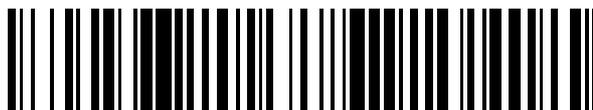


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 670 118**

51 Int. Cl.:

A61F 9/008 (2006.01)

A61F 9/009 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **10.07.2009 PCT/EP2009/005011**

87 Fecha y número de publicación internacional: **13.01.2011 WO11003431**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.07.2009 E 09777095 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **28.03.2018 EP 2451415**

54 Título: **Dispositivo para cortar una parte de tejido de un ojo por medio de radiación láser**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
29.05.2018

73 Titular/es:
**WAVELIGHT GMBH (100.0%)
Am Wolfsmantel 5
91058 Erlangen, DE**

72 Inventor/es:
**DONITZKY, CHRISTOF;
DEISINGER, THOMAS y
ZERL, BERND**

74 Agente/Representante:
LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 670 118 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

Dispositivo para cortar una parte de tejido de un ojo por medio de radiación láser.

La invención concierne a un dispositivo para cortar una parte de tejido de un ojo con las características del preámbulo de la reivindicación 1. Un dispositivo de esta clase es conocido por el documento PCT/EP2008/006962.

5 La invención se ocupa en general de la obtención de un acoplamiento mecánico entre un tejido biológico y un equipo de láser cuya radiación láser es aprovechada para tratar el tejido. En especial, la invención se ocupa del acoplamiento del equipo de láser a un ojo, particularmente un ojo humano, para producir uno o varios cortes en el ojo con la radiación láser.

10 Para lograr una acción deliberada de la radiación láser es imprescindible una localización precisa del foco del rayo con relación al tejido que se debe tratar. Particularmente para la producción de cortes en el tejido se aspira frecuentemente a un foco de rayo relativamente pequeño para mantener pequeño el grueso del corte. El posicionamiento del foco del rayo tiene que ser entonces también correspondientemente preciso. Esto rige especialmente para la producción de cortes en tejido ocular, como los que se presentan, por ejemplo, en el marco de la llamada Fs-LASIK. El término LASIK significa queratomileusis in situ con láser y designa una técnica de tratamiento de insuficiencias de visión en la que se corta y separa primero de la zona anterior de la córnea un pequeño disco de tapa (denominado regularmente colgajo en el mundo especializado), el cual permanece unido en parte todavía con la córnea, con lo que éste puede plegarse hacia un lado para realizar una ablación subsiguiente de tejido corneal situado debajo por medio de radiación láser. Después de realizada la ablación (extirpación de tejido) se repliega el colgajo y se produce una cicatrización relativamente rápida mientras se deja ampliamente incólume la superficie de la córnea.

15 Para la producción del colgajo una técnica corriente hasta ahora emplea un cepillo de corte mecánico (microquerátomo) que hace desde un lado un corte en la córnea con un filo rápidamente oscilante. Se trabaja también desde hace algún tiempo en sistemas que permiten una producción del colgajo por medio de una radiación láser enfocada con duraciones de los impulsos en el rango de los femtosegundos. De ahí el nombre de femtosegundo o Fs-LASIK. La radiación se enfoca debajo de la superficie anterior de la córnea en el interior del tejido y se posicionan los puntos focales en la superficie deseada de modo que, como resultado, se corte y separe un colgajo de la córnea.

20 Sin embargo se necesitan cortes de tejido no solo en la técnica Fs-LASIK, sino también en otras indicaciones, por ejemplo en la queratoplastia (por ejemplo, queratoplastia lamelar anterior o posterior, queratoplastia penetrante en trasplantes de córnea), la extracción lenticular Fs para la corrección de la refracción, el corte de segmentos anulares intercorneales para estabilizar el queratocono y el bombeado corneal (por ejemplo, para la inserción de Intacs, es decir, pequeños segmentos anulares implantados para la estabilización biomecánica de la córnea), las incisiones para cataratas, los cortes para presbiopía en el cristalino, las incrustaciones intraestromales, la queratomía para astigmatismos, la resección corneal y similares.

25 Se conoce por el estado de la técnica (véanse, por ejemplo, los documentos EP 1970034, US 2008 071254, US 5,549,632, WO 03/002008 A1), el recurso de presionar sobre la córnea una lente de aplanamiento planoparalela en el caso de equipos de láser ocular. Mediante el presionado de la lente de aplanamiento se deforma el ojo y éste se adapta de plano al lado inferior de la lente de aplanamiento que queda vuelto hacia el ojo. El foco de la radiación láser está referenciado en la dirección z con respecto a la lente de aplanamiento (con dirección z se quiere dar a entender la dirección longitudinal del rayo). Debido a la aplicación del ojo a la lente de aplanamiento se proporciona una referencia z fija entre el ojo y la lente, lo que permite un posicionamiento z preciso del foco del rayo en cualquier clase de regiones de la córnea u otras estructuras tisulares en la profundidad del ojo.

