mejorar las propiedades ópticas del adaptador en algunos casos puede resultar útil emplear elementos de contacto líquidos en las interfaces ópticas del adaptador. Este principio de las ópticas de inmersión conocido en microscopía mejora las características ópticas y propiedades de adherencia del adaptador.

Como ya se ha indicado, un campo de aplicación para el adaptador según la invención en el que se resaltan especialmente sus ventajas es la cirugía ocular. Por tanto, se prefiere que el área central del adaptador esté configurada como vidrio de contacto que va a disponerse sobre el objeto, en particular, sobre la córnea ocular. Para un vidrio de contacto de este tipo la zona periférica puede configurarse de forma conveniente como montura.

En función del método de fabricación y los materiales utilizados, la zona central y la zona periférica pueden formarse de una pieza. En caso de utilizar un material plástico, entra en consideración entonces, por ejemplo, un procedimiento de moldeo por inyección para la fabricación.

Para garantizar el deseado acoplamiento mecánico resistente entre el objeto y el dispositivo de tratamiento láser es aconsejable no solo colocar el adaptador en contacto con el objeto sino también fijarlo al mismo. Para que la función óptica de la zona central que va a situarse en la trayectoria del rayo del dispositivo de tratamiento láser se vea perjudicada lo menos posible se ofrece prever en la zona periférica los elementos de fijación necesarios para la fijación al objeto. Los elementos de fijación —aquí se considera, por ejemplo, en el caso de procedimientos de cirugía ocular, una estructura de canales de succión para la fijación por vacío— provocan que la zona central se disponga en contacto con el objeto.

A continuación, se explica detalladamente la invención haciendo referencia a los dibujos. En los dibujos muestra:

la fig. 1, una representación esquemática de un dispositivo de tratamiento láser para un procedimiento de cirugía ocular;

la fig. 2, una representación esquemática de la córnea de un paciente;

la fig. 3, una representación en corte a través de un vidrio de contacto para el dispositivo de tratamiento láser de la figura 1 con una representación esquemática de la fijación del adaptador;

la fig. 4, una vista lateral del adaptador de la figura 3;

la fig. 5, una representación en corte a través de un adaptador configurado de otro modo que se fija mediante vacío;

la fig. 6, otro adaptador que ha de fijarse por vacío, y

la fig. 7, un perfeccionamiento del adaptador de la figura 5.

La figura 1 muestra un dispositivo de tratamiento para un procedimiento de cirugía ocular similar al descrito en el

documento EP1159986A1 o el documento US5549632. El dispositivo de tratamiento 1 de la figura 1 sirve para realizar una corrección de defectos de visión en el ojo 2 de un paciente de acuerdo con el conocido procedimiento LASIK. Para ello, el dispositivo de tratamiento 1 presenta un láser 3 que emite radiación láser por impulsos. La duración de los impulsos se sitúa en este caso, por ejemplo, en el intervalo del femtosegundo, y la radiación láser actúa en la córnea mediante efectos ópticos no lineales del modo descrito al principio. El rayo de tratamiento 4 emitido por el láser 3 a lo largo de un eje óptico A1 incide en este caso en un divisor de rayo 5 que dirige el rayo de tratamiento 4 a un dispositivo de escaneado 6. El dispositivo de escaneado 6 presenta dos espejos de escaneado 7 y 8 que pueden girar alrededor de ejes ortogonales entre sí de modo que el dispositivo de escaneado 6 desvía el rayo de tratamiento 4 de forma bidimensional. Una óptica de proyección 9 regulable enfoca el rayo de tratamiento 4 al ojo 2 o sobre este. La óptica de proyección 9 presenta en este caso dos lentes 10 y 11. El dispositivo de tratamiento 1 representa un dispositivo de tratamiento láser.

