

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 536 407**

51 Int. Cl.:

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: **25.08.2008** **E 08801693 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **08.04.2015** **EP 2334271**

54 Título: **Acoplamiento de un ojo a un dispositivo láser**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la
traducción de la patente:
25.05.2015

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

KITTELMANN, OLAF;
LI, JING;
ROBL, GERHARD;
VOGLER, KLAUS;
ZERL, BERND y
DEISINGER, THOMAS

74 Agente/Representante:

CURELL AGUILÁ, Mireia

ES 2 536 407 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

Acoplamiento de un ojo a un dispositivo láser.

5 La presente invención se refiere en general al establecimiento de un acoplamiento mecánico entre un tejido biológico y un dispositivo láser, cuya radiación láser se utiliza para el tratamiento del tejido. La invención se refiere, en particular, al acoplamiento de un dispositivo láser con un ojo, en particular un ojo humano, con el fin de practicar uno o varios cortes en el ojo con la radiación láser.

10 Para un efecto selectivo de la radiación láser es imprescindible una localización precisa del foco del rayo con respecto al tejido que hay que tratar. En particular para la generación de cortes en el tejido se succiona con frecuencia a disponer de un foco de rayo relativamente pequeño, con el fin de mantener pequeño el grosor del corte. Correspondientemente preciso debe ser también el posicionamiento del foco del rayo. Esto es válido en particular para la introducción de cortes en el tejido del ojo, como aparecen por ejemplo en el marco de la así llamada LASIK
15 Fs. El término LASIK corresponde a Laser In-situ Keratomileusis y designa una técnica para el tratamiento de ametropías, en la cual se corta, en primer lugar, un disquito de tapa (designado en el mundo profesional regularmente como "Flap") de la zona delantera de la córnea, que queda en parte conectado todavía con la córnea, de manera que puede ser abatido hacia el lado para una ablación que viene a continuación del tejido de la córnea situado debajo mediante radiación láser. Tras la realización de la ablación (retirada de tejido) el Flap se abate de
20 vuelta y tiene lugar una curación relativamente rápida con una amplia integridad de la superficie de la córnea.

Para la generación del Flap utiliza una técnica hasta ahora usual un cepillo de corte (microqueratomo) mecánico el cual corta en la córnea desde el lado con una cuchilla que oscila con rapidez. Desde hace algún tiempo se trabaja también en sistemas los cuales permiten una generación de Flap mediante radiación láser enfocada con duraciones
25 de impulso en el margen de los femtosegundos. De ahí el nombre de LASIK de femtosegundos o LASIK Fs. La radiación es enfocada al mismo tiempo, debajo de la superficie delantera de la córnea, en el interior del tejido y los puntos de foco son posicionados de tal manera en la superficie deseada que, como resultado de ello, se corta un Flap de la córnea.

30 Los cortes de tejido en el ojo no se necesitan, sin embargo, únicamente en la LASIK Fs sino también en otras indicaciones, por ejemplo en la queratoplastia (p. ej. queratoplastia lamelar anterior o posterior, queratoplastia penetrante en caso de trasplantes de córnea), de la extracción de lenticula Fs para la corrección de la refracción, durante el corte de segmentos anulares intercorneales para el refuerzo del queratocono y el abovedamiento de la córnea (p. ej. para el implante de Intacs, es decir de segmentos anulares pequeños implantados para el refuerzo
35 biomecánico de la córnea), en caso de incisiones de catarata, en caso de cortes de presbiopía en el cristalino, en Inlays intraestromales, en la queratomía para astigmatismos, en la resección corneal y similares.

En el estado de la técnica es conocido (ver p. ej. los documentos US 5.549.632, WO 03/002008 A1), aplicar en dispositivos de láser ocular una lente de aplanación plano paralela a presión sobre la córnea. Mediante la aplicación
40 a presión de la lente de aplanación se deforma el ojo y se adapta superficialmente la cara inferior orientada hacia el ojo de la lente de aplanación. El foco del rayo de la radiación láser está referenciado en la dirección z (mediante la dirección z se indica aquí la dirección longitudinal del rayo) con respecto a la lente de aplanación. Mediante el contacto del ojo con la lente de aplanación se da una referencia z fija entre el ojo y la lente, lo que permite un posicionamiento z preciso del foco del rayo, en regiones discretas, en la córnea u otras estructuras de tejido en
45 las profundidades del ojo.

Además de las lentes de aplanación plano paralelas se han hecho conocidas en el estado de la técnica también lentes (o en general vidrios de contacto) con superficies curvadas de forma esférica, asférica o de otro modo, las cuales hacen posible en igual medida una referenciación z. Mediante la estructuración cóncava adecuada de la cara
50 inferior de la lente orientada hacia el ojo se puede reducir la deformación del ojo al colocar la lente. Esto es ventajoso en la medida en que la presión interna del ojo no aumenta tanto como en el caso de una lente de aplanación con la cara inferior plana aplicada a presión. De todos modos, las superficies de lente curvadas empeoran la capacidad de enfoque de la radiación láser.

55 Para mantener el ojo del paciente a una distancia fija con respecto a la óptica de enfoque del dispositivo láser se utilizan en el estado de la técnica, por regla general, anillos de succión los cuales son sujetados por succión, mediante depresión, en la esclerótica del ojo y que rodean la córnea de forma anular. La lente de aplanación está al mismo tiempo o bien integrada en el anillo de succión, como se muestra por ejemplo en la Fig. 4C del documento US 5.54.632 mencionado más arriba. O la lente de aplanación es parte de un componente separado el cual se
60 acopla con el anillo de succión, ver por ejemplo la Fig. 7 del documento WO 03/002008 A1, donde la lente de aplanación está dispuesta fija en un cuerpo de cono, el cual está realizado, en la zona de su base del cono, para el acoplamiento a la óptica de enfoque de un dispositivo láser y que puede ser dispuesto, por su extremo de cono más estrecho, mediante una pinza de apriete separada, en acoplamiento fijo con el anillo de succión. Por el documento US 2007/0093795 A1 se conoce otro ejemplo de forma de realización de un dispositivo para el posicionamiento de
65 un ojo de un paciente con respecto a un aparato láser, comprendiendo el dispositivo un anillo de succión así como un componente formado por separado de éste, designando en el documento como interfaz de paciente, que

presenta un elemento de contacto con una superficie de contacto cóncava para el ojo y que se puede fijar, mediante fuerza de succión, a un componente de orientación del aparato láser.

La construcción de tres piezas según el documento WO 03/0022008 A1, con un anillo de succión, una pinza de apriete y un cuerpo de cono que soporta la lente de aplanación, permite una aproximación independiente entre ellos de la óptica de tratamiento del dispositivo láser y del ojo del paciente hasta estar próximos entre sí. El anillo de succión se asienta, al mismo tiempo, ya sobre el ojo, mientras que el cono está dispuesto ya en la óptica de tratamiento. Si la óptica de tratamiento y el ojo del paciente se han aproximado ya suficientemente entre sí se utiliza la pinza de apriete, la cual establece el acoplamiento mecánico entre el cono y el anillo de succión.

Es fácilmente comprensible que la fijación mecánica del ojo con respecto a la óptica de tratamiento mediante la pinza de apriete sea una fase crítica de la preparación de la operación. Las fuerzas de presión y de cizallado que actúan al mismo tiempo no deben conducir a lesiones en el ojo del paciente o dar lugar, mediante posicionamiento impreciso de los componentes mecánicos en cuestión entre sí, a un aumento sobredimensionado y posiblemente peligroso de la presión interna del ojo. Si aparece, a lo largo de un espacio de tiempo prolongado, una presión interna del ojo aumentada esto puede conducir, eventualmente, a una lesión del nervio óptico. Incluso cuando es posible posicionar la óptica, mediante una palanca de control (en inglés, "Joystick"), con más o menos precisión el émbolo está conectado a pesar de ello de forma rígida con la óptica, motivo por el cual permanecen rígidos el contacto mecánico con el ojo usado en último lugar y el aplanamiento del ojo relacionado con el mismo. Las fuerzas ejercidas aquí sobre el ojo, y ello tanto las fuerzas que aparecen durante el proceso de acoplamiento como también las fuerzas que actúan después de que haya tenido lugar la aplanación, no son apenas predecibles y pueden ser diferentes de un paciente a otro.

En total es característico para innumerables soluciones conocidas en el estado de la técnica que una lente de aplanación o, expresado de forma más general, un vidrio de contacto, sea cual sea su forma, es aplicado a presión, en el transcurso del acoplamiento del ojo a la óptica de tratamiento, sobre el ojo, y ello con tal fuerza que el ojo se adapta al vidrio de contacto en la zona necesaria para el tratamiento posterior. Esta aplicación a presión del vidrio de contacto sobre el ojo está relacionada, de forma regular, con golpes de presión, los cuales pueden ser percibidos como incómodos por el paciente. El ojo es al mismo tiempo aplastado y puede sufrir, eventualmente, daños, en particular debido a que las fuerzas de tracción, presión y cizallado no se pueden predeterminar con precisión.

El problema que se plantea la invención consiste en hacer posible un acoplamiento más cuidadoso de un ojo a un dispositivo láser.