30 Además de lentes de aplanamiento planoparalelas, se han dado a conocer también en el estado de la técnica lentes (o, en general, lentes de contacto) con superficies curvadas en forma esférica, esférica u otra, las cuales hacen posible igualmente una referenciación z. Mediante una configuración adecuadamente cóncava del lado inferior de la lente vuelto hacia el ojo se puede reducir la deformación del ojo al asentar la lente. Esto es ventajoso debido a que la presión interior del ojo no se aumenta tanto como en el caso de una lente de aplanamiento presionada con lado inferior plano. No obstante, las superficies curvadas de la lente empeoran la capacidad de enfoque de la radiación láser.

35 Para mantener el ojo del paciente a una distancia fija de la óptica de enfoque del equipo de láser se emplean generalmente en el estado de la técnica unos anillos de succión que son succionados contra la esclerótica del ojo por medio de una depresión y que rodean a la córnea en forma de anillo. La lente de aplanamiento está integrada entonces en el anillo de succión, tal como se muestra, por ejemplo, en la figura 4C del documento US 5,549,632 anteriormente mencionado. O bien la lente de aplanamiento es parte de un componente separado que se acopla con el anillo de succión; véase, por ejemplo, la figura 7 del documento WO 03/002008 A1, en donde la lente de aplanamiento está fijamente instalada en un cuerpo cónico que está diseñado en la zona de la base de su cono para acoplarse a la óptica de enfoque del equipo de láser y que en el extremo estrecho de su cono puede ponerse en

acoplamiento fijo con el anillo de succión por medio de una pinza de apriete separada.

La construcción de tres piezas según el documento WO 03/002008 A1 con un anillo de succión, una pinza de apriete y un cuerpo cónico portador de la lente de aplanamiento permite una aproximación independiente entre la óptica de tratamiento del equipo de láser y el ojo del paciente hasta que queden una cerca de otro. El anillo de succión está ya asentado sobre el ojo, mientras que el cono está ya instalado en la óptica de tratamiento. Cuando la óptica de tratamiento y el ojo del paciente se han acercado entre ellos hasta quedar bastante próximos, se utiliza la pinza de apriete que establece el acoplamiento mecánico entre el cono y el anillo de succión.

Es fácilmente imaginable que la inmovilización mecánica del ojo con respecto a la óptica de tratamiento por medio de la pinza de apriete es una fase crítica de la preparación de la operación. Las fuerzas de compresión y de cizalladura entonces actuantes no deben conducir a lesiones en el ojo del paciente o bien, debido a un posicionamiento impreciso de los componentes mecánicos implicados uno con respecto a otro, no deben provocar un aumento excesivo y posiblemente peligroso de la presión interior del ojo. Si se presenta una elevada presión interior del ojo durante un prolongado espacio de tiempo, esto puede conducir, en ciertas circunstancias, a que resulte dañado el nervio óptico. Aun cuando es posible posicionar la óptica con mayor o menor precisión por medio de una palanquita de mando (joystick), el cono sigue estando unido rígidamente con la óptica, por lo que se mantienen rígidamente el contacto finalmente producido con el ojo y el aplanamiento inherente del ojo. Las fuerzas ejercidas entonces sobre el ojo, concretamente tanto las fuerzas que se presentan durante el proceso de acoplamiento como las fuerzas actuantes después de realizado el aplanamiento, apenas son previsibles y pueden ser diferentes de un paciente a otro.

En conjunto, es característico de numerosas soluciones conocidas por el estado de la técnica el que, en el curso del acoplamiento del ojo a la óptica de tratamiento, se presione sobre el ojo una lente de aplanamiento o, expresado de una manera más general, una lente de contacto, cualquiera que sea la forma de ésta, y ello con tanta fuerza que el ojo se adapte a la lente de contacto en la zona necesaria para el tratamiento subsiguiente. Este presionado de la lente de contacto sobre el ojo está ligado regularmente a golpes de presión que pueden ser percibidos como desagradables por el paciente. El ojo es así aplastado y, en ciertas circunstancias, puede sufrir daños, especialmente debido a que no se pueden predeterminedar con precisión las fuerzas de tracción, compresión y cizalladura que se presenten.

La invención se basa en el problema de configurar un dispositivo de la clase citada al principio de modo que se fomente un acoplamiento óptico del ojo del paciente a la óptica del sistema de láser. Se deben impedir cargas no deseadas del ojo, tal como, especialmente, hundimientos de tejido o lesiones del epitelio.