Después de la lente 11 está dispuesto un adaptador 12 que, a través de un soporte H, está unido fijamente con la lente 11 y, con ello, con la trayectoria del rayo del dispositivo de tratamiento 1. El adaptador 12, que se describirá de forma más detallada más adelante, se dispone en contacto con la córnea del ojo 2. La combinación óptica formada por el dispositivo de tratamiento 1 con el adaptador 12 fijado a este hace que el rayo de tratamiento 4 se concentre en un foco 13 situado en la córnea del ojo 2.

El dispositivo de escaneado 6 también se controla, al igual que el láser 3 y la óptica de proyección 9, por medio de un dispositivo de control 14 a través de líneas de control (no mostradas de forma detallada). En este sentido, el dispositivo de control 14 determina la posición del foco 13 tanto de forma transversal al eje óptico A1 (mediante los espejos de escaneado 7 y 8) como en la dirección del eje óptico A1 (mediante la óptica de proyección 9).

El dispositivo de control 14 lee posteriormente un detector 15 que lee radiación retrodifundida desde la córnea que pasa como radiación retrodispersa 16 a través del divisor de rayo 5. Mediante el detector 15 puede controlarse con gran precisión el funcionamiento del láser 3.

Por medio del adaptador 12, la córnea del ojo 2 obtiene una forma pretendida que se desea. Debido a que la córnea 17 está en contacto con el adaptador 12, el ojo 2 se encuentra en una posición predeterminada respecto al adaptador 12 y, con ello, en relación con el dispositivo de tratamiento 1 unido a este.

Esto se ilustra de forma esquemática en la figura 2, que muestra una vista seccional a través de la córnea 17. Para conseguir un posicionamiento exacto del foco 13 en la córnea 17, debe tenerse en cuenta la curvatura de la córnea 17. La córnea 17 presenta una forma real 18 que difiere de un paciente a otro. El adaptador 12 se dispone entonces en contacto con la córnea 17 de modo que la deforma de modo que adquiere una forma pretendida 19 que se desea. El perfil exacto de la forma pretendida 19 depende en este caso de la curvatura de la superficie del adaptador 12 dirigida al ojo 2. Mediante el adaptador 12 se proporcionan relaciones geométricas y ópticas conocidas para la colocación y el enfoque del rayo de tratamiento 4 en la córnea 17. Dado que la córnea 17 está en contacto con el adaptador 12 y esta a su vez está dispuesta estacionaria respecto a la trayectoria del rayo del dispositivo de tratamiento 1 debido al soporte H, el foco 13 puede posicionarse de forma tridimensionalmente precisa en la córnea 17 por medio del control del dispositivo de escaneado 6 y la óptica de proyección 9 regulable.

La figura 3 muestra el soporte H del adaptador 12 de forma detallada. Como puede observarse, la lente 11 delantera del dispositivo de tratamiento 1 se encuentra en una montura de lente 20, que, a su vez, se asienta en un alojamiento cilíndrico 21.

El adaptador 12 está construido en dos piezas y está formado por un vidrio de contacto 22 que está adherido a una montura 23. Al succionar la montura 23 sobre la córnea 17, el lado inferior 29 del vidrio de contacto 22 adherido a la montura 23 se presiona sobre la córnea 17 de modo que se garantiza la forma pretendida 19 deseada ya mencionada anteriormente.

En lugar de la realización en dos piezas según la figura 3, el adaptador 12 también puede configurarse en una sola pieza. El soporte 23 y el vidrio de contacto 22 se fabrican entonces a partir de una pieza continua, por ejemplo, por el procedimiento de moldeo por inyección o por un procedimiento de arranque de virutas a partir de una única pieza bruta. En principio, las variantes aquí descritas del adaptador 12 pueden realizarse en varias piezas o también en una sola pieza, en particular, en lo tocante al vidrio de contacto 22 y a la montura 23.

El alojamiento 21 está realizado como un orificio 24 en cuyo lado interior se forma una ranura anular 25. El diámetro del orificio 24 está dimensionado de modo que la prolongación cilíndrica en la montura 23 puede insertarse en el

orificio 24.

En la ranura 25 se engranan salientes 26 de lengüetas 27 que se forman por una prolongación tubular prevista en el extremo del lado de tratamiento de la montura 23. Tal como muestra la vista lateral del adaptador 12 que puede observarse en la figura 4, las lengüetas se forman por cortes de separación en la prolongación tubular. Gracias a ello, las lengüetas 27 son flexibles y pueden doblarse hacia dentro al insertar las lengüetas en el orificio 24.

Si los salientes 26 llegan a la ranura 25, las lengüetas 27 vuelven a su posición y el soporte 23 con el vidrio de contacto 22 se mantiene en el alojamiento 21.

10

En lugar de la ranura 25, también puede preverse un receso apropiado o un ensanchamiento adecuado en el alojamiento 21.

La posición axial, es decir, la posición en el eje óptico A1, se define mediante un reborde (no indicado de forma específica en la figura 3) que sirve como tope y se arrastra hacia una superficie contrapuesta correspondiente del alojamiento 21. Mediante la fijación, el vidrio de contacto se alinea con el eje óptico A1; lo mismo sucede con una córnea 17 presionada contra el lado inferior 29 del vidrio de contacto 22 mediante el canal de succión 28.

15

En el estado fijado, los salientes 21 se enganchan en la ranura 25. Con ello, se fija la montura 23 con el vidrio de contacto 22 y ya no puede arrastrarse fuera del alojamiento 21 sin ejercer una fuerza adicional. Para soltarla debe aplicarse una fuerza claramente mayor que para la inserción. Esto puede intensificarse adicionalmente mediante una configuración adecuada de un cono de introducción en el borde delantero del alojamiento 21 más alejado de la lente 11. La fuerza necesaria para extraer el adaptador 12 puede ajustarse mediante los lados de los salientes 26 más alejados de la lente 11. En el ejemplo de realización de la figura 3, se prevén allí superficies inclinadas. La elección del ángulo de estas superficies inclinadas permite ajustar la fuerza necesaria para extraer el adaptador 12.

20

25

Si se deseara alcanzar una gran fuerza de tracción mínima para extraer el adaptador 12 del alojamiento, el lado inferior de los salientes 26 puede configurarse de forma adecuada para conseguir una unión en arrastre de forma.

Adicionalmente, una o varias de las lengüetas 27 pueden configurarse de modo que se rompan al extraer la montura 23 del alojamiento 21. Esto puede conseguirse, por ejemplo, previendo un punto de rotura teórica en una lengüeta 27. Mediante este planteamiento puede evitarse de forma efectiva que un vidrio de contacto 22 se utilice varias veces con la montura 23 cuando se ha prescrito un único uso, por ejemplo, por motivos de esterilidad.

30

Naturalmente, la concepción con las lengüetas 27 y los salientes 26 también puede invertirse de modo que los salientes 26 se dispongan hacia dentro en relación con el eje óptico A1. Entonces, el alojamiento 21 no ha de realizarse como orificio 24 sino como cilindro exterior cuya ranura 25 está configurada entonces en el exterior. La montura 12 se empuja entonces sobre el alojamiento 21.

35

Por supuesto, la concepción con lengüeta y alojamiento también puede intercambiarse de modo que las lengüetas estén previstas en el dispositivo de tratamiento 1 y el alojamiento esté previsto en la montura 23.

40

La figura 5 muestra otra forma de realización del adaptador 12. En este caso, el adaptador 12 configurado como vidrio de contacto 22 sin montura se inserta en un alojamiento 21 que presenta en su extremo inferior, es decir, el lado que se aleja de la lente 11, un escalón que discurre alrededor del contorno interior. En esta forma de realización, el alojamiento 21 forma parte de la montura de la lente 20, que continúa en forma de tubo por debajo de la lente 11.

45

Gracias a ello, se forma un tope hasta el cual puede insertarse el vidrio de contacto 22 en el adaptador 12. El vidrio de contacto 22 se dispone así con una zona periférica anular en contacto con la superficie de tope 30 formada en el alojamiento 21. El vidrio de contacto 22, el alojamiento 21 y la lente 11 forman una cavidad 31 que puede evacuarse a través de una conexión de vacío lateral 32. Para mejorar la estanqueidad o reducir la potencia de succión necesaria, la lente 11 se introduce de forma estanca en su montura 20, adicionalmente mediante una junta de estanqueidad, por ejemplo, mediante un anillo de obturación o mediante una unión con adhesivo 33.

50

55

Con ello, el vidrio de contacto 22, sujeto mediante vacío, se apoya con su zona periférica anular en contacto con la superficie de tope 30. En este caso, gracias al orificio en el alojamiento 21 se consigue al mismo tiempo un centrado del vidrio de contacto. Si se deseara aumentar más dicho efecto de centrado, la zona periférica del vidrio de contacto 22 puede configurarse en forma de cono truncado y el orificio en el alojamiento 20 se realiza en forma de un cono

que se estrecha de modo correspondiente.

Este principio de auto-centrado se aprovecha de otra manera en la forma constructiva de la figura 6. En este caso, el vidrio de contacto 22 se sujeta aquí en una montura 23 que presenta una superficie de brida cónica 34 que se ensancha hacia el dispositivo de tratamiento 1. El alojamiento 21 presenta una superficie contrapuesta correspondiente como superficie de apoyo 35. En esta superficie de apoyo 35 cónica está previsto un fresado 36 circunferencial que está unido con un conducto de vacío (no mostrado). Mediante el vacío, se arrastra la montura 23 con su superficie de brida 34 hacia la superficie de apoyo 35 y, con ello, se centra al mismo tiempo el vidrio de contacto 22.

10 Para conseguir una formación de vacío especialmente adecuada resulta ventajoso dotar la montura 23, al menos en la superficie de brida 34, con un material flexible, por ejemplo, silicona, dado que un material de este tipo conduce a un cierre hermético al aire especialmente conveniente y, con ello a una fuerza de sujeción especialmente adecuada. Naturalmente, esta medida también puede utilizarse en la forma de realización de la figura 5.

15 La figura 7 muestra un adaptador 12 que adopta el principio de fijación del adaptador de la figura 5. Los elementos iguales están dotados de los mismos números de referencia, de modo que, a este respecto, también se hace referencia a la descripción en relación con la figura 5. Sin embargo, a diferencia de la forma constructiva de la figura 5, el vidrio de contacto 22 está dotado de un soporte de vidrio de contacto 37 que sirve como montura.

20 El vidrio de contacto 22 se asienta en el soporte de vidrio de contacto 37. Presenta una sección cónica que se estrecha hacia el ojo y se dispone en contacto con una superficie anular cónica 43 del soporte de vidrio de contacto 37. Para fijar el vidrio de contacto 22 al soporte de vidrio de contacto 37 puede realizarse en este lugar una unión por adhesión. De forma alternativa o adicional, es posible una unión por adhesión en la zona de la sección cilíndrica del  
25 vidrio de contacto. Para ello, el soporte de vidrio de contacto 37 presenta de forma conveniente, en la forma constructiva de la figura 7, un achaflanado cónico adecuado en el que, tras colocar el vidrio de contacto 22 en el soporte de vidrio de contacto 37, se aplica adhesivo de modo que el soporte de vidrio de contacto 37 se fije al vidrio de contacto 22.

30 El soporte de vidrio de contacto 37 no contribuye a la fijación del vidrio de contacto 22, que, al igual que en la forma constructiva de la figura 5, también se arrastra por vacío hacia la superficie de tope 30 con una zona periférica anular de la superficie superior, es decir, la superficie dirigida al dispositivo de tratamiento láser. El vacío en la cavidad 31 se aplica a su vez mediante una conexión de vacío 32 que está configurada como canal a través del alojamiento 21 del dispositivo de tratamiento 1. En este caso, el canal puede configurarse en el alojamiento 21,  
35 diseñado en forma de tolva en el ejemplo de realización de la figura 7. También es posible diseñar el canal a través de una ranura correspondiente en el alojamiento 21, de modo que esté limitado por el alojamiento 21 en forma de tolva y la lente 11 delantera introducida. Dado que la lente 11 está fijada a su vez de forma estanca en el alojamiento 21, por ejemplo, unida por adhesión, la aplicación de vacío a través de la conexión de vacío 32 conduce a una evacuación de la cavidad 31, que arrastra el vidrio de contacto 22 sobre la superficie de tope 30. Para soltar la  
40 fijación por vacío es necesaria una fuerza que supere la fuerza de succión ejercida por la fijación por vacío. Ajustando la potencia de succión en la conexión de vacío 32, puede ajustarse de la forma deseada la fuerza que se requiere para separar el vidrio de contacto 22 de la superficie de tope 30 necesaria para la función de cierre anti-pánico.

45 Los elementos para el centrado del vidrio de contacto 22 están configurados aquí, a modo de ejemplo, como ajuste, que se forma por un reborde cilíndrico que sobresale de la superficie de tope en paralelo al eje óptico A1 y en el que durante la fijación se introduce el vidrio de contacto 22 en la dirección axial hacia la superficie de tope 30.

Para fijar el vidrio de contacto 22 en el objeto, es decir, en el ojo, el soporte de vidrio de contacto 37 presenta una  
50 pieza de conexión 38 que dispone de una conexión Luer Lock 39 así como un canal de succión 40 unido a esta. El canal de succión 40 desemboca lateralmente en el vidrio de contacto 22 por encima de un anillo de prolongación 41 del soporte de vidrio de contacto 37 que sobresale en la dirección axial del lado inferior 29 del vidrio de contacto 22. Al colocar el vidrio de contacto 22, este anillo de prolongación entra primero en contacto con la córnea 17. Después, mediante aplicación de vacío en la conexión Luer-Lock 39, se arrastra hacia el ojo la unidad formada por el soporte  
55 de vidrio de contacto 37 y el vidrio de contacto 29 de modo que el lado inferior 29 del vidrio de contacto garantiza, tal como ya se ha explicado, la forma pretendida 19 deseada de la córnea 17.

Dado que las condiciones de vacío durante la succión del vidrio de contacto 22 sobre la córnea 17 pueden variar con una intensidad mucho mayor que las condiciones de presión en la cavidad 31, se prefiere diseñar la fijación por

vacío del vidrio de contacto 22 con el soporte de vidrio de contacto 37 en el ojo mucho más fuerte que la fijación por vacío del vidrio de contacto 22 en la superficie de tope 30. En caso de que se separe el ojo del dispositivo de tratamiento 1 debido a pánico, la unión entre el vidrio de contacto 22 y el alojamiento 21 se abre con una fuerza que puede ajustarse o se ajusta de forma muy precisa; el vidrio de contacto 22 con el soporte de vidrio de contacto 37 se mantiene en el ojo.

## REIVINDICACIONES

1. Combinación de un dispositivo de tratamiento láser (1) y un adaptador (12) para el acoplamiento mecánico de un objeto (17) con el dispositivo de tratamiento láser (1), que facilita un alojamiento (21) para la fijación del adaptador (12), en el que
- el adaptador presenta una zona central (22) que puede conectarse en una trayectoria del rayo del dispositivo de tratamiento láser (1) que discurre por un eje óptico (A1) hacia el objeto (17), estando configurada la zona central como vidrio de contacto (22) para colocarse sobre el objeto (17),
  - el adaptador presenta una zona periférica que se sitúa fuera de la zona central (22) y que, al utilizar el adaptador (12), no se sitúa en la trayectoria del rayo,
  - el adaptador (12), por una parte, puede fijarse en el dispositivo de tratamiento láser (1) y, por otra parte, está configurado para que su zona central (22) se disponga en contacto con el objeto (17),
  - en la zona periférica están previstos elementos de fijación con los que el adaptador (12) puede fijarse de forma separable en el alojamiento (21) del dispositivo de tratamiento láser (1) de modo que, mediante un movimiento de introducción realizado fundamentalmente a lo largo del eje óptico, puede introducirse en el alojamiento (21) y separarse de este,
  - los elementos de fijación presentan una superficie de brida (34) para la fijación mediante vacío o efectos electrostáticos o electromagnéticos, y
  - la zona periférica del adaptador (12) y el alojamiento (21) están configurados de modo que juntos proporcionan una fijación auto-centrante del adaptador (12) en el dispositivo de tratamiento láser (1),
  - estando configurada la zona periférica del adaptador (12) en forma de cono truncado y presentando el alojamiento (21) un orificio que está configurado, en correspondencia, de forma cónica, de modo que la zona periférica en forma de cono truncado del adaptador (12) es arrastrada, por vacío o efectos electrostáticos o electromagnéticos, hacia dentro del orificio que se estrecha,
  - o ensanchándose la zona periférica del adaptador (12) de forma cónica hacia el dispositivo de tratamiento láser, y estando configurado el alojamiento (21), en correspondencia, en forma de cono truncado, de modo que el adaptador (12) se fija, por vacío o los efectos electrostáticos o electromagnéticos, de modo que se centra en el dispositivo de tratamiento láser (1).
2. Combinación según la reivindicación 1, caracterizada porque los elementos de fijación provocan la fijación por vacío, y la superficie de brida (34) está configurada en una montura (23) de la zona central.
3. Combinación según la reivindicación 1, caracterizada porque los elementos de fijación provocan la fijación por vacío y la superficie de brida está configurada como zona periférica anular que rodea la zona central (22), y porque la zona central (22) está configurada para formar, junto con el alojamiento (21) y una lente (11) introducida en este de forma estanca, una cavidad (31) que sirve para la fijación por vacío.
4. Combinación según la reivindicación 1, caracterizada porque la zona periférica y la zona central (22) están configuradas formando una pieza.
5. Combinación según la reivindicación 1, caracterizada porque la zona periférica está configurada como montura (23) del vidrio de contacto (22).
6. Combinación según una de las reivindicaciones precedentes, caracterizada porque en la zona periférica (23) están previstos elementos de fijación (28, 41, 40) con los que puede sujetarse la zona central (22) en contacto con el objeto (17).
7. Combinación según la reivindicación 6, caracterizada porque los elementos de fijación (28, 41, 40) están configurados para una fijación por vacío.

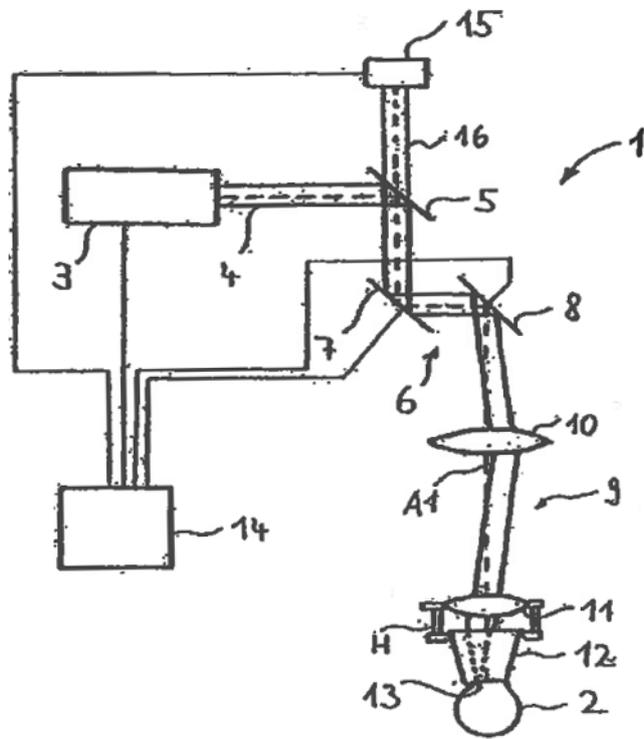


Fig. 1

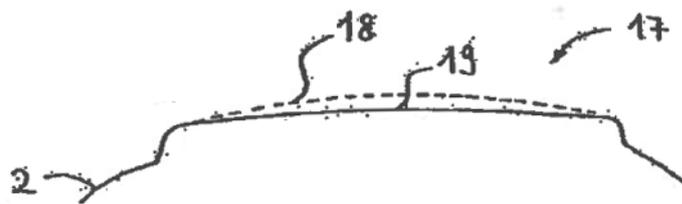
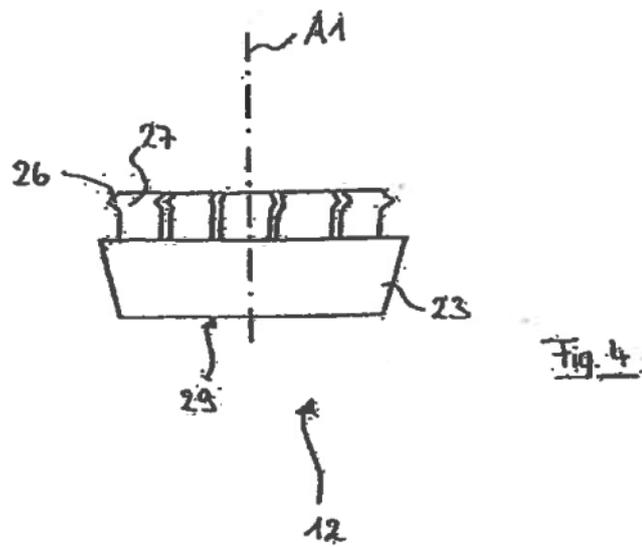
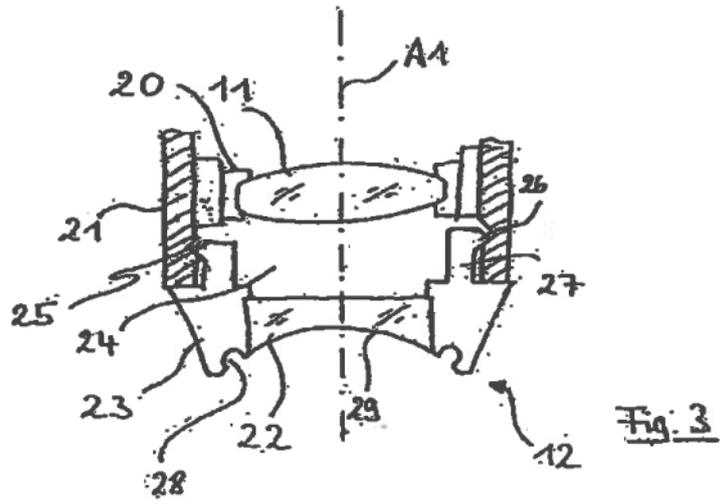