Para la solución de este problema está previsto el procedimiento definido en la reivindicación 1.

En la solución según la invención se aproximan, en primer lugar, entre sí la unidad de interfaz y el componente de refuerzo, hasta que alcanzan una primera posición relativa predeterminada. Esta aproximación relativa puede tener lugar, por ejemplo, mediante medios de accionamiento accionados por motor o a mano. Tan pronto como se ha alcanzado la primera posición relativa se inicia la evacuación de una cámara de succión, la cual está formada entre la unidad de interfaz y el componente de refuerzo, pero que está limitada también, en parte, por la superficie del tejido. La evacuación de la cámara de succión procura, como consecuencia de ello, una succión mutua de la unidad de interfaz y del componente de refuerzo, lo que los mantiene unidos. La depresión actúa sin embargo también sobre partes de la superficie del tejido. Esto se aprovecha, según la invención, para succionar el tejido contra una superficie de contacto de tejido formada por la unidad de interfaz, de manera que allí tiene lugar una adaptación superficial del tejido a la superficie de contacto de tejido. En la primera posición relativa de la unidad de interfaz y del componente de refuerzo, antes de que se inicie la evacuación de la cámara de succión, no existe en una estructuración de la invención todavía contacto alguno entre el tejido y la superficie de contacto de tejido. De acuerdo con una estructuración alternativa puede existir ya un contacto de este tipo el cual es aumentado de manera significativa mediante la evacuación de la cámara de succión. La geometría de la unidad de interfaz y del componente de refuerzo así como la intensidad de la depresión generada en la cámara de succión son de tal tipo que, una vez realizada la evacuación, el tejido está en contacto en una zona con la superficie de contacto de tejido, que es por lo menos tan grande como la extensión de la zona de tratamiento propuesta, si bien al inicio de la evacuación es todavía significativamente más pequeña que esta zona de tratamiento.

La evacuación de la cámara de succión da lugar, en particular, a un aumento de la zona de contacto entre el tejido y la superficie de contacto de tejido hasta, por lo menos, una vez y media, preferentemente hasta por lo menos el doble, en particular hasta un múltiplo. En el caso de una zona de contacto aproximadamente en forma de disco circular entre el tejido y la superficie de contacto de tejido, como aparece con regularidad en el caso de un ojo, la evacuación de la cámara de succión debería dar lugar a un aumento del diámetro de la zona de contacto en por lo menos un 30 por ciento, preferentemente en por lo menos un 50 por ciento, de forma aún más preferida en por lo menos un 70 por ciento y de forma altamente preferida en por lo menos 90 por ciento.

A diferencia de soluciones conocidas en el campo de la oftalmología de cirugía láser, la invención no apuesta únicamente por el aplanamiento u otra conformación del tejido que hay que tratar mediante aplicación a presión de un elemento de contacto sobre el tejido, sino por la generación de un efecto de succión sobre las partes afectadas

de la superficie del tejido, mediante el cual el tejido es succionado contra la superficie de contacto de tejido. Esta forma de actuación, fundamentalmente distinta, permite evitar golpes de presión y aplastamientos, como son inevitables en el caso de presión completa de un elemento de contacto, o reducirlos fuertemente – en la medida en que al inicio de la evacuación exista ya un cierto contacto de superficie pequeña entre el tejido y la superficie de contacto de tejido. No aparecen fuerzas incontroladas o lo hacen por lo menos en una medida pequeña (tampoco de manera transitoria). Debido a que la fuerza de succión, la cual se puede ajustar de manera definida y reproducible a través de la intensidad de la depresión, actúa verticalmente alejándose de la superficie de contacto de tejido, no aparecen fuerzas de cizallado laterales las cuales pueden conducir con facilidad a daños en el epitelio del ojo.

Otra ventaja de la solución según la invención consiste en que en el desacoplamiento sin problemas de la unidad de interfaz del componente de refuerzo en el caso de complicaciones o de una reacción de pánico del paciente. Mediante aireación de la cámara de succión se puede soltar el acoplamiento entre la unidad de interfaz y el componente de refuerzo y con ello entre el tejido y el dispositivo láser de manera instantánea, es decir sin retardo.

En el caso de tratamientos de los ojos se aumenta, mediante la succión de la córnea a la superficie de contacto de la unidad de interfaz, la presión interior del ojo sólo ligeramente, si es que llega a hacerse. Esto permite que la operación sea percibida como más cómoda por parte del paciente.

De acuerdo con un perfeccionamiento de la invención la aproximación relativa de la unidad de interfaz hacia el componente de refuerzo en una dirección a lo largo de la cual es posible, más allá de la primera posición relativa, otra aproximación relativa de la unidad de interfaz y del componentes de refuerzo, en particular hasta un estado de tope mutuo. Esto significa que la primera aproximación relativa de la unidad de interfaz y del componente de refuerzo es detenida ya antes de que ambos estén aproximados al máximo. En la primera posición relativa puede existir, correspondientemente, en una forma de realización posible todavía una determinada distancia entre la unidad de interfaz y el componente de refuerzo en la dirección del movimiento de aproximación. Mediante la evacuación posterior de la cámara de succión esta distancia se puede reducir, y ello de una manera que la evacuación de la cámara de succión de lugar a un movimiento relativo de la unidad de interfaz y del componente de refuerzo en una segunda posición relativa, en la cual están más próximos entre sí que en la primera posición relativa. Hay que tener en cuenta que esta otra aproximación relativa de la unidad de interfaz y del componente de refuerzo más allá de la primera posición relativa es realizada únicamente mediante la depresión reinante en la cámara de succión y no mediante una acción de fuerza, externa por motor o manual, sobre la unidad de interfaz y/o el componente de refuerzo. La depresión en la cámara de succión da lugar, en particular, a una atracción mutua de la unidad de interfaz y del componente de refuerzo en una posición de partida, en la cual ya no es posible aproximación alguna.

El recorrido de movimiento relativo de la unidad de interfaz y del componente de refuerzo entre la primera y la segunda posición relativas es de forma adecuada comparativamente pequeño y mide, preferentemente, no más de 1 mm. En particular se da lugar mediante la evacuación de la cámara de succión a otra aproximación de la unidad de interfaz y del componente de refuerzo en claramente menos de un milímetro, por ejemplo en únicamente dos o tres décimas de milímetro. En cualquier caso es recomendable que una proporción, que se debe a una aproximación relativa de la unidad de interfaz y del componente de refuerzo desde la primera a la segunda posición relativa, en el aumento de la zona de contacto entre el tejido y la superficie de contacto de tejido es pequeña, en particular despreciablemente pequeña, en comparación con una proporción que se debe a la succión del tejido en la superficie de contacto de tejido. Expresado de otra forma, la simple aproximación de la unidad de interfaz y del componente de refuerzo en la segunda posición relativa no debería procurar por sí misma un aumento significativo de la zona de contacto entre el tejido y la superficie de contacto de tejido. Esto se puede garantizar, por ejemplo, gracias a que el recorrido de movimiento entre la primera y la segunda posición relativas mida únicamente una fracción de un milímetro.

La invención es adecuada, en particular, para un desarrollo automatizado del procedimiento en el cual se desarrollan automáticamente por lo menos partes del proceso de acoplamiento. Por ejemplo, se puede registrar sensorialmente el que se alcance la primera posición relativa y dar lugar automáticamente a la evacuación de la cámara de succión, en particular controlada mediante programa, como respuesta al registro de la primera posición relativa. De manera alternativa o adicional se puede dar lugar a la aproximación relativa de la unidad de interfaz al componente de refuerzo mediante accionamiento de un dispositivo de accionamiento por motor y se puede detener el funcionamiento del dispositivo de accionamiento de manera automática, en particular controlada mediante ordenador, como respuesta a un registro sensorial de la primera posición relativa.

De acuerdo con otro punto de vista de la invención está previsto, para la solución del problema mencionado al principio, un dispositivo como está definido en la reivindicación 9 para cortar una parte de un tejido de un ojo mediante radiación láser enfocada, siendo este dispositivo adecuado en particular para la realización del procedimiento del tipo mencionado con anterioridad.

Como vidrio de contacto cabe entender aquí cualquier elemento de contacto transparente el cual sirva para el contacto conformador por parte de la superficie del ojo. El componente "vidrio" de la expresión no debe entenderse como indicación de un material de vidrio determinado del vidrio de contacto; en lugar de ello debe poner de manifiesto únicamente la transparencia para la radiación láser. Aunque en la práctica se pueda emplear en múltiples

ocasiones un material de vidrio para el vidrio de contacto es asimismo imaginable fabricar el vidrio de contacto con un material de plástico. En una forma de realización preferida el vidrio de contacto está realizado como lente de aplanación planoparalela, posee por lo tanto en cada caso una superficie de lenta plana sobre su cara orientada hacia el ojo así como sobre su cara alejada del ojo. Evidentemente no está excluido fundamentalmente en el marco de la invención realizar el vidrio de contacto con lados principales que no sean planos.