A este fin, la invención prevé un dispositivo para cortar una parte de tejido de un ojo por medio de radiación láser enfocada, que comprende los elementos siguientes:

- una unidad de anillo de succión asentable sobre el ojo y dotada de un eje del anillo,
- una unidad de interfaz mecánica separada del anillo de succión y móvil en contacto de acoplamiento con ésta a lo largo del eje del anillo, la cual se puede acoplar mecánicamente con unos medios ópticos que enfocan la radiación láser sobre o dentro de la parte de tejido del ojo, y
- unos medios de sellado que, al moverse la unidad de interfaz en contacto de acoplamiento con la unidad de anillo de succión, forman un espacio vacuizable, es decir, apto para ser puesto bajo vacío, que está delimitado por superficies de sellado de la unidad de interfaz y la unidad de anillo de succión y por los medios de sellado.

Por tanto, el espacio vacuizable anteriormente citado es delimitado exclusivamente, según la invención, por componentes mecánicos del propio dispositivo y no por partes del ojo. Esto significa que la inmovilización de la unidad de interfaz por vacío prevista aún frecuentemente en el estado de la técnica no tiene lugar según la invención directamente en la córnea, sino que, por el contrario, en una primera etapa del acoplamiento se acoplan fijamente uno con otro por vía mecánica los componentes mecánicos integrados por la "unidad de interfaz" y la "unidad de anillo de succión", concretamente generando un vacío en el espacio vacuizable citado que está delimitado exclusivamente por superficies que pertenecen a la unidad de interfaz o a la unidad de anillo de succión, pero no al ojo.

Según una ejecución preferida, las superficies de sellado de la unidad de succión y las superficies de sellado complementarias de la unidad de interfaz tienen siempre forma troncocónica (cónica).

Los medios de sellado pueden estar previstos en la unidad de anillo de succión y/o en la unidad de interfaz en el estado desacoplado, es decir, en un estado en el que la unidad de anillo de succión está aún separada de la unidad de interfaz.

Preferiblemente, los medios de sellado tienen siempre forma anular y son de material elástico. Es posible también generar la junta hermética de forma autosellante mediante un asiento de ajuste mecánico.

A continuación, se describe con más detalle un ejemplo de realización de la invención con ayuda del dibujo. Representan:

Las figuras 1a-1c, esquemáticamente, fases consecutivas durante el acoplamiento de una unidad de interfaz a una unidad de anillo de succión asentada sobre un ojo; y

- 5 La figura 2, en forma esquematizada, un ejemplo de realización de un equipo de láser para cortar una parte de tejido de un ojo.

En el ejemplo de realización mostrado en las figuras 1a-1c se ha designado con 10 el ojo (humano) que se debe tratar. La córnea del ojo 10 se muestra en 12, mientras que la esclerótica se ha designado con 14.

- 10 En la córnea 12 del ojo 10 se deben producir uno o varios cortes por medio de una radiación láser pulsada con duraciones de los impulsos en el dominio de los femtosegundos. La radiación láser necesaria para ello es proporcionada por una fuente de láser no representada explícitamente. Por ejemplo, la longitud de onda de la radiación de tratamiento irradiada hacia el ojo 10 está en el dominio infrarrojo cercano. Por ejemplo, se puede emplear un láser de Yb que emite a 1030 nm.

- 15 Antes de que se comience el tratamiento con láser del ojo, hay que acoplar primeramente el ojo 10 al equipo de láser provisto de la fuente de láser para poder posicionar con precisión el foco del rayo sobre la córnea en la llamada dirección z (dirección de radiación). A este fin, se asienta primero sobre el ojo 10 de una manera en sí conocida una unidad de anillo de succión 16 y se inmoviliza ésta por depresión contra el ojo 10. La unidad de anillo de succión 16 estabiliza e inmoviliza el ojo 10. Presenta una parte inferior 18 que forma el anillo de succión propiamente dicho, un embudo de introducción 20 adyacente a la parte inferior 18 y producido en una sola pieza con ésta y un eje de anillo 22. La parte inferior 18 forma dos respectivas superficies de sellado 24, 26 destinadas a aplicarse a la esclerótica 14, las cuales se extienden en forma de anillo y delimitan entre ellas una cámara de succión 30 que se extiende en forma de anillo y está unida con un canal de vacuización 28. Las superficies de sellado 24, 26 pueden estar formadas cada una de ellas, por ejemplo, por un elemento de sellado separado instalado en la parte inferior 18. Para formar la cámara de succión 30 está formada una ranura anular correspondiente – designada con 32 – en la envolvente periférica interior de la parte inferior 18 que queda vuelta hacia el ojo. La cámara de succión 30 está limitada exclusivamente entre la unidad de anillo de succión 16 y la esclerótica 14. Vacuizando la cámara de succión 30 se succiona firmemente la unidad de anillo de succión 16 contra el ojo 10. A este fin, se une el canal de vacuización 28 con una fuente de depresión, no representada explícitamente, en forma de una bomba de vacuización.