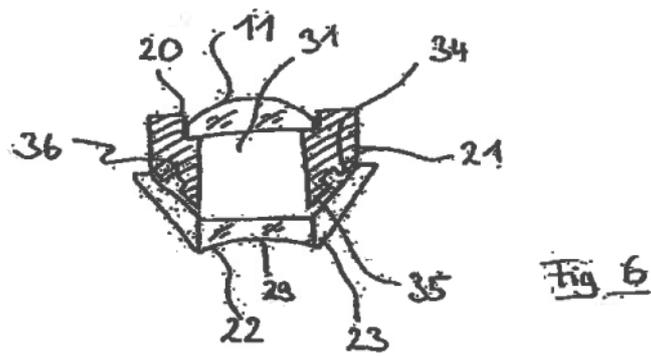
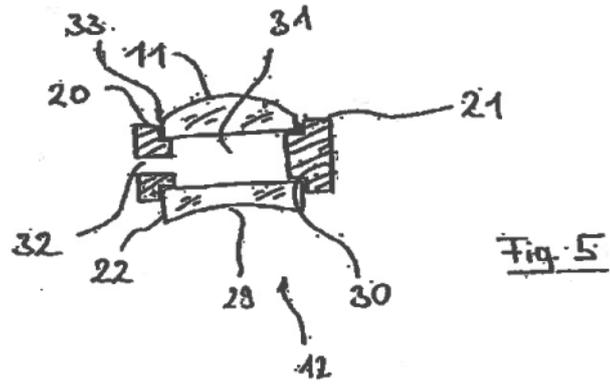
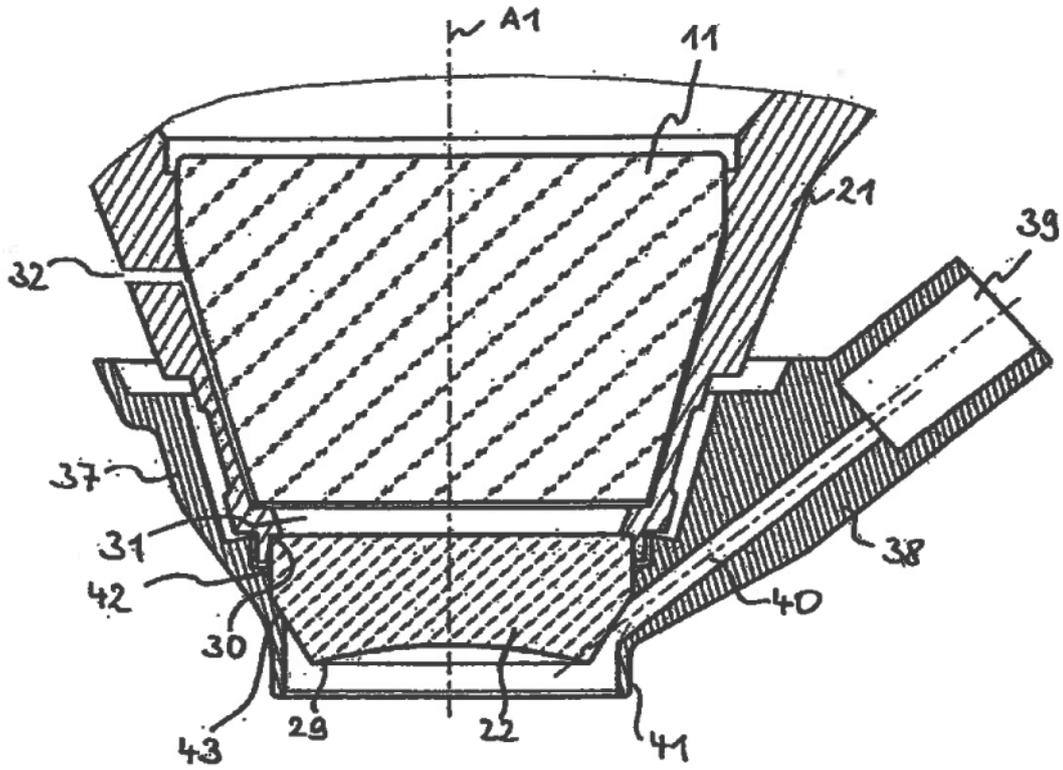


Fig. 2







12

Fig. 7