El dispositivo sensor puede comprender, por ejemplo, un sensor de aproximación el cual puede estar formado, p. ej. como sensor Hall, sensor óptico o conmutador Reed. Es también imaginable prever el sensor óptico a modo de una barrera de luz, con el fin de detectar que se ha alcanzado la primera posición relativa predeterminada de la unidad de interfaz y de la unidad de anillo de succión. Es además imaginable prever un sensor de presión o de fuerza, el cual mida una contrapresión del ojo que actúe sobre la unidad de interfaz o de la unidad de anillo de succión. En caso de una suspensión compensada en cuanto al peso de la óptica de tratamiento de un dispositivo láser que proporciona la radiación láser el dispositivo sensor puede comprender también un conmutador, el cual conmuta a una desviación determinada de la óptica fuera de la posición normal, que experimenta cuando la unidad de interfaz, acoplada con la óptica, incide sobre la superficie del ojo o la unidad de anillo de succión y experimenta de este modo una contrapresión.

La unidad de anillo de succión constituye un ejemplo de un componente de refuerzo en el sentido de la invención; estabiliza y fija el ojo. Puede formar una primera superficie de estanqueidad anular perimetral, con la cual se puede disponer en la superficie del ojo para la obturación de la primera cámara de succión, dando lugar la evacuación de la primera cámara de succión da lugar a un contacto delo ojo con el vidrio de contacto en una zona la cual corresponde, aproximadamente, a la superficie rodeada por la primera superficie de estanqueidad. A través del diámetro o del tamaño de la sección transversal de la zona rodeada por la primera superficie de estanqueidad se puede determinar de esta manera el tamaño de la zona de contacto entre el ojo y el vidrio de contacto.

En una forma de realización preferida la primera superficie de estanqueidad separa la primera cámara de succión de una segunda cámara de succión, limitada por completo entre la unidad de succión y la superficie del ojo, no conectada con la cámara de succión y que se puede evacuar independiente de ésta. La segunda cámara de succión sirve para la succión de la unidad de disco de succión en la esclerótica del ojo. Por ejemplo, la primera superficie de estanqueidad puede estar formada, en el borde interior de un resalto anular de la unidad de disco de succión, que sobresale hacia el centro del anillo, orientado radialmente o de manera inclinada con respecto a la dirección radial, por una obturación anular dispuesta en este resalto anular.

Con la unidad de anillo de succión colocada como es debido encima del ojo se puede delimitar, en la primera posición relativa, la primera cámara de succión antes de su evacuación por completo en la cara inferior orientada hacia el ojo del vidrio de contacto. En una forma de realización de este tipo el vidrio de contacto no tiene en la primera posición relativa, antes de la evacuación de la primera cámara de succión, ningún contacto con la superficie del ojo. Como se ha explicado ya es posible, en formas de realización alternativas, que en la primera posición relativa existe ya un contacto comparativamente de pequeña superficie entre la superficie del ojo y el vidrio de contacto.

La primera cámara de succión puede extenderse hacia fuera axialmente en la dirección que se aleja del ojo por encima del vidrio de contacto.

La unidad de anillo de succión forma, preferentemente, un embudo de introducción que se abre alejándose axialmente en dirección axial, presentando la unidad de interfaz un tramo cónico para la introducción axial en el embudo de introducción. La interacción entre el embudo de introducción y del tramo cónico permite un centrado preciso de la unidad de interfaz con respecto a la unidad de anillo de succión. Además se consigue mediante el embudo de introducción una longitud constructiva axial de la unidad de anillo de succión, la cual garantiza que no puedan acceder de manera involuntaria las pestañas del ojo de forma molesta entre la unidad de anillo de succión y la unidad de interfaz.

La unidad de anillo de succión y el tramo cónico forman, de manera adecuada, segundas superficies de estanqueidad que interaccionan para la obturación de la primera cámara de succión. Al mismo tiempo el embudo de introducción o/y el tramo cónico una ranura perimetral, en la cual está insertado uno anillo de estanqueidad. Alternativamente se puede conseguir un efecto de estanqueidad también sin un elemento de estanqueidad separado, en particular cuando el embudo de introducción y el tramo cónico poseen superficies suficientemente lisas, las cuales entran en contacto entre sí y que pueden obturar de este modo la primera cámara de succión.

La unidad de interfaz puede comprender un adaptador formado para el acoplamiento con la unidad de anillo de succión, el soporte de vidrio de contacto que soporta el vidrio de contacto, así como separado del soporte del vidrio de contacto, que se puede conectar de forma fija, si bien intercambiable con éste, el cual está realizado con formaciones de acoplamiento para el acoplamiento a una óptica de enfoque de un dispositivo láser que proporciona la radiación láser. La división en dos de la unidad de interfaz en un soporte de vidrio de contacto y un adaptador es ventajosa en la medida en que no hay que volver a preparar o incluso tirar la totalidad de la unidad de interfaz después de una operación. En lugar de ello se puede reutilizar el adaptador sin más, en su caso tras una

esterilización previa. El soporte de vidrio de contacto con el vidrio de contacto puede ser, por el contrario, un artículo desechable. El soporte de vidrio de contacto y el adaptador puede estar realizados, por ejemplo, con medios roscados, los cuales permiten una unión roscada del soporte del vidrio de contacto y del adaptador. Para el soporte de vidrio de contacto se utiliza un cuerpo de casquillo en forma de cono cuya superficie exterior del casquillo está hecha de material macizo o posee perforaciones para el ahorro de peso.

La invención se continúa explicando a continuación sobre la base de los dibujos adjuntos, en los que:

la Fig. 1a-1e muestra de forma esquemática, fases consecutivas durante el acoplamiento y el desacoplamiento de una unidad de interfaz sobre una unidad de succión asentada sobre el ojo según un ejemplo de forma de realización,

la Fig. 2 muestra de forma fuertemente esquemática, un ejemplo de forma de realización de un dispositivo láser para la práctica de cortes en la córnea de un ojo,

la Fig. 3 muestra un corte longitudinal axial a través de un ejemplo de forma de realización mostrado de forma realista de una unidad de interfaz y una unidad de anillo de succión en un estado acoplado,

la Fig. 4a y la 4b muestra unas vistas en perspectiva de la unidad de anillo de succión según la Fig. 3, y ello una vez en total y una vez cortada a la mitad, y

la Fig. 5 muestra una sección ampliada de la Fig. 3.

En el ejemplo de forma de realización mostrado en las Figuras 1a-1e se designa el ojo (humano) que hay que tratar mediante 10. La córnea del ojo 10 se muestra en 12, mientras que la esclerótica está indicada mediante 14.

En la córnea 12 del ojo 10 hay que practicar uno o varios cortes mediante radiación láser pulsada con duraciones de impulso en el rango de los femtosegundos. La radiación láser necesaria para ello es proporcionada por una fuente láser que no se representa con mayor detalle. La longitud de onda de la radiación de tratamiento irradiada en el ojo 10 está en la zona infrarroja baja. Por ejemplo, se puede utilizar un láser de Yb que irradia a 1030 nm.

Antes de empezar con el tratamiento láser del ojo hay que acoplar, en primer lugar, el ojo 10 al dispositivo láser equipado con la fuente láser, para poder posicionar el foco del rayo de manera precisa en la dirección z en la córnea. Para ello se coloca, en primer lugar, una unidad de anillo de succión 16, de forma en sí conocida, sobre el ojo 10 y se fija mediante depresión al ojo 10. La unidad de anillo de succión 16 estabiliza y fija el ojo 10. Presenta una parte inferior 18, que forma el anillo de succión propiamente dicho, un embudo de introducción 20, conectado a la parte inferior 18 y fabricado de una sola pieza con ésta, así como un eje anular 22. La parte inferior 18 forma dos superficies de estanqueidad 24, 26 anulares perimetrales, destinadas en cada caso para el contacto con la esclerótica 14, que delimitan entre sí una cámara de succión 30 anular perimetral, conectada con un canal de evacuación 28. Las superficies de estanqueidad 24, 26 pueden estar formadas en cada caso, por ejemplo, por un elemento de estanqueidad separado dispuesto en la parte inferior 18. Para conformar la cámara de succión 30 está formada en la superficie perimétrica interior orientada hacia el ojo de la parte inferior 18 una ranura anular correspondiente – designada mediante 32. La cámara de succión 30 está delimitada exclusivamente entre la unidad de anillo de succión 16 y la esclerótica 14. Mediante la evacuación de la cámara de succión 30 se fija la unidad de anillo de succión 16 de forma fija, por succión, al ojo 10. Para ello se conecta el canal de evacuación 28 con una fuente de depresión no representada con mayor detalle en forma de una bomba de evacuación.

La contrapieza mecánica de una unidad de anillo de succión 16 fijada de esta manera al ojo 10 es una unidad de interfaz, designada en general mediante 34, la cual se puede acoplar, de una manera no representada con mayor detalle, si bien que se puede soltar, con una óptica en enfoque del dispositivo láser mencionado. La unidad de interfaz 34 se puede desplazar, junto con la óptica de enfoque, a lo largo de una dirección horizontal, indicada mediante una flecha horizontal 36, y una dirección vertical, indicada mediante una flecha vertical 38, con respecto al paciente y a la unidad de anillo de succión 16 sujeta a él. La desplazabilidad de la unidad de interfaz 34 puede estar dada, por lo menos parcialmente, mediante motor, por ejemplo mediante un accionamiento electromotor. Es imaginable también una movilidad, por lo menos parcialmente a mano, de la unidad de interfaz 34 con respecto a la unidad de anillo de succión 16.

Globalmente la unidad de anillo de succión 34 está formada cónicamente, estando formada, en su extremo más ancho del cono (situado arriba en las Figuras 1a-1e) para el acoplamiento con la óptica de enfoque y portando en su extremo más estrecho del cono un vidrio de contacto 40 formado como lente de aplanación planoparalela en el caso de ejemplo mostrado.

En la primera fase del proceso de acoplamiento del ojo 10 al dispositivo láser se mueve la unidad de interfaz 34 con respecto a la unidad de anillo de succión 16, en la dirección de la flecha 36, a una posición en la cual está axialmente por encima del embudo de introducción 20, de manera que la unidad de interfaz 34 puede a continuación penetrar en el embudo de introducción 20 mediante descenso axial. La fase de la penetración de la unidad de

interfaz 34 en el embudo de introducción 20 de la unidad de succión 16 está representada en la Fig. 1b. Durante el descenso de la unidad de interfaz 34 se aproxima la lente de aplanación 40 al ojo 10; simultáneamente se hace más pequeña la ranura de aire radial entre el embudo de introducción 20 y la unidad de interfaz 34. La superficie perimétrica interior que discurre de forma cónica del embudo de introducción 20 y la superficie perimétrica exterior de la unidad de interfaz 34 portan o forman en cada caso una superficie de estanqueidad. Estas superficies de estanqueidad que interaccionan llegan, en el transcurso del restante proceso de acoplamiento, a entrar en contacto entre sí y obturan en este estado otra unidad de succión 42. La otra unidad de succión 42 está formada entre la unidad de anillo de succión 16, la unidad de interfaz 34 y la superficie del ojo 10. Como limitación inferior de la cámara de succión 42 sirve la superficie de estanqueidad 26, la cual obtura en correspondencia con esto al mismo tiempo las dos cámaras de succión 30, 42. Se sobreentiende que, de manera alternativa, puede estar formada otra superficie de estanqueidad anular, espada de la superficie de estanqueidad 26, en la unidad de anillo de succión 16, la cual sirve para la obturación de la cámara de succión 42.

Las superficies de estanqueidad que actúan entre la unidad de anillo de succión 16 y la unidad de interfaz 34 están formadas, en el caso de ejemplo mostrado, por una obturación anular 44 dispuesta en el embudo de introducción 20 una parte de la superficie perimétrica exterior de la unidad de interfaz 34, opuesta a esta obturación anular 44 en el estado penetrado. Esta pieza de la superficie perimétrica exterior de la unidad de interfaz 34 que actúa a modo de superficie de estanqueidad, está designada mediante 46 en la Figura 1a. La obturación anular 44 puede ser, por ejemplo, un retén labial o un anillo en forma de O. Se sobreentiende que, de forma alternativa, pueda estar prevista una obturación anular de este tipo en la unidad de interfaz 34. Es además imaginable prescindir de un elemento de estanqueidad separado, en la medida en que la superficie exterior de la unidad de interfaz 34 y la superficie interior del embudo de introducción 20 sean suficientemente lisas y pasen a situarse suficientemente muy juntas entre sí.

El descenso de la unidad de interfaz 34 en la dirección de la flecha 38 (en correspondencia con la dirección axial de la unidad de anillo de succión 16) se detiene en una posición relativa axial predeterminada, en la cual la unidad de interfaz 34 tiene todavía una cierta distancia axial con respecto a la unidad de anillo de succión 16, es decir no se ha hecho penetrar con la máxima profundidad en el embudo de introducción 20. La detención del movimiento de descenso está indicada de manera esquemática en la Fig. 1c mediante una raya transversal 48. En la posición de detención 34 existe, por otro lado, todavía una ranura radial entre el embudo de introducción 20 y la unidad de interfaz 34, mientras que por otro lado no ha tenido lugar todavía ningún aplanamiento significativo del ojo mediante la placa de aplanamiento 40. La magnitud de la ranura de aire entre el embudo de introducción 20 y la unidad de interfaz 34 es, por ejemplo, menor que 0,5 mm hasta no más de 0,1 mm, cuando se alcanza la posición de detención.

En el caso de ejemplo mostrado de la Fig. 1c no existe en la posición de detención de la unidad de interfaz 34 absolutamente ningún contacto entre la placa de aplanación 40 y el ojo 10; en lugar de ello la placa de aplanación 40 se encuentra a una distancia axial pequeña por encima de la córnea 12 del ojo 10. En la posición de detención puede existir, de forma alternativa, también un contacto pequeño entre la placa de aplanación 40 y el ojo; La superficie de la zona de contacto es entonces evidentemente notablemente menor que la zona de aplanación necesaria para el tratamiento posterior. La zona de aplanamiento del ojo que se desea obtener puede presentar, por ejemplo, un diámetro comprendido entre aproximadamente 10 y 11 mm. En la medida en que en la posición de detención según la Fig. 1c exista un contacto entre la placa de aplanación 40 y el ojo 10 el diámetro de la zona de contacto será, por el contrario, preferentemente de a lo sumo unos pocos milímetros, por ejemplo únicamente aproximadamente 2 o 3 mm. En cualquier caso un contacto existente en la posición de detención entre la placa de aplanación 40 y el ojo 10 es tan débil que, mediante el contacto, no se da lugar a ningún aumento significativo de la presión interior del ojo.

La posición de detención de la unidad de interfaz 40 es detectada, en el caso de ejemplo mostrado, mediante un elemento sensor 50 dispuesto en la unidad de anillo de succión 16, con mayor precisión en el embudo de entrada 20, en el caso del cual se puede tratar, por ejemplo, de un sensor Hall formado como sensor de aproximación. El elemento sensor 50 está posicionado de forma adecuada para emitir entonces una señal de sensor correspondiente cuando la unidad de interfaz 34 haya alcanzado la posición de detención predeterminada.

En la posición de detención la cámara de succión 42 se extiende hacia el interior de la ranura anular existente entre el embudo de introducción 20 y la unidad de interfaz 34. El elemento de estanqueidad 44 puede estar ya en contacto de estanqueidad con la superficie perimétrica exterior cónica de la unidad de interfaz 34. Sin embargo, es también posible que en la posición de detención no se dé todavía ninguna obturación completa de la cámara de succión 42. Dependiendo de si en la posición de detención existe o no existe ya un contacto entre la placa de aplanación 40 y el ojo 10, la cámara de succión 42 se extiende o bien por completo entre la placa de aplanación 40 y el ojo 10 o rodea la zona de contacto existente.

La cámara de succión 42 está conectada con otro canal de evacuación 52 el cual, al igual que el canal de evacuación 28, está formado en la unidad de anillo de succión 16 y se puede conectar asimismo con una bomba de evacuación (no representada con mayor detalle) que sirve como fuente de depresión. A través de los dos canales de evacuación 28, 52 se pueden evacuar las dos cámaras de succión 30, 42 de forma independiente entre sí. Para ello pueden estar previstas dos bombas de evacuación separadas, que se pueden accionar de manera independiente

entre sí. Es imaginable, de forma alternativa, prever una única bomba de evacuación y alimentar, mediante medios de válvula que se pueden controlar de forma adecuada, las dos cámaras de succión 30, 42 de manera individual con depresión.

Partiendo de la posición de detención según la Fig. 1c se evacua, como siguiente acción, la cámara de succión 42. La depresión creciente en la cámara de succión 42 da lugar a una succión de la superficie de ojo en la cara inferior (orientada al ojo) de la placa de aplanación 40. Al mismo tiempo se introduce la unidad de interfaz 34, mediante el efecto de succión, más profundamente en el embudo de introducción 20 de la unidad de anillo de succión 16 hasta que, en último término, alcanza una posición de penetración con una profundidad máxima. A este descenso adicional de la unidad de interfaz 34 se da lugar únicamente mediante el efecto de succión de la depresión reinante en la cámara de succión 42; en esta fase del proceso de acoplamiento ya no tiene lugar un eventual apoyo con fuerza mediante motor o a mano. La medida de este movimiento de descenso adicional de la unidad de interfaz 34 es comparativamente pequeña; por ejemplo, la unidad de interfaz 34 es succionada hacia dentro, condicionada por la fuerza de succión, únicamente algunas decenas de milímetro en el embudo de introducción 20.

La fuerza de la depresión generada en la cámara de succión 42 se ha elegido suficientemente elevada como para aplanar el ojo 10 en la zona deseada para el tratamiento, es decir aplanarlo mediante succión hacia la placa 40. Al mismo tiempo el incremento de contacto a que se da lugar mediante el estirado hacia dentro de la unidad de interfaz 40 en el embudo de introducción 20 es, en cualquier caso, pequeño y, preferentemente, incluso despreciable con respecto al aumento de la zona de contacto a que se da lugar como consecuencia de la succión de la córnea. Por mencionar valores numéricos a título de ejemplo, se puede generar en la cámara de succión 42, por ejemplo, una depresión comprendida entre 20 y 600 mm Hg, preferentemente comprendida entre 400 y 500 mm Hg.

El estado aplanado en el cual la cámara de succión 42 está evacuada al nivel deseado se muestra en la Fig. 1d. En este estado puede tener lugar, mediante irradiación de radiación láser desde arriba, a través de la placa de aplanación 40, el tratamiento deseado del ojo 10, por ejemplo la generación de un Flap en el marco de un tratamiento LASIK Fs.

Si hubiese problemas en el estado según la Fig. 1d, por ejemplo debido a que el paciente reacciona con pánico, se puede conseguir, mediante aireación de la cámara de succión 42, un desacoplamiento rápido de la unidad de interfaz 34 de la unidad de anillo de succión 16. Esta situación está representada en la Fig. 1e. Una flecha 54, dirigida hacia abajo, indica el soltado instantáneo del ojo 10 de la placa de aplanación 40. A causa del efecto de succión que falta puede escapar entonces también la unidad de interfaz 34 axialmente hacia arriba fuera del embudo de introducción 20. Esto se indica mediante una flecha 56 orientada hacia arriba.

En la Fig. 1d se muestra, en comparación con la Fig. 1e, mediante una flecha hacia arriba 58 orientada hacia la placa de aplanación 40, el efecto de succión ejercido sobre la superficie del ojo.

En un proceso como el que se ha explicado más arriba es posible no sólo mantener absolutamente pequeño un aumento de la presión interior del ojo, a que se da lugar mediante el acoplamiento de la unidad de interfaz 34 a la unidad de anillo de succión 16, es decir mediante el aplanamiento de la córnea, sino también pequeño en comparación con un aumento de la presión interior como consecuencia de la succión de la unidad de anillo de succión 16 en la esclerótica. Para dar un ejemplo numérico, la fijación de la unidad de anillo de succión 16 al ojo puede dar lugar ya a un aumento de la presión interior del ojo de aproximadamente 60 a 100 mm Hg. En comparación, las presiones interiores usuales del ojo humano sin contacto están comprendidas, por regla general, entre aproximadamente 15 y 20 mm Hg. Si existe en la posición de detención de la unidad de interfaz 34, antes del inicio de la evacuación de la cámara de succión 42, un contacto entre el ojo y la placa de aplanación 40, entonces el aumento de presión en el ojo, condicionado por ello, es preferentemente menor que 10 mm Hg. Un aumento de la presión así de pequeño se puede garantizar, sin más, con un contacto con un diámetro de 2 a 3 mm. En cualquier caso un contacto existente en la posición de detención antes del inicio de la evacuación no debiera conducir a un aumento de la presión de más de 20 mm Hg. Mediante la evacuación posterior de la cámara de succión 42 y la succión del ojo hacia la placa de aplanación se puede formar otro ligero aumento de la presión en el ojo el cual no debería ser, independientemente de la depresión en la cámara de succión 42, mayor de aprox. 20 mm Hg.

La Fig. 2 muestra, de forma esquemática, componentes de un dispositivo láser con el cual se puede llevar a cabo el procedimiento descrito sobre la base de las Figuras 1a-1e. Los componentes iguales o que actúan de igual manera que en las Figuras 1a-1e están designados al mismo tiempo con signos de referencia iguales. Para evitar repeticiones se remite a las explicaciones anteriores respecto a estos componentes.

El dispositivo láser según la Fig. 2 comprende una fuente láser 60 para radiación láser pulsada con duraciones de impulso en el margen de los femtosegundos. El rayo láser – designado mediante 62 - emitido por la fuente láser 60 llega, a través de un dispositivo de desviación (escáner) formado aquí por dos espejos de desviación 64, 66, a un espejo de desviación 68 desde el cual el rayo láser 62 llega a una óptica de enfoque 70. En el extremo distal, es decir próximo al ojo, de la óptica de enfoque 70 la unidad de interfaz 34 está acoplada de forma que se puede soltar. Los espejos de desviación 64, 66 están dispuestos, en cada caso, con posibilidad de inclinación y permiten una desviación del rayo láser 62 en un plano x-y normal a la dirección longitudinal del rayo (dirección z). Son controlados

por un dispositivo de control 72 electrónico a medida de un perfil de corte determinado por la forma y la posición del corte deseado. El perfil de corte está hecho realidad en un programa de control 74, el cual está guardado en una memoria 76 accesible para el dispositivo de control 72. Para el ajuste z del foco del rayo puede ser ajustable o bien la óptica de enfoque 70 o, por lo menos, una lente contenida en ella en la dirección longitudinal del rayo bajo el control del dispositivo de control 72. De forma alternativa es posible disponer de forma ajustable en la dirección longitudinal del rayo una lente de una óptica de ensanchamiento del rayo, no representada con mayor detalle en la Fig. 2, dispuesta entre la fuente láser 60 y los espejos de desviación 64, 66, en particular una lente divergente de una óptica de ensanchamiento del rayo de este tipo.

La óptica de enfoque 70 está colgada, compensada en cuanto al peso, en una sujeción 78. La sujeción 78 está indicada en la Fig. 2, de forma fuertemente esquemática, mediante dos rayas verticales dibujadas a ambos lados de la óptica de enfoque 70. La compensación de peso de la óptica de enfoque 70 está indicada, de manera esquemática, mediante un contrapeso 80, el cual está conectado mediante una disposición de cable/rodillos 82 con la óptica de enfoque 70 y que ejerce una fuerza contraria la cual compensa la fuerza de su peso sobre la óptica de enfoque 70. Una disposición de cable/rodillos constituye, por supuesto, únicamente un ejemplo para la conexión de un contrapeso a la óptica de enfoque. De manera alternativa se podría utilizar, por ejemplo, un sistema de palancas. Otra estructuración posible más se muestra en el documento US 5,336,215 en el cual se utiliza un sistema de resortes para la suspensión de la óptica de enfoque.

La óptica de enfoque 70 se puede hacer descender con la sujeción 78 mediante una unidad de accionamiento 84 preferentemente electromotora, en dirección vertical, en el embudo de introducción 20 de la unidad de anillo de succión 16 que se asienta sobre el ojo 10, como se indica mediante la flecha de dirección 38. Al mismo tiempo la óptica de enfoque 70 no está conectada de forma rígida con la sujeción 78, sino que posee una cierta posibilidad de desviación hacia arriba, en contra de la dirección de descenso 38, frente a la sujeción 78. A causa de la compensación del peso de la óptica de enfoque 70 es posible una desviación de la misma frente a la sujeción ya mediante una fuerza muy pequeña. El momento en el cual la placa de aplanación 40 entra en contacto con el ojo y experimenta una contrapresión del ojo puede conducir, por ello, ya a una desviación de la óptica de enfoque 70 con respecto a la sujeción 78. Esta desviación es detectada mediante un interruptor de fin de carrera 86 (de manera alternativa p. ej. un interruptor de fuerza antagonista) dispuesto en posición fija con respecto a la sujeción 78, el cual suministra su señal de conmutación al dispositivo de control 72. La conmutación del interruptor de fin de carrera 86 señala la dispositivo de control 72, por consiguiente, que se ha alcanzado la posición relativa predeterminada entre la unidad de interfaz 34 y la unidad de anillo de succión 16 (p. ej. la unidad de interfaz 34 ha tocado el embudo de introducción 20), en la cual hay que detener el movimiento de descenso motor posterior de la óptica de enfoque 70. Correspondientemente, el dispositivo de control 72 controla, al recibir la señal de conmutación por parte del interruptor de fin de carrera 86, la unidad de accionamiento 84 en el sentido de una detención del funcionamiento. El descenso anterior de la óptica de enfoque 70 mediante la unidad de accionamiento 84 puede ser controlado asimismo por parte del dispositivo de control 72 a la medida del programa de control 74; de manera alternativa es imaginable que el operador inicie a mano el movimiento de descenso mediante una palanca de control conectada al dispositivo de control 72, suprimiendo el dispositivo de control 72 la preferencia de la palanca de control al alcanzarse la posición relativa predeterminada mencionada entre la unidad de interfaz 34 y la unidad de anillo de succión 16 y deteniendo automáticamente el funcionamiento de la unidad de accionamiento 84.

A causa de la existencia del interruptor de fin de carrera 86 es prescindible en este caso un sensor dispuesto en los componentes 16 y/o 34.

El dispositivo láser según la Fig. 2 comprende, además, dos bombas de evacuación 88, 90 las cuales están conectadas, a través de conductos de tubo flexible adecuados a, en cada caso, una de las tubuladuras de conexión 92 o 94 formadas en la unidad de anillo de succión 16. En las tubuladuras de conexión 92 desemboca el canal de evacuación 28 según las Figs. 1a-1e; la bomba de evacuación 88 sirve, por consiguiente, para la evacuación de la cámara de succión 30. Por el contrario, el canal de evacuación 52 desemboca en las tubuladuras de conexión 94, motivo por el cual la bomba de evacuación 90 sirve para la evacuación de la cámara de succión 42 de las Figuras 1a-1e. Por lo menos la bomba de evacuación 90 se puede controlar mediante el dispositivo de control 72 en el caso de ejemplo representado en la Fig. 2, es decir como respuesta a la conmutación del interruptor de fin de carrera 86. Esto significa que tiene lugar una conexión automática de la bomba 90, tan pronto como la unidad de interfaz 34 ha alcanzado su posición relativa predeterminada frente a la unidad de anillo de succión 16. La conmutación del interruptor de fin de carrera 86 no puede ser disparada por lo demás únicamente por la desviación de la óptica de enfoque 70 como consecuencia de un contacto con el ojo. Por ejemplo, la contrapresión necesaria para ello puede ser generada también una obturación anular (p. ej. un retén labial) dispuesto en el embudo de introducción 20 en la unidad de interfaz 34, por ejemplo la obturación anular 44 mostrada en las Figs. 1a-1e.

En el marco de un funcionamiento completamente automático del dispositivo láser la bomba de evacuación 88 puede ser controlable también por el dispositivo de control 72. Sin embargo, es asimismo imaginable que por lo menos la fijación por succión de la unidad de anillo de succión 16 en el ojo 10 sea llevada a cabo mediante accionamiento manual de la bomba de evacuación 88 por parte del médico que está operando. Para la bomba 90 no está excluida, por lo demás, una posibilidad de conexión y desconexión. En particular para el caso de complicaciones debería ser posible para el médico operador por lo menos una posibilidad de desconexión manual

de la bomba de evacuación 90.

En la explicación del ejemplo de forma de realización de las Figs. 3-5 se hace uso de nuevo de los mismos signos de referencia que antes, en la medida en que se trate de componentes iguales o que actúan de igual manera que en los ejemplos de realización anteriores. Para la diferenciación se ha añadido esta vez una letra minúscula al signo de referencia en cuestión. En la medida en que no resulte a continuación nada distinto, se remite a lo dicho con anterioridad para una explicación de los componentes mencionados, iguales o que actúan de igual manera.

La parte inferior 18a de la unidad de anillo de succión 16a posee en el ejemplo de forma de realización de las Figs. 3-5 una placa de estanqueidad y separación 96a en forma de disco anular que sobresale hacia el centro del anillo que forma en su pared interior directamente la superficie de estanqueidad 26a y que soporta un anillo de estanqueidad que forma la superficie de estanqueidad 26a. La placa de estanqueidad y separación 96a separa entre sí las dos cámaras de succión 30a, 42a. Se reconoce que la placa de aplanación 40a sobresale radialmente más allá de la placa de estanqueidad y separación 96a y que la cámara de succión 42a se extiende hacia el interior en la zona situada entre la placa de aplanación 40a y la placa de estanqueidad y separación 96a. En el estado según las Figuras 3 a 5, en el cual la unidad de interfaz 34a está acoplada como es debido a la unidad de anillo de succión 16a y la cámara de succión 42a está evacuada, la distancia axial entre la cara inferior orientada hacia el ojo de la placa de aplanación 40a y la cara superior de la placa de estanqueidad y separación 96a mide, por ejemplo, aproximadamente 0,7 mm. Globalmente se ha demostrado como adecuada para esta distancia una medida la cual no debería ser menor que 0,4 mm, con el fin de evitar efectos de presión indeseados de la placa de aplanación sobre el ojo, aunque al mismo tiempo no ser mayor que 1,2 mm para poder succionar y con ello aplanar el ojo en una zona de contacto suficientemente grande en la placa de aplanación 40a. Para la explicación se ha identificado la totalidad de la distancia axial mencionada en la Fig. 5 mediante a. Dependiendo de la estructuración de la placa de aplanación 40a (podría estar realizada también escalonada en lugar de completamente plana) la distancia mencionada puede tener, en la zona del borde de la placa 40a, en determinadas circunstancias también una medida pequeña de hasta 0,1 mm.

Como se ha explicado ya la evacuación de la cámara de succión 42a puede conducir a que la unidad de interfaz 34a sea succionada una medida axial comparativamente pequeña más profundamente en el embudo de introducción 20a de la unidad de anillo de succión 16a. Al inicio de la evacuación es por ello la distancia a mayor, en esta medida, que en el estado evacuado según las Figs. 3 y 5.

En la Fig. 5 se reconoce además que la cámara de succión 42a se extiende, lateralmente, fuera en el extremo inferior del cono de la unidad de interfaz 34a axialmente hacia arriba hasta una zona la cual está situada axialmente por encima de la placa de aplanación 40a. Este punto axial está designado mediante P en la Fig. 5. Más allá del punto P, es decir en dirección hacia anchuras de abertura mayores del embudo de introducción 20a, está formada en el revestimiento perimétrico exterior de la unidad de interfaz 34a una ranura 100a perimetral, que sirve para el alojamiento de un elemento de estanqueidad que no está representado aquí con mayor detalle, que interacciona con la superficie interior de embudo del embudo de introducción 20a para obturar la cámara de succión 42a.

En la Fig. 3 se puede reconocer además que la unidad de interfaz 34a puede estar realizada en dos partes y comprende un casquillo cónico 102a, que sujeta una placa de aplanación 40a, así como un cono de adaptador 104a, el cual está conectado de forma que se puede soltar con el casquillo cónico 102a, por ejemplo mediante una unión roscada, como se indica en 106a. Únicamente el casquillo cónico 102a que penetra en el embudo de introducción 20a; el cono de adaptador 104a queda siempre axialmente fuera de la unidad de succión 16a. En el caso de ejemplo mostrado la pared del cono de adaptador 104a está atravesada por varias perforaciones 108a, con el fin de ahorrar peso. El casquillo cónico 102a está formado, por el contrario, como cuerpo de material camisa maciza. En el extremo proximal, es decir alejado del ojo, el cono de adaptador 104a está realizado, para el acoplamiento que se puede soltar (por ejemplo en forma de un acoplamiento de apriete axial), con la óptica de enfoque del dispositivo de láser. En el caso de ejemplo mostrado presenta para ello un borde anular 110a que sobresale radialmente que sirve como brida de apriete.

Se sobreentiende que de forma alternativa es imaginable una estructuración de una pieza o incluso de más de dos piezas de la unidad de interfaz.

Una línea 112a de raya y punto de la Fig. 5 muestra una forma de corte a título de ejemplo, como se puede disponer en la córnea del ojo 10a mediante impulsos láser controlados de forma adecuada en el espacio y el tiempo. Se sobreentiende que es posible un gran número de otras formas de corte dependiendo del tipo de tratamiento deseado.

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento para acoplar una unidad de interfaz (34) mecánica de un dispositivo láser con una unidad de anillo de succión (16), mantenida mediante fuerza de succión sobre un tejido del ojo, presentando la unidad de anillo de succión un eje anular (22) y formando un embudo de introducción que se abre en una dirección axial que se aleja del ojo, presentando la unidad de interfaz (34) un tramo cónico cono para la introducción axial en el embudo de introducción, comprendiendo las etapas siguientes:

- aproximar de manera relativa la unidad de interfaz (34) a la unidad de anillo de succión (16) hasta una primera posición relativa, en la cual la unidad de interfaz (34) está introducida con su tramo cónico en el embudo de introducción de la unidad de anillo de succión (16),
- en la primera posición relativa, evacuar una cámara de succión (42) formada entre la unidad de interfaz (34), la unidad de anillo de succión (16) y la superficie del tejido, para establecer de este modo un contacto entre el tejido y una superficie de apoyo de tejido de la unidad de interfaz (34) o para aumentar una zona de contacto existente,

Produciendo la evacuación de la cámara de succión (42) a un movimiento relativo de la unidad de interfaz (34) y de la unidad de anillo de succión (16) una segunda posición relativa, en la cual están más próximos entre sí que en la primera posición relativa.

2. Procedimiento según la reivindicación 1, caracterizado por que la evacuación de la cámara de succión (42) produce un aumento de la zona de contacto entre el tejido y la superficie de apoyo de tejido hasta por lo menos una vez y media, preferentemente hasta por lo menos el doble, en particular hasta un múltiplo.

3. Procedimiento según la reivindicación 1 o 2, caracterizado por que la zona de contacto entre el tejido y la superficie de apoyo de tejido tiene aproximadamente forma de disco circular y la evacuación de la cámara de succión (42) provoca un aumento del diámetro de la zona de contacto en por lo menos un 30 por ciento, preferentemente en por lo menos un 50 por ciento, de forma aún más preferida en por lo menos un 70 por ciento y de la forma más preferida en por lo menos 90 por ciento.

4. Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por que la aproximación relativa de la unidad de interfaz (34) a la unidad de anillo de succión (16) tiene lugar en una dirección (38) a lo largo de la cual más allá de la primera posición relativa es posible otra aproximación relativa de la unidad de interfaz (34) y de la unidad de anillo de succión (16), en particular hasta un estado de tope mutuo.

5. Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que el recorrido de movimiento relativo de la unidad de interfaz (34) y de la unidad de anillo de succión (16) no mide más de 1 mm entre la primera y segunda posiciones relativas.

6. Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que una proporción del aumento de la zona de contacto entre el tejido y la superficie de apoyo del tejido, que se debe a la aproximación relativa de la unidad de interfaz (34) y la unidad de anillo de succión (16) de la primera a la segunda posición relativa, es pequeña, en particular, despreciablemente pequeña en comparación con una proporción que se debe a la succión del tejido hacia la superficie de apoyo del tejido.

7. Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que la llegada a la primera posición relativa se registra de forma sensorial y la evacuación de la cámara de succión (42) se lleva a cabo de manera automática, en particular de manera controlada mediante programa, en respuesta al registro de la primera posición relativa.

8. Procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que la aproximación relativa de la unidad de interfaz (34) a la unidad de anillo de succión (16) se produce por el accionamiento de un dispositivo de accionamiento (84) motorizado y por que el funcionamiento del dispositivo de accionamiento es detenido de manera automática, en particular de manera controlada mediante programa, como respuesta a un registro sensorial de la primera posición relativa.

9. Dispositivo para cortar una parte de un tejido de un ojo (10) mediante radiación láser enfocada, en particular para realizar el procedimiento según una de las reivindicaciones anteriores, comprendiendo

- una unidad de anillo de succión (16) con un eje anular (22), que se debe colocar sobre el ojo, formando la unidad de anillo de succión (16) un embudo de introducción que se abre en dirección axial,
- una unidad de interfaz (34) mecánica separada de la unidad de anillo de succión, que se puede mover a lo largo del eje anular en contacto de acoplamiento con ella, con un vidrio de contacto (40) para conformar la superficie del ojo, presentando la unidad de interfaz (34) un tramo cónico para la introducción axial en el

embudo de introducción,

- unos medios de bombeo (88, 90) para evacuar una primera cámara de succión (42) delimitada entre la unidad de anillo de succión (16), la unidad de interfaz (34) y la superficie del ojo,
- un dispositivo sensor (50, 86) para registrar una primera posición relativa axial predeterminada de la unidad de interfaz (34) y de la unidad de anillo de succión (16), penetrando en la primera posición relativa axial la unidad de interfaz (34) con su tramo cónico en el embudo de introducción de la unidad de anillo de succión (16),
- un dispositivo de control (72) conectado con el dispositivo sensor y los medios de bombeo, el cual está dispuesto para llevar a cabo una evacuación de la primera cámara de succión (42) en respuesta al registro de la primera posición relativa por parte del dispositivo sensor, con el fin de establecer, de este modo, un contacto entre el ojo y una superficie de apoyo de conformación del vidrio de contacto o aumentar una zona de contacto existente, dando lugar a la evacuación de la primera cámara de succión (42) un movimiento relativo de la unidad de interfaz (34) y de la unidad de anillo de succión (16) a una segunda posición relativa, en la cual están más próximos entre sí que en la primera posición relativa.

10. Dispositivo según la reivindicación 9, caracterizado por que la unidad de anillo de succión (16) forma una primera superficie de estanqueidad (26) anular perimetral, con la cual se puede colocar en la superficie del ojo para obturar la primera cámara de succión (42), dando lugar a la evacuación de la primera cámara de succión a un contacto del ojo con el vidrio de contacto (40) en una zona, que corresponde aproximadamente a la superficie rodeada por la superficie de estanqueidad.

11. Dispositivo según la reivindicación 10, caracterizado por que la primera superficie de estanqueidad (26a) está formada en el borde interior de un cuerpo de disco anular (96a) formado en la unidad de disco de succión (16a), separado con respecto al ojo, que separa la primera cámara de succión (42a) de una segunda cámara de succión (30a) completamente delimitada entre la unidad de anillo de succión (16) y la superficie del ojo, no está conectada con la primera cámara de succión y se puede evacuar independientemente de la misma.

12. Dispositivo según una de las reivindicaciones 9 a 11, caracterizado por que en caso de una unidad de anillo de succión (16) dispuesta de manera adecuada sobre el ojo en la primera posición relativa, la primera cámara de succión (42) limita, antes de su evacuación, completamente con la cara inferior orientada hacia el ojo del vidrio de contacto (40).

13. Dispositivo según una de las reivindicaciones 9 a 12, caracterizado por que la primera cámara de succión (42) sobresale axialmente más allá del vidrio de contacto (40) en una dirección que se aleja del ojo.

14. Dispositivo según una de las reivindicaciones 9 a 13, caracterizado por que el embudo de introducción (20) y el tramo cónico forman unas segundas superficies de estanqueidad que interactúan para obturar la primera cámara de succión (42).

15. Dispositivo según una de las reivindicaciones 9 a 14, caracterizado por que el embudo de introducción (20) y/o el tramo cónico poseen una ranura (100a) perimetral, en la cual está introducida una obturación.

16. Dispositivo según una de las reivindicaciones 9 a 15, caracterizado por que la unidad de interfaz (34a) comprende un soporte de vidrio de contacto (102a) configurado para el acoplamiento mecánico con la unidad de anillo de succión (16a), que soporta el vidrio de contacto (40a), así como un adaptador (104a) separado del soporte de vidrio de contacto, que se puede conectar de forma fija, pero intercambiable con el mismo, el cual está realizado con unas formaciones de acoplamiento (110a) destinadas a acoplarse a una óptica de enfoque de un dispositivo láser que proporciona la radiación láser.

17. Dispositivo según la reivindicación 16, caracterizado por que el soporte de vidrio de contacto (102a) y el adaptador (104a) están realizados con unos medios roscados, que permiten una unión roscada del soporte de vidrio de contacto y del adaptador.

18. Dispositivo según la reivindicación 16 o 17, caracterizado por que el soporte de vidrio de contacto (102a) está configurado a modo de un casquillo cónico.

19. Dispositivo según una de las reivindicaciones 9 a 18, caracterizado por que por lo menos la cara orientada hacia el ojo del vidrio de contacto (40) está realizada a modo de superficie plana.