- 30 Una contrapieza mecánica con respecto a la unidad de anillo de succión 16 inmovilizada de esta manera sobre el ojo 10 es una unidad de interfaz designada en general con 34, la cual puede acoplarse de forma fija, pero soltable, de una manera no explícitamente representada, con una óptica de enfoque del equipo de láser mencionado. La unidad de interfaz 34 puede ser trasladada con relación al paciente y a la unidad de anillo de succión 16 fijada al mismo juntamente con la óptica de enfoque a lo largo de una dirección horizontal indicada por una flecha horizontal 36 y una dirección vertical insinuada por una flecha vertical 38. La capacidad de traslación de la unidad de interfaz 34 puede producirse al menos en parte en forma motorizada, por ejemplo por medio de un accionamiento de motor eléctrico. Es imaginable también una movilidad al menos parcialmente manual de la unidad de interfaz 34 con relación a la unidad de anillo de succión 16.

- 40 En conjunto, la unidad de interfaz 34 está configurada en forma de tronco de cono, estando configurada esta unidad en el extremo más ancho de su cono (situado arriba en las figuras 1a-1c) para acoplarse con la óptica de enfoque y llevando en el extremo más estrecho de su cono una lente de contacto 40 configurada en el caso del ejemplo mostrado como una lente de aplanamiento plano paralela.

- 45 En una primera fase del proceso de acoplamiento del ojo 10 al equipo de láser se mueve la unidad de interfaz 34 con relación a la unidad de anillo de succión 16 en la dirección de flecha 36 hasta una posición en la que dicha unidad de interfaz está dispuesta coaxialmente por encima del embudo de introducción 20, con lo que la unidad de interfaz 34 puede penetrar seguidamente en el embudo de introducción 20 mediante una acción de descenso axial. La fase de penetración de la unidad de interfaz 34 en el embudo de introducción 20 de la unidad de anillo de succión 16 está representada en la figura 1b. Al descender la unidad de interfaz 34, la lente de aplanamiento 40 se aproxima al ojo 10; al mismo tiempo, se hace más pequeña la rendija de aire radial entre el embudo de introducción 20 y la unidad de interfaz 34. La envolvente periférica interior 60 de forma cónica del embudo de introducción 20 y la envolvente periférica exterior 46 igualmente de forma cónica, es decir, complementaria, de la unidad de interfaz 34 portan o forman unos respectivos medios de sellado 44, 52.

- 55 Los medios de sellado operativos entre la unidad de anillo de succión 16 y la unidad de interfaz 34 están formados en el caso del ejemplo mostrado por una junta anular 44 instalada en el embudo de introducción 20 y por la parte de la envolvente periférica exterior de la unidad de interfaz 34 que queda enfrente de esta junta anular 44 en el estado introducido. Esta parte de la envolvente periférica exterior de la unidad de interfaz 34 que actúa como superficie de sellado está designada con 46 en la figura 1a. La junta anular 44 puede ser, por ejemplo, una junta radial o un anillo

tórico. Se sobrentiende que, como alternativa, puede estar prevista una junta anular de esta clase en la unidad de interfaz 34. Además, es imaginable prescindir de un elemento de sellado separado, siempre que la superficie exterior de la unidad de interfaz 34 y la superficie interior del embudo de introducción 20 sean suficientemente lisas y vengan a aplicarse una a otra de una manera suficientemente estrecha.

- 5 Análogamente a la junta anular 44, en la unidad de anillo de succión 16 está dispuesta otra junta anular 52 decalada en dirección al ojo. Para la junta anular adicional 52 se cumple de manera correspondiente lo que se ha dicho antes para la junta anular 44 en lo que respecta a su configuración y disposición en la unidad de anillo de succión o en la unidad de interfaz 34.

10 Las dos juntas anulares anteriormente descritas 44, 52 forman un espacio 58, véanse las figuras 1b y 1c, cuando la unidad de interfaz 34 está acoplada a la unidad de anillo de succión 16. El espacio 58 está limitado verticalmente arriba y abajo por las juntas 44 y 52 y en ambos lados horizontales está limitado, por un lado, por una superficie exterior de la unidad de interfaz 34 como superficie de sellado 46 y, por otro lado, por una superficie exterior 60 del embudo de introducción 20 de la unidad de anillo de succión 16 como superficie de sellado 60. Por tanto, el espacio 58 está delimitado exclusivamente por los elementos antes citados y no tiene contacto en el mismo sitio con un
15 componente del ojo 10. En particular, no existe una unión conductora de aire entre el interior del espacio 58 y una superficie del ojo 10.

Según la figura 1b, la unidad de interfaz 34 es hecha descender verticalmente, es decir, