

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 720 365**

51 Int. Cl.:

**A61F 9/013** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **14.03.2007** **E 09012579 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **13.03.2019** **EP 2133048**

54 Título: **Aparato para el acoplamiento de un elemento al ojo**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**19.07.2019**

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**DONITZKY, CHRISTOF y**  
**WÜLLNER, CHRISTIAN**

74 Agente/Representante:

**LEHMANN NOVO, María Isabel**

**ES 2 720 365 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 el acoplamiento de un elemento al ojo

- 5 La invención se refiere a un dispositivo para cirugía oftálmica, comprendiendo el dispositivo un anillo de succión que puede colocarse sobre un ojo que va a tratarse, con una zona de succión que está configurado para, mediante generación de depresión en la zona de succión, succionar el anillo de succión contra el ojo.
- 10 En la cirugía oftálmica se utiliza la radiación láser pulsada por ejemplo para realizar incisiones en la córnea o para la retirada (ablación) de tejido de la córnea. La radiación láser irradiada provoca en el tejido corneal un proceso de fotodisrupción o fotoablación, que lleva a la separación de tejido o a la retirada de material de tejido. Este tipo de tratamientos de la córnea tienen lugar por ejemplo en el marco de los procedimientos refractivos para reducir o eliminar completamente defectos en la visión del ojo, en los que la córnea se conforma de nuevo y de este modo se modifican sus características de refracción.
- 15 El procedimiento refractivo dominante de la cirugía corneal es el denominado LASIK (Queratomileusis in situ asistida con láser). En este sentido, o bien de manera mecánica (por medio de una cuchilla de corte oscilante en un denominado microqueratomo) o bien de manera óptica (por medio de radiación láser, por ejemplo por medio de sistemas láser de femtosegundo) se corta una pequeña tapa de la córnea, que con una parte de su borde todavía cuelga de la córnea. A continuación esta tapa, también denominada habitualmente colgajo (*flap*) se abre hacia un
- 20 lado con lo que queda accesible el estroma situado debajo. Entonces, con radiación láser, se retira tejido del estroma según un perfil de ablación determinado para el respectivo paciente. A continuación vuelve a colocarse la tapa con lo que la herida puede curar relativamente rápido.
- 25 En este sentido, para un acoplamiento preciso de la radiación láser en el ojo se conoce fijar el ojo por medio de un dispositivo de fijación que mediante depresión se succiona contra el ojo. El dispositivo de fijación puede presentar un cristal que sirve como elemento de acoplamiento para la radiación láser. Este tipo de dispositivos de fijación también se denominan anillos de succión.
- 30 Una vez que el anillo de succión está dispuesto en el ojo de un paciente y está fijado al ojo por medio de una depresión, se introduce energía en el interior de la córnea por medio de impulsos de un láser de femtosegundo. De este modo se realiza una incisión en la córnea, puede abrirse el colgajo y la corrección del defecto en el ojo puede llevarse a cabo mediante una retirada definida de tejido corneal al descubierto.
- 35 El experto conoce los anillos de succión en sí mismos, por ejemplo los documentos US 5 336 215 y US 5 549 632 dan a conocer anillos de succión, que en su zona circunferencial comprenden aberturas configuradas como zonas de succión para la succión contra un ojo. El documento EP 0 993 814 A1 así como el documento US 6 342 053 B1 dan a conocer anillos de succión, en los que se genera una depresión en la zona de una superficie de aplanación, de modo que la córnea del ojo se apoye en la misma. El documento US 6 344 040 B1 muestra un anillo de succión,
- 40 en el que se genera una depresión en la zona de una superficie de aplanación, comprendiendo además el anillo de succión una sonda, que en uso perfora la córnea y por medio de una succión, succiona los gases y partículas generados durante el procedimiento de fotodisrupción. El documento WO 03/002008 A1 da a conocer un anillo de succión con una zona de succión configurada en la circunferencia del anillo de succión, disponiéndose en el anillo de succión una sujeción de lente de forma cónica con una lente, por medio de un elemento de agarre en forma de
- 45 pinza.
- El documento WO 00/41660 A1 describe una unidad para realizar una operación en el ojo con una primera zona de vacío anular fija y una zona de vacío central móvil. La zona de vacío móvil se encuentra en uso sobre la córnea que va a operarse y puede conferirle una forma deseada para la operación. La segunda zona de vacío puede comprender una pluralidad de elementos, de modo que puede variarse su forma y por consiguiente el contorno de la
- 50 córnea durante la operación.
- El documento WO 03/001991 A1 da a conocer una lente de contacto con una pluralidad de unidades de medición de deformación para medir la presión intraocular. El suministro de energía de las unidades de medición de deformación y la comunicación se producen sin contacto.
- 55 Los anillos de succión del estado de la técnica comprenden elementos de aplanación, que se acoplan con el anillo de succión por medio de dispositivos mecánicos complejos.
- 60 La presión intraocular que actúa durante la succión del anillo de succión puede producir daños y hasta ahora es desconocida para el cirujano durante el tratamiento de un ojo. Además el posicionamiento del anillo de succión, por ejemplo con respecto a un sistema láser de femtosegundo, es crítico y en determinadas circunstancias, por desplazamientos de la camilla de tratamiento, puede llevar a fallos en el tratamiento o lesiones. La posición del anillo de succión y del ojo, en particular con respecto a una camilla de tratamiento y el rayo láser, es relevante para la
- 65 seguridad. Una fuerza mecánica, que durante el tratamiento con láser actúa sobre el ojo, se ve influida en determinadas circunstancias por las fuerzas mecánicas producidas con un movimiento de la cabeza y puede llevar a

una lesión. Durante el tratamiento, el contenido en agua y/o las características biomecánicas de la córnea pueden ser importantes para el resultado del tratamiento. La transparencia de la córnea también es importante para el tratamiento con pulsos láser, para mejorar la seguridad de la operación.

5 Por el documento WO 2006/121066 A1 se conoce un elemento sobrepuesto, que para un tratamiento con láser de un ojo se coloca sobre el mismo. En el elemento sobrepuesto, a una distancia con respecto a la superficie anterior del ojo, se encuentra un elemento de lente con función de enfoque para la radiación láser utilizada. Entre la superficie anterior del ojo, el elemento de lente y la pared circunferencial del elemento sobrepuesto se delimita un espacio de enfriamiento, que se llena con un líquido de enfriamiento para enfriar el globo ocular durante la irradiación del ojo con láser. En la pared circunferencial del elemento sobrepuesto están previstos dos orificios, uno para introducir el líquido de enfriamiento en el espacio de enfriamiento, el otro para permitir la salida del líquido de enfriamiento. En los dibujos de este documento, los dos orificios se muestran a la misma altura axial, con respecto a un eje central imaginario del elemento sobrepuesto.

15 A este respecto, la invención proporciona un dispositivo para cirugía oftálmica que está configurado para, durante un tratamiento de un ojo, proporcionar un fluido diferente del aire entre una lente de enfoque y la córnea del ojo, comprendiendo el dispositivo: un anillo de succión que puede colocarse sobre un ojo que va a tratarse con una primera zona de succión que está configurado para, mediante generación de depresión en la primera zona de succión, succionar el anillo de succión contra el ojo, y un elemento de recipiente configurado de manera integral con el anillo de succión o que puede acoplarse por medio de depresión o mecánicamente al anillo de succión, con un eje longitudinal y un espacio interno para recibir el fluido, presentando el elemento de recipiente una pared que se extiende desde un primer extremo axial hasta un segundo extremo axial opuesto del elemento de recipiente, que discurre alrededor del eje longitudinal, mediante la cual se cierra lateralmente, y estando previstas en la pared una primera abertura para alimentar el fluido al espacio interno y una segunda abertura para descargar el espacio interno, estando dispuestas las dos aberturas en la pared desplazadas axialmente entre sí.

La zona de succión puede estar formada por ejemplo por una abertura o una hendidura, en la que en uso reina una depresión. La depresión puede generarse por ejemplo mediante una bomba de succión conectada con la zona de succión.

30 En la medida en que el elemento de recipiente pueda acoplarse por medio de depresión al anillo de succión, el primer extremo axial del elemento de recipiente se succiona en uso mediante generación de depresión en una segunda zona de succión del anillo de succión contra la misma. El elemento de recipiente puede estar abierto en su primer extremo axial y segundo extremo axial. Debido al elemento de recipiente la lente de enfoque tiene una distancia fija con respecto a la córnea, con lo que se garantiza un tratamiento seguro.

35 Cuando se introduce un fluido a través de la primera abertura, en el entorno de la primera zona de succión se encuentra una película de humedad, que garantiza una estanqueidad particularmente buena de la primera zona de succión, con lo que la unidad de succión ocular se acopla de manera particularmente segura al ojo. Cuanto mayor es la viscosidad del líquido, mejor es el efecto de sellado adicional.

40 El elemento de recipiente puede llenarse con un fluido cuyo índice de refracción corresponde aproximadamente al índice de refracción de la córnea. De este modo no se produce ninguna aberración óptica de la luz durante la transición a la córnea, con lo que se garantiza una buena capacidad de enfoque del rayo láser y una elevada calidad óptica del rayo láser. El fluido puede presentar un índice de refracción  $\eta_{\text{fluido}}$  de desde aproximadamente 1,35 hasta aproximadamente 1,40, preferiblemente de aproximadamente 1,36 a 1,38, lo más preferiblemente de aproximadamente 1,37. El índice de refracción  $\eta_{\text{córnea}}$  de la córnea asciende aproximadamente a 1,376, y en caso de que el índice de refracción del fluido presente un índice de refracción similar, no se reduce la calidad y/o la intensidad de un rayo de luz o de un rayo láser durante la transición del elemento de contacto ocular óptico a la córnea.

Las pérdidas por reflexión R se calculan de la siguiente manera:

$$R = \left[ \frac{\eta_{\text{Córnea}} - \eta_{\text{Fluido}}}{\eta_{\text{Córnea}} + \eta_{\text{Fluido}}} \right]^2 ;$$

55 Cuando  $\eta_{\text{córnea}} \approx \eta_{\text{fluido}}$  ocurre que prácticamente no se producen pérdidas por reflexión.

A través de la segunda abertura, al llenar el elemento de recipiente, puede salir aire.

60 Además, en esta forma de realización no es necesario ningún elemento de aplanación, con lo que no se aumenta la presión ocular durante el tratamiento. Además no puede producirse ninguna aberración, por ejemplo un error de

frente de onda, debido a una aplanación esférica o esférica como con el uso de un elemento de aplanación. De este modo se consigue una radiación láser con un error de frente de onda reducido, que resulta ventajosa con respecto al enfoque porque las posiciones de enfoque se dispersan con menos intensidad y la radiación láser se concentra en una zona de enfoque más pequeña.

- 5 A continuación se explicará la invención en más detalle mediante los dibujos adjuntos. Representan:
- la figura 1, una sección esquemática, no a escala a través de un primer ejemplo de un dispositivo para cirugía oftálmica;
- 10 la figura 2a, una sección esquemática, no a escala a través de un segundo ejemplo de un dispositivo para cirugía oftálmica;
- la figura 2b, una sección esquemática, no a escala a través de un ejemplo de un dispositivo para cirugía oftálmica, en el que una segunda zona de succión se encuentra en un elemento funcional;
- 15 la figura 3, una vista frontal esquemática de un dispositivo para cirugía oftálmica a modo de ejemplo;
- la figura 4, una vista esquemática, no a escala de una forma de realización de la invención, en la que durante el tratamiento entre una lente de enfoque y la córnea se encuentra un fluido;
- 20 la figura 5, una vista esquemática, no a escala de otro ejemplo de un dispositivo para cirugía oftálmica en el que un elemento de aplanación está fijado a un anillo de succión;
- 25 la figura 6, una vista esquemática, no a escala de otro ejemplo de un dispositivo para cirugía oftálmica, en el que un elemento de aplanación está fijado a un anillo de succión;
- la figura 7, una vista en perspectiva, no a escala de otro ejemplo de un dispositivo para cirugía oftálmica, que comprende un anillo de succión con una unidad de medición; y
- 30 la figura 8, una sección esquemática, no a escala a través del dispositivo de ejemplo según la figura 7.

La figura 1 muestra una unidad de succión ocular (es decir, un anillo de succión) 2 con una primera zona de succión 4 que está configurada para, en uso, succionar la unidad de succión ocular 2 contra un ojo 18, y una segunda zona de succión 10 que está configurada para, en uso, succionar un elemento funcional 12. El elemento funcional 12 comprende un elemento óptico 11, que está configurado como lente o placa de aplanación 11. Además el elemento funcional 12 comprende una zona de conexión 13, con la que el elemento funcional puede acoplarse a una unidad óptica (no mostrada) de un sistema láser, por ejemplo de un sistema láser de femtosegundo.

- 40 Además la unidad de succión ocular comprende una tercera zona de succión, que está en comunicación de fluido con el espacio entre el elemento funcional 12 y la córnea 19 de un ojo 18 y realiza una evacuación del mismo al menos en parte, de modo que al menos una parte de la córnea se apoye en el elemento funcional 12. La zona, en la que se apoya la córnea 19, puede estar configurada como lente de aplanación o placa de aplanación 11. La unidad de succión ocular comprende una pluralidad de alimentaciones de depresión 20, 22, 24 (en la figura 1 sólo puede reconocerse una), que están conectadas a una o en cada caso a una bomba de succión o a una bomba de succión con tres unidades de regulación separadas o tres válvulas de regulación separadas. De este modo, en la primera zona de succión 4, la segunda zona de succión 10 y la tercera zona de succión 6 puede generarse una depresión diferente. En la segunda zona de succión 10 puede ajustarse una depresión elevada, para que el elemento funcional 12 esté dispuesto de manera firme en la unidad de succión ocular. En la primera zona de succión 4 y/o en la tercera zona de succión 6 puede ajustarse una depresión menor, para no lesionar el ojo 18. El cirujano puede aplicar además antes de la operación sólo una depresión en la segunda zona de succión 10 para disponer el elemento funcional 12 en la unidad de succión ocular 2. Al posicionar la unidad de succión ocular 2 en el ojo 18 del paciente, en la primera zona de succión 4 puede generarse una depresión para disponer la unidad de succión ocular 2 en el ojo 18 de manera segura. Finalmente puede generarse una depresión en la tercera zona de succión 6 para que la córnea 19 del ojo 18 esté dispuesta de manera segura en el elemento funcional 12. Sin embargo, también es concebible disponer primero la unidad de succión ocular 2 en el ojo 18 y a continuación generar un vacío en la segunda zona de succión 10 para disponer el elemento funcional 12.

- 60 El dispositivo según la figura 1 evita una lesión del ojo, porque en la primera zona de succión 4 puede ajustarse una depresión diferente a la de la segunda zona de succión 10 y/o la tercera zona de succión 6. Además se crea una redundancia porque la unidad de succión ocular se mantiene en el ojo tanto por la primera zona de succión 4 como por la tercera zona de succión 6.

- 65 La primera zona de succión 4 está configurada como ranura circunferencial en la unidad de succión ocular. Sin embargo, también son posibles otras configuraciones, por ejemplo una pluralidad de ranuras circunferenciales, una o varias muescas circunferenciales o no circunferenciales o una pluralidad de aberturas. La segunda zona de succión

10 está configurada por dos ranuras circunferenciales de forma circular en el lado anterior o lado superior de la unidad de succión ocular. También en este caso son posibles las configuraciones descritas anteriormente con respecto a la primera zona de succión. La tercera zona de succión 6 se encuentra en el primer ejemplo en la zona de transición de la unidad de succión ocular 2 al elemento funcional 12. De este modo puede garantizarse que una parte de la córnea 19 se succione contra la superficie del elemento funcional 12.

El elemento funcional 12 puede cambiarse fácilmente sin que para ello sean necesarias herramientas especiales y/o pasos operativos complejos. En uso, el elemento funcional 12 puede cambiarse fácilmente por otro, que por ejemplo comprenda otro elemento óptico 11, elemento de aplanación 11 y/u otra zona de conexión 13.

La figura 2a muestra un segundo ejemplo de un dispositivo para cirugía oftálmica, designando los mismos números de referencia los mismos elementos. Con respecto a la configuración de las zonas de succión primera, segunda y tercera así como de las alimentaciones de depresión se remite a la descripción del ejemplo según la figura 1.

A diferencia del ejemplo según la figura 1, en el ejemplo según la figura 2a se dispone un elemento de sujeción 14 mediante una depresión en la segunda zona de succión 10 en la unidad de succión ocular 2. El elemento de sujeción 14 puede ser cualquier elemento en el que pueden disponerse o fijarse otros elementos. El elemento de sujeción 14 comprende en su zona dirigida hacia la unidad de succión ocular 2 una hendidura circunferencial de forma circular, en la que está dispuesto un elemento óptico 16. El elemento óptico 16 puede estar configurado como elemento de aplanación o como lente de aplanación. El elemento de sujeción 14 comprende también una zona de conexión (no mostrada) con la que el elemento de sujeción puede acoplarse con la óptica de un sistema láser.

Mediante la depresión en la tercera zona de succión 6 la córnea 19 se succiona contra el elemento óptico 16 dispuesto en el elemento de sujeción 14.

La figura 2b muestra un tercer ejemplo de un dispositivo para cirugía oftálmica, similar al segundo ejemplo. A diferencia del segundo ejemplo la unidad de succión ocular 2' en el tercer ejemplo no comprende ninguna segunda zona de succión. La segunda zona de succión 10' está dispuesta en el elemento funcional 14'. A través de la segunda alimentación de depresión 22' se genera una depresión en la segunda zona de succión 10'. Las demás configuraciones de la unidad de succión ocular 2' y del elemento funcional 14' corresponden a las configuraciones de la unidad de succión ocular 2 y del elemento funcional 14 del segundo ejemplo.

La figura 3 muestra una vista frontal del dispositivo a modo de ejemplo sin el elemento funcional colocado en uso.

La unidad de succión ocular comprende una primera alimentación de depresión 20, que está unida con la primera zona de succión, una segunda alimentación de depresión 22, que está unida con la segunda zona de succión, y una tercera alimentación de depresión 24, que está unida con la tercera zona de succión. La unidad de succión ocular no tiene que ser esencialmente circular. Por ejemplo también puede estar configurada como anillo elíptico o anillo poligonal.

La figura 4 muestra una forma de realización de un anillo de succión 2 según la invención, en el que durante el tratamiento del ojo 18 un fluido se encuentra entre una lente de enfoque 64 y la córnea del ojo 18. La unidad de succión ocular 2 se acopla con ayuda de una primera zona de depresión 4 al ojo 18, por ejemplo a la esclerótica o al limbo. La zona de la unidad de succión ocular 2, que entra en contacto con el ojo 18, imita la forma anatómica del ojo 18 en esta zona, para que la presión ocular no se aumente o sólo se aumente ligeramente. Sin embargo, la unidad de succión ocular 2 y los elementos dispuestos en la misma no entran en contacto con el ojo 18 y/o no lo cubren en la zona que va a tratarse de la córnea, con lo que se obtiene una apertura numérica de aproximadamente 10 mm.

La unidad de succión ocular 2 comprende una primera zona de succión 4, que succiona un elemento de recipiente 50 en su primer extremo axial 56. De manera opuesta al primer extremo axial 56 del elemento de recipiente 50 se encuentra un segundo extremo axial 58, en el que puede estar dispuesta una lente de enfoque 64. Una pared 52 se extiende desde el primer extremo axial 56 hasta el segundo extremo axial 58 del elemento de recipiente 50 y alrededor del eje longitudinal del elemento de recipiente 50 en la dirección axial. Por tanto, el elemento de recipiente está cerrado lateralmente por la pared 52, hacia arriba por la lente de enfoque 64 y hacia abajo por la córnea del ojo 18.

La pared 52 presenta una primera abertura 60, a través de la que puede alimentarse un fluido, y una segunda abertura 62, a través de la que puede descargarse un fluido. Cuando se alimenta un fluido a través de la primera abertura 60, el aire en el interior 66 del elemento de recipiente sale a través de la segunda abertura 62. El fluido alimentado al interior 66 del elemento de recipiente presenta de manera preferible aproximadamente un índice de refracción  $\eta$  similar al de la córnea o el mismo que ésta, cuyo índice de refracción  $\eta_{\text{córnea}}$  asciende aproximadamente a 1,376. Sin embargo, también es posible utilizar agua, cuyo índice de refracción  $\eta_{\text{agua}}$  asciende aproximadamente a 1,333. Mediante la adaptación de los coeficientes de refracción no se produce ninguna aberración óptica de la luz durante el paso a la córnea, con lo que se garantiza una buena capacidad de enfoque del rayo láser y una elevada calidad óptica del rayo láser.

5 Cuando en el entorno de la primera zona de succión 6 se encuentra una película de humedad, como se mencionó anteriormente, se garantiza una estanqueidad particularmente buena de la primera zona de succión 6, con lo que la unidad de succión ocular se acopla de manera particularmente segura al ojo. Cuanto mayor es la viscosidad del líquido, mejor es el efecto de sellado adicional.

10 Además, en esta forma de realización, como se mencionó anteriormente, no es necesario ningún elemento de aplanación, lo que lleva a que la presión ocular no se aumente durante el tratamiento. Además no puede producirse ninguna aberración, por ejemplo un error de frente de onda, debido a una aplanación esférica o asférica como con el uso de un elemento de aplanación. Por consiguiente se consigue una radiación láser con un error de frente de onda reducido, que resulta ventajosa con respecto al enfoque porque las posiciones de enfoque se dispersan con menos intensidad y la radiación láser se concentra en una zona de enfoque más pequeña.

15 El elemento de recipiente 50 y la unidad de succión ocular 2 pueden estar configurados de manera integral o unirse entre sí con arrastre de forma o fricción.

20 Las figuras 5 y 6 muestran ejemplos adicionales de un dispositivo para cirugía oftálmica. El elemento óptico 16 es un elemento de aplanación. El elemento de aplanación 16 está fijado a la unidad de succión ocular 2a, 2b. Como se mencionó anteriormente, el elemento de aplanación 16 tiene que cambiarse tras una operación, después de haberse expuesto a la radiación láser. La unidad de succión ocular 2a, 2b puede proporcionarse como artículo desechable estéril con el elemento de aplanación 16 fijado a la misma. De este modo puede conseguirse una unidad de succión ocular más económica. Además, con una unidad de succión ocular de este tipo puede reducirse la cadena de tolerancia mecánica sobre el elemento de aplanación 16 y el elemento de sujeción 14a, 14b succionado, reutilizable, que también se denomina cono de adaptación. Mediante la cadena de tolerancia reducida se mejora el resultado del tratamiento.

30 A través de la primera alimentación de depresión 20, como se describió anteriormente, se genera una depresión en la primera zona de succión 4, de modo que se mantiene la unidad de succión ocular 2a, 2b en el ojo 18. Una segunda alimentación de depresión 21 genera una segunda depresión 10a, 10b en la segunda zona de succión 10a, 10b, de modo que el elemento de sujeción o el cono de adaptación 14a, 14b se mantiene de manera segura en el elemento de aplanación 16.

35 En el ejemplo según la figura 5 el elemento de sujeción o el cono de adaptación 14a están en contacto tanto con el elemento de aplanación 16 como con la unidad de succión ocular 2a. En esta forma de realización de la unidad de succión ocular 2a el borde del elemento de aplanación 16 se rodea completamente por la unidad de succión ocular.

40 En el ejemplo según la figura 6 el elemento de sujeción o el cono de adaptación 14b están en contacto sólo con el elemento de aplanación 16 y no con la unidad de succión ocular 2b. En esta forma de realización de la unidad de succión ocular 2b el elemento de aplanación 16 puede apoyarse sólo con su borde inferior sobre la unidad de succión ocular 2b. Puede fijarse adicionalmente, por ejemplo por medio de un adhesivo. También en esta forma de realización es posible que la unidad de succión ocular 2b rodee completamente el elemento de aplanación 16, de modo que no sea necesario ningún adhesivo. El elemento de sujeción 14b tiene que presentar en este caso un diámetro menor en su lado dirigido hacia el elemento de aplanación 16, en relación al elemento de aplanación.

45 Las figuras 7 y 8 muestran otro ejemplo de un dispositivo para cirugía oftálmica, que comprende una unidad de succión ocular 116, un elemento de sujeción 102, un elemento de aplanación 104, una unidad de alimentación 110 con al menos un conducto de vacío así como un suministro de energía y una conexión de señal para al menos un medio de medición. En el lado inferior de la unidad de succión ocular 116 se encuentra una primera zona de succión 128, con la que se fija la unidad de succión ocular 116 con respecto al ojo 122. La unidad de succión ocular 116 puede fijar el elemento de sujeción 102 a través de una segunda zona de succión 124, en la que reina una depresión. El elemento de sujeción 102 fija el elemento de aplanación 104 a través de una tercera zona de succión 126 opcional. A través del elemento de aplanación 104 se acopla la radiación de un sistema láser (no mostrado), por ejemplo de un sistema láser de femtosegundo. El elemento de aplanación también puede estar configurado como lente. El elemento de aplanación 104 se apoya en su extremo inferior en la córnea del ojo 122, con lo que se fija la posición de la córnea.

60 En el lado superior del elemento de sujeción 102 están configuradas una pluralidad de guías mecánicas 106 para acoplar la trayectoria del rayo del láser y/o un mecanismo de cierre. Las guías mecánicas 106 pueden comprender un sensor de fuerza (no representado). Además, el sensor de fuerza puede disponerse en las guías mecánicas, acoplándose la óptica del láser en este caso a los sensores de fuerza. El sensor de fuerza puede ser por ejemplo un sensor piezoeléctrico o puede estar construido con extensómetros.

65 En el elemento de aplanación 104 pueden estar dispuestos medios de medición para medir la presión intraocular. Los medios de medición pueden proporcionarse mediante sistemas microelectromecánicos (sistemas MEM). En el borde del elemento de aplanación 104 se encuentran una pluralidad de sensores de fibras 108 para llevar a cabo un procedimiento de espectroscopia, por ejemplo en el rango de infrarrojos cercanos, y/o para llevar a cabo un

procedimiento para la determinación de la dispersión de la luz. Con estos sensores de fibras pueden determinarse características de la córnea, por ejemplo su contenido en agua. Mediante la determinación de la dispersión de la luz también puede determinarse la transparencia de la córnea. Sin embargo, en la quinta forma de realización está previsto un sensor de transparencia separado 114, que por ejemplo mediante determinación de la dispersión de la luz de la córnea determina su transparencia. Una unidad de espectroscopia mecánica 112 determina, por ejemplo mediante resonancia mecánica, las características biomecánicas de la córnea. A través de la unidad de alimentación 110 se alimenta una depresión a la unidad de succión ocular. Además, con la unidad de alimentación 110 se garantiza un suministro de energía, y las señales de medición de los medios de medición se transmiten a una unidad de evaluación (no mostrada) a través de un cable eléctrico, una fibra de vidrio y/o radio. En el elemento de aplanación 104 y la unidad de succión ocular 102 pueden preverse elementos de contacto para transmitir señales eléctricas y proporcionar un suministro de energía.

En el elemento de sujeción 102 están previstos además medios de medición de posición 120 para determinar la posición de la unidad de succión ocular 116 o del elemento de sujeción 102 en el espacio. Los medios de medición de posición 120 pueden ser por ejemplo sensores acústicos u ópticos, que determinan la posición con respecto a una geometría de referencia. Además, en el caso de los sensores de posición 120 puede tratarse de sensores meramente pasivos que reciben un rayo emitido desde un lugar de referencia, determinándose la posición de la unidad de succión ocular 116 o del elemento de sujeción 102 basándose en la señal recibida. Del mismo modo, los medios de medición de posición 120 pueden ser elementos meramente activos que emiten un rayo óptico o acústico que recibe una unidad de recepción correspondiente en un lugar de referencia, determinándose la posición de los medios de medición de posición 120 en el espacio basándose en la señal recibida. En la unidad de succión ocular 102 también pueden estar dispuestas marcas de referencia que registra una cámara dispuesta en el espacio. Del mismo modo, en el interior de la unidad de succión ocular pueden estar dispuestos sensores ópticos que registran la posición del ojo. Con ayuda de la posición registrada de los ojos con respecto al anillo de succión ocular 102 y la posición del anillo de succión ocular registrada con los medios de medición de posición 120, en el espacio, puede determinarse la posición del ojo 122 en el espacio.

Los medios para determinar la posición del anillo de succión en el espacio pueden acoplarse con un control de posición (no mostrado) de una camilla de tratamiento o un control de posición (no mostrado) de un sistema láser.

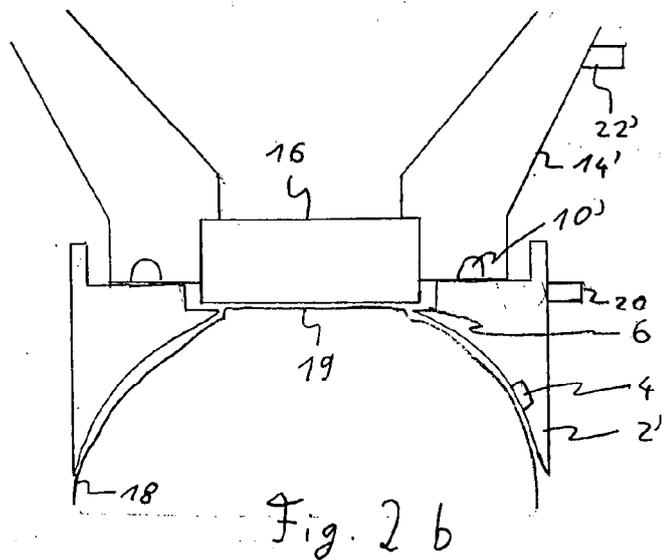
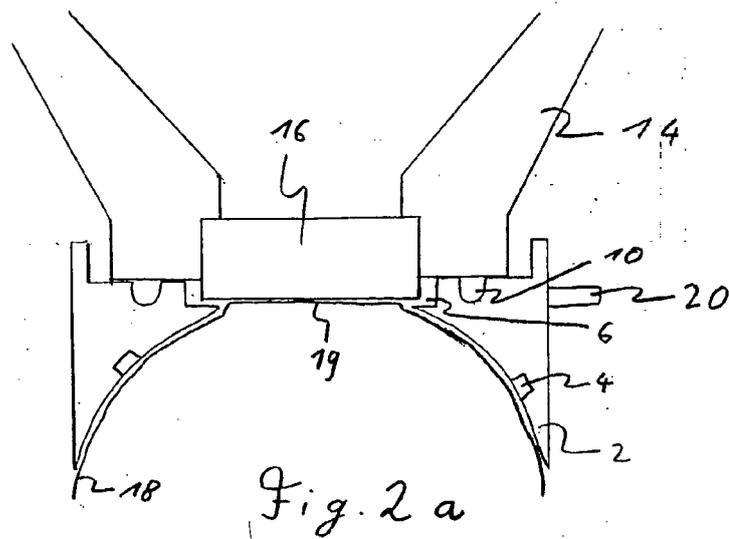
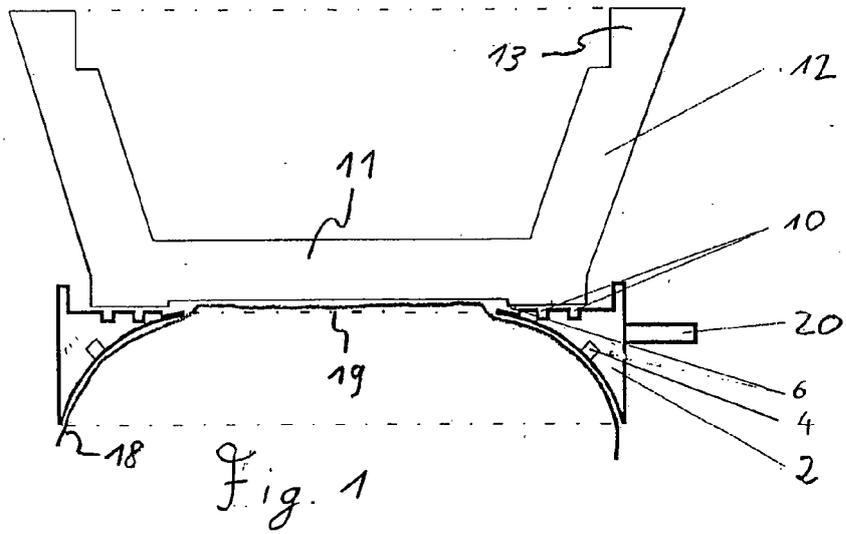
En uso, la unidad de succión ocular 116 entra en contacto con el ojo. En la unidad de succión ocular 116 está integrado un sensor de fuerza 118 para medir la fuerza que actúa sobre el ojo, a partir de la que puede determinarse la presión intraocular. En la unidad de succión ocular 116 pueden estar dispuestos una pluralidad de sensores de fuerza 118. De este modo puede elaborarse un perfil de fuerza a lo largo de la circunferencia del elemento de contacto 116, con lo que puede determinarse el perfil corneal y de manera correspondiente puede determinarse la presión intraocular con más precisión.

La unidad de succión ocular 116 o el elemento de sujeción 102 pueden comprender además una cuarta zona de succión (no mostrada), que realiza una evacuación de la zona entre el elemento de aplanación y la córnea, para que la córnea del ojo 122 se apoye de manera segura en el elemento de aplanación 104.

La unidad de succión ocular 116 y el elemento de sujeción 102 pueden estar configurados de manera integral o estar unidos con arrastre de fuerza o forma.

**REIVINDICACIONES**

1. Dispositivo para cirugía oftálmica, estando configurado el dispositivo para, durante un tratamiento de un ojo, proporcionar un fluido diferente del aire entre una lente de enfoque (64) y la córnea del ojo, comprendiendo el dispositivo:
- 5
- un anillo de succión (2) que puede colocarse sobre un ojo (18) que va a tratarse con una primera zona de succión (4) que está configurado para, mediante generación de depresión en la primera zona de succión, succionar el anillo de succión contra el ojo (18), y
- 10
- un elemento de recipiente (50) configurado de manera integral con el anillo de succión o que puede acoplarse por medio de depresión o mecánicamente al anillo de succión, con un eje longitudinal y un espacio interno (66) para recibir el fluido, presentando el elemento de recipiente una pared (52) que se extiende desde un primer extremo axial (56) hasta un segundo extremo axial opuesto (58) del elemento de recipiente, que discurre alrededor del eje longitudinal, mediante la cual se cierra lateralmente, y estando previstas en la pared una primera abertura (60) para alimentar el fluido al espacio interno y una segunda abertura (82) para descargar el espacio interno, estando dispuestas las dos aberturas en la pared desplazadas axialmente entre sí.
- 15



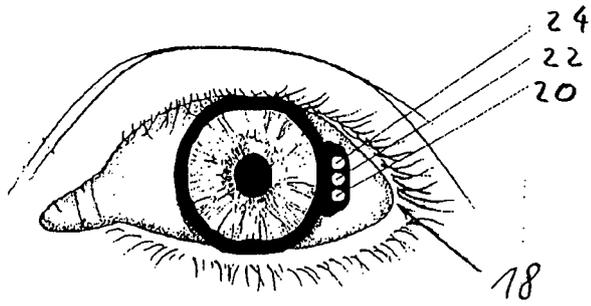


Fig. 3

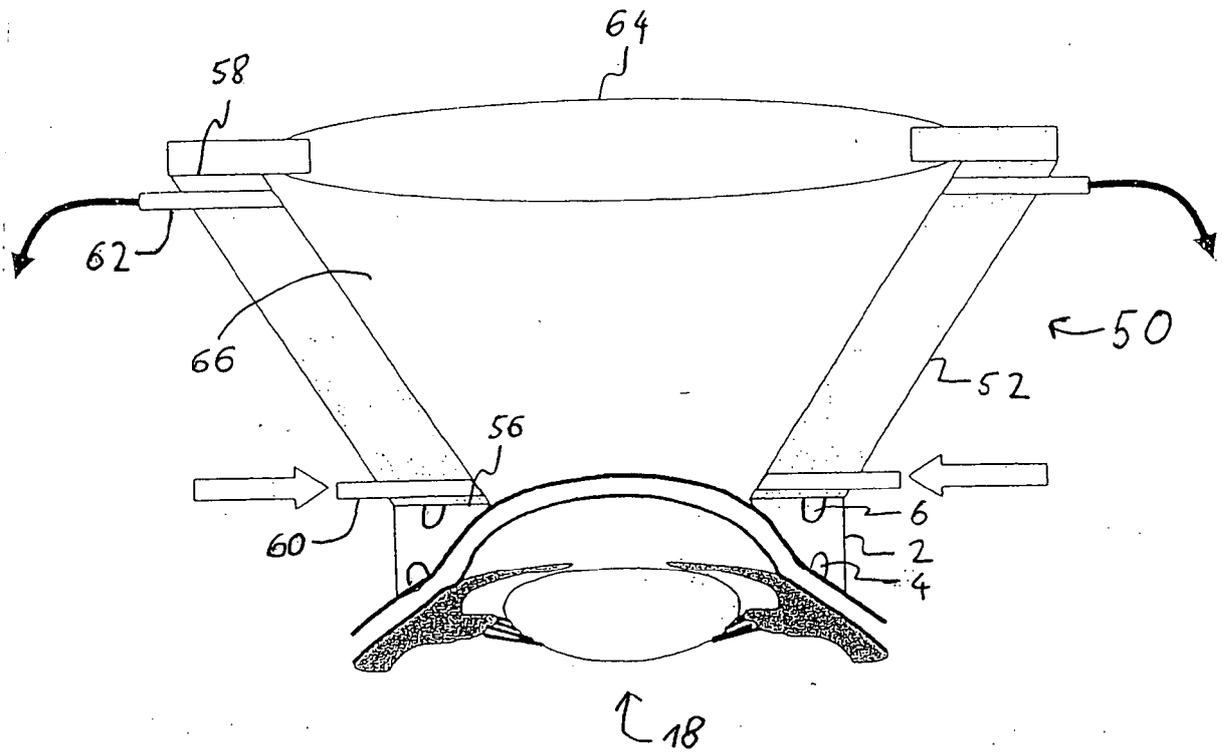


Fig. 4

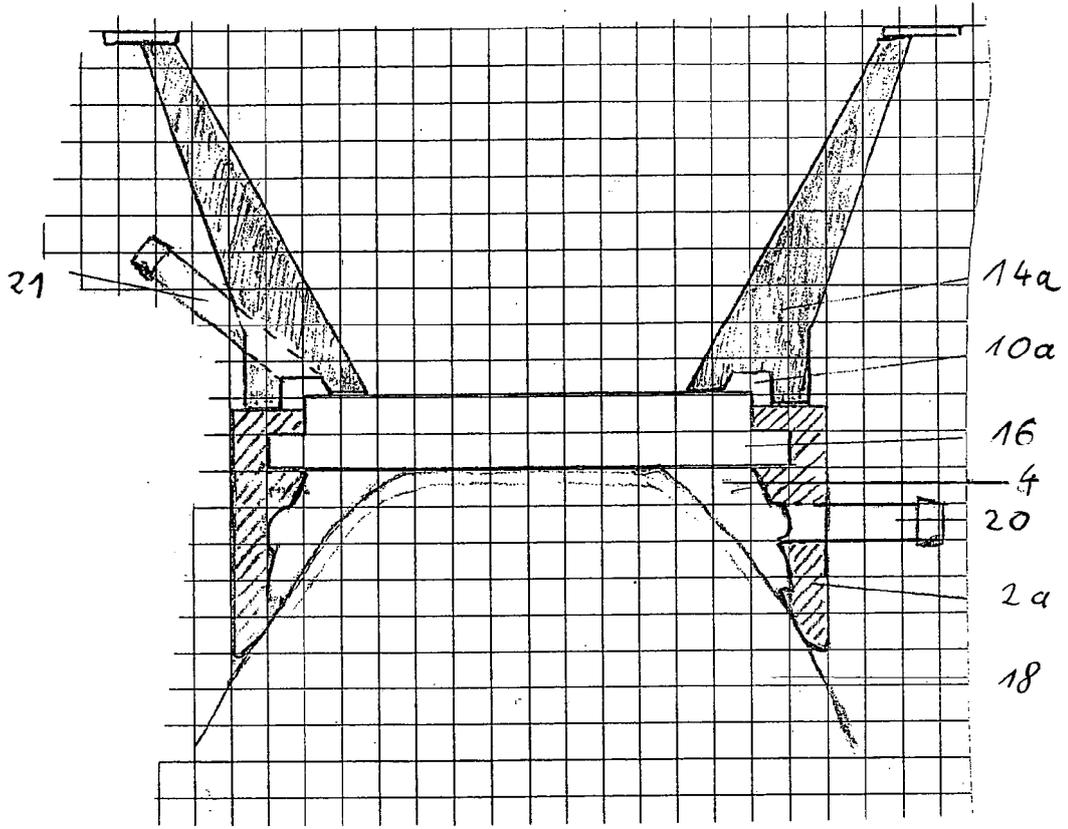


Fig. 5

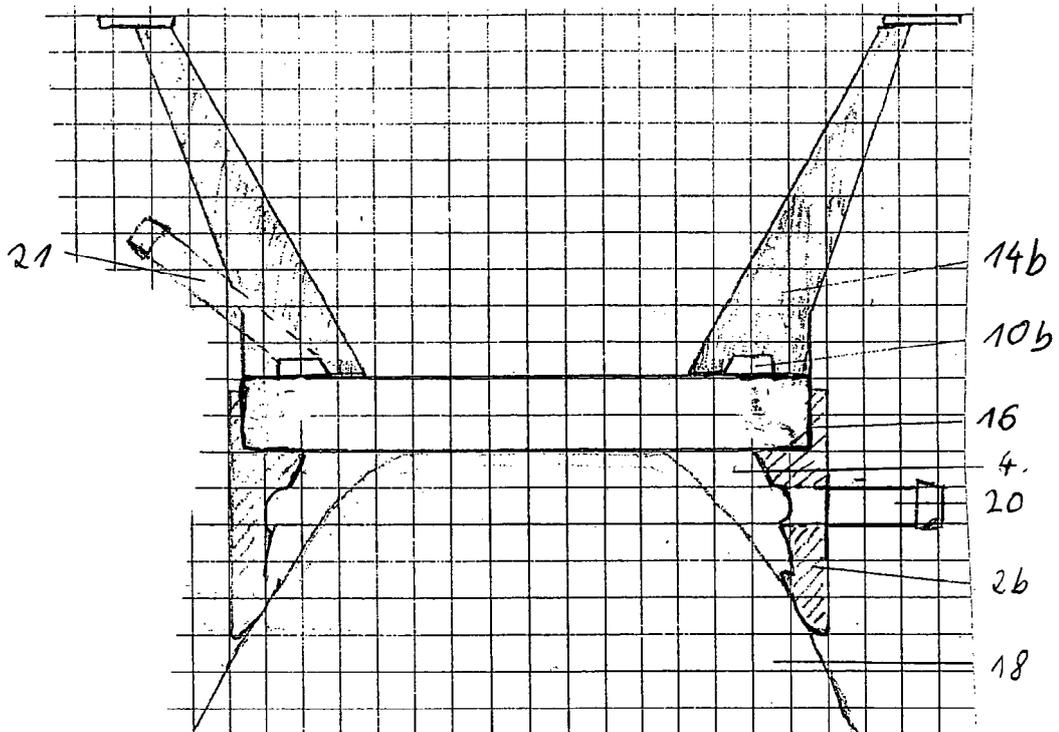


Fig. 6

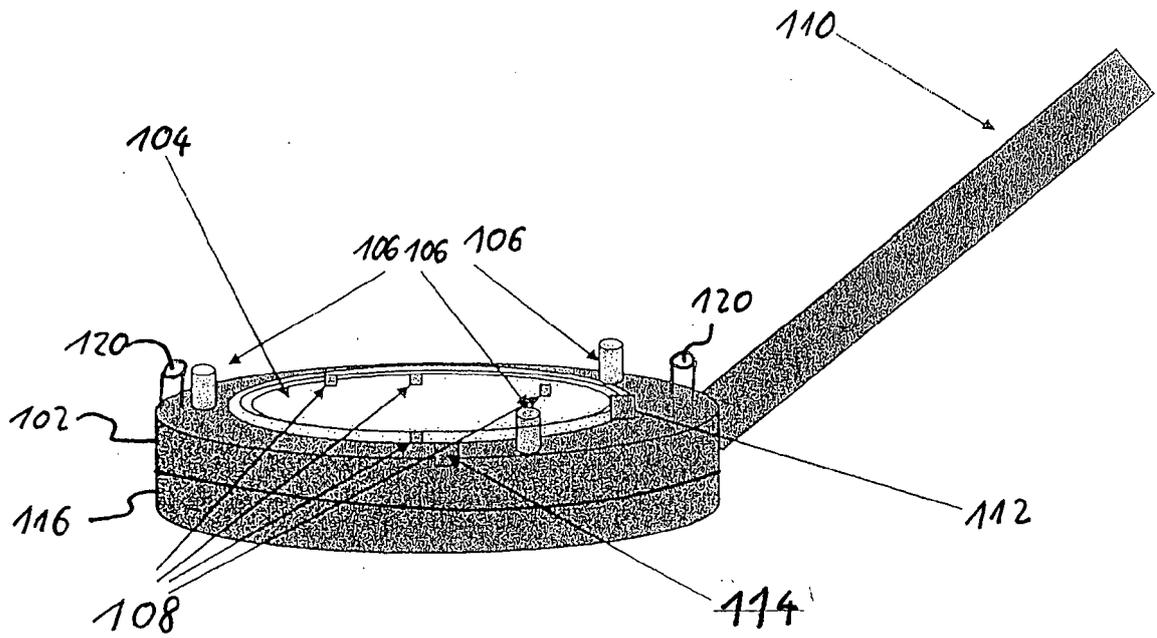


Fig. 7

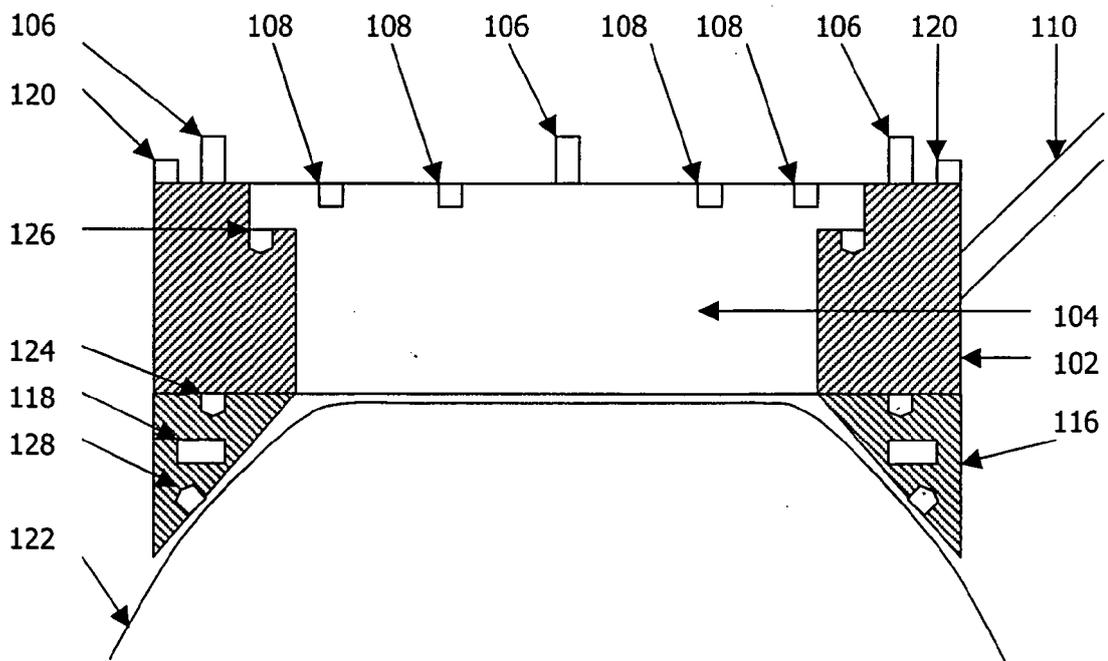


Fig. 8