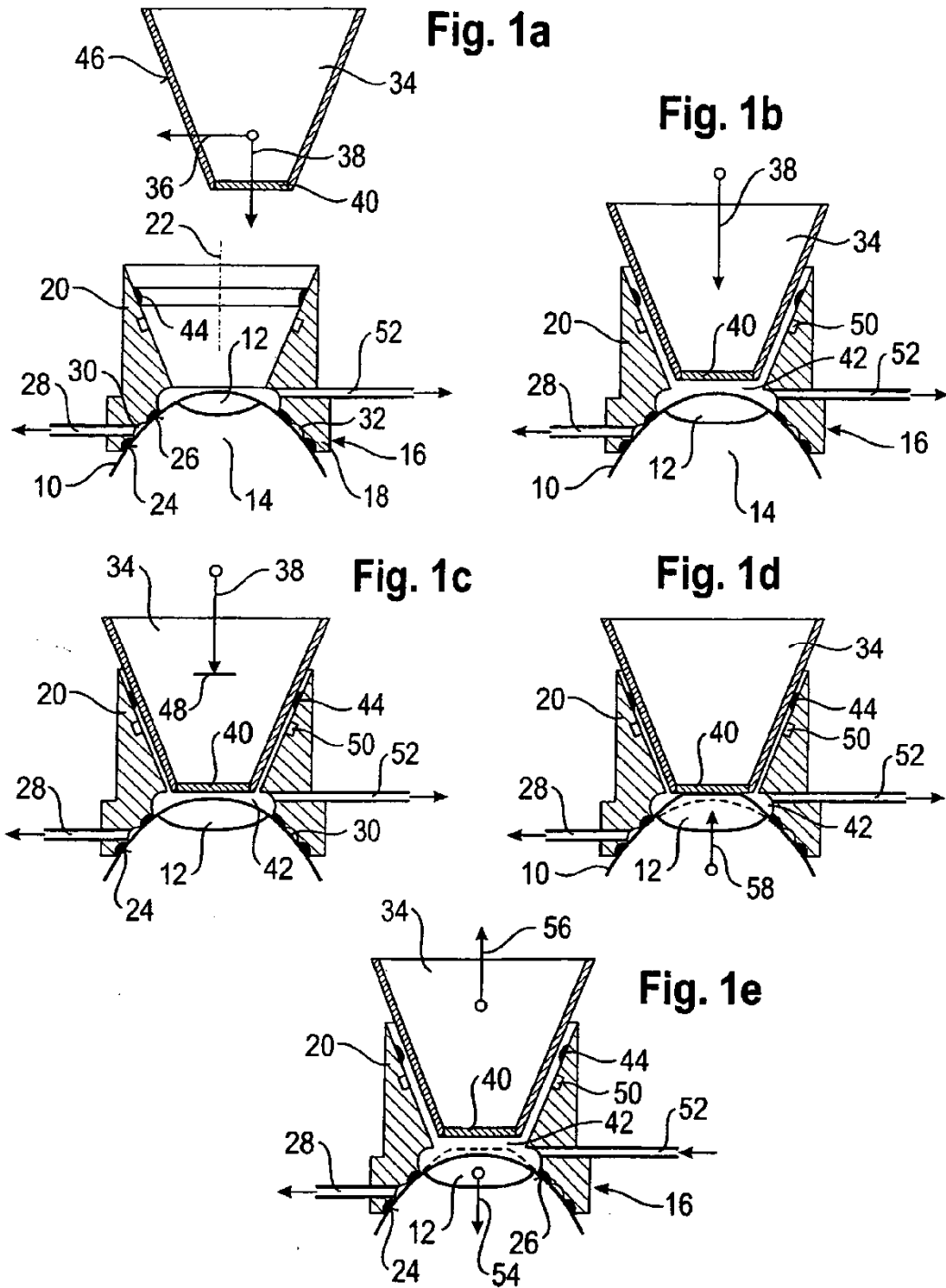


Fig. 2

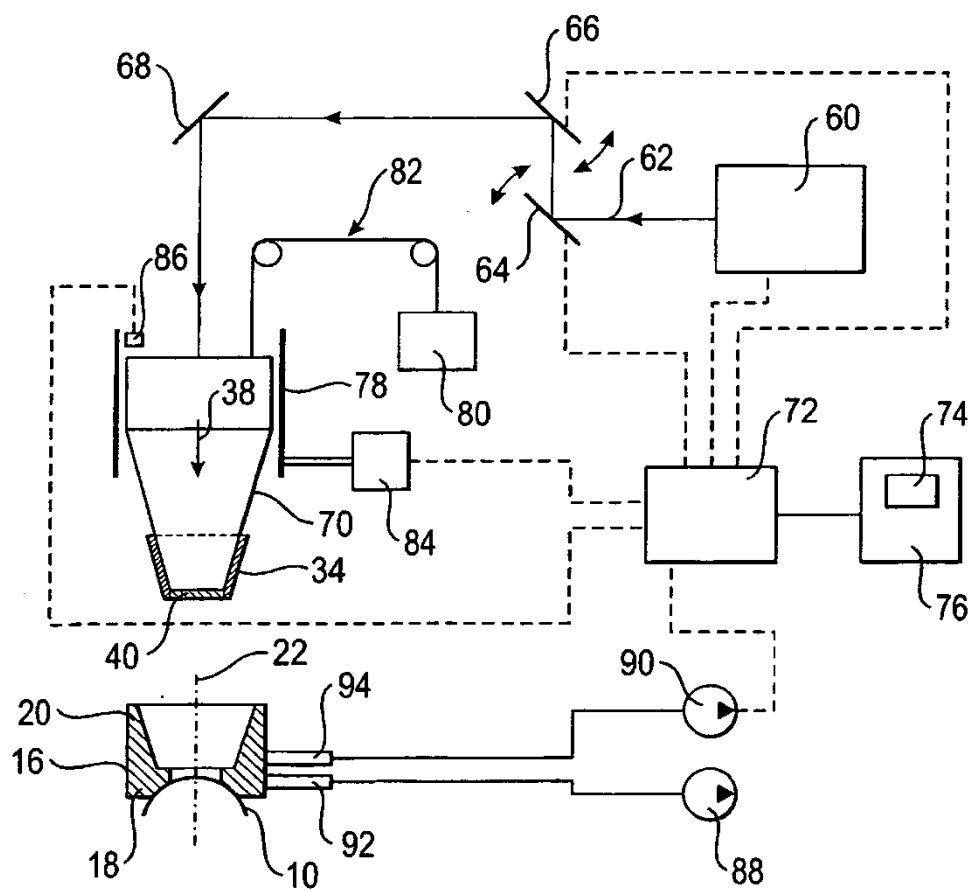
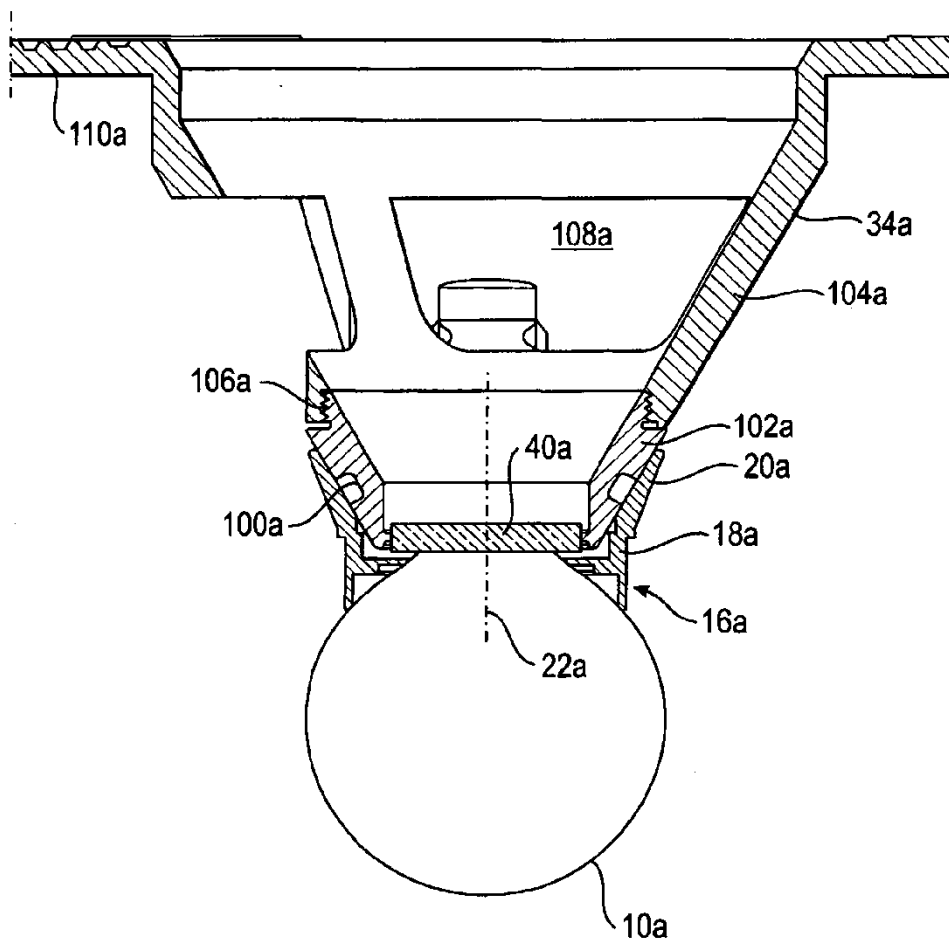


Fig. 3



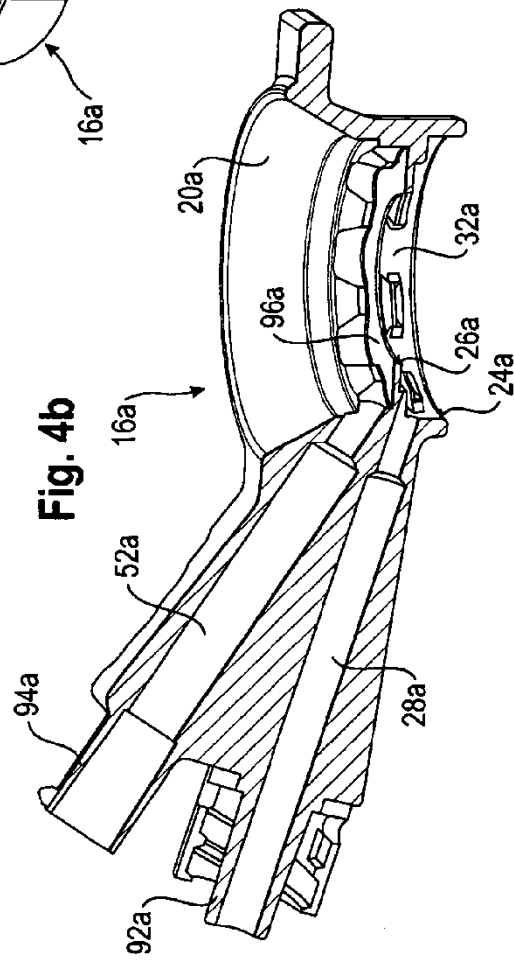
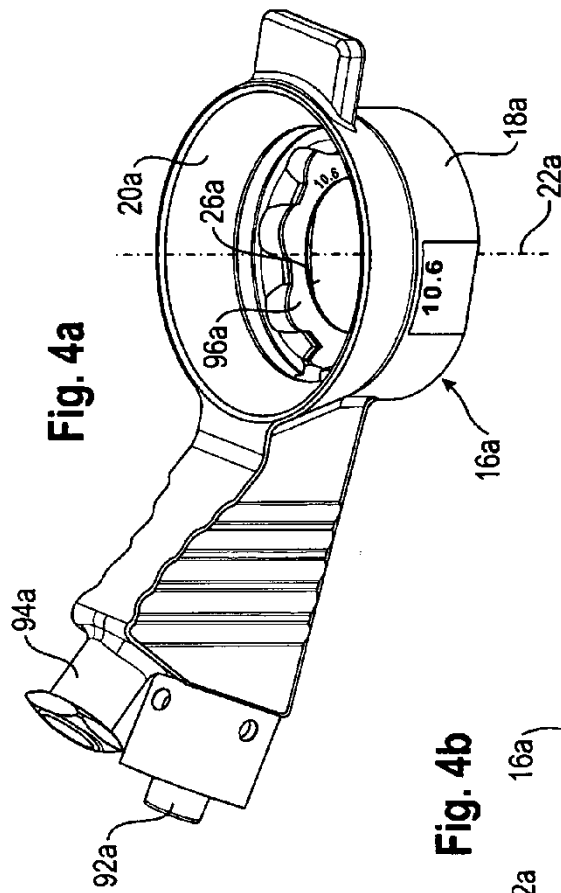


Fig. 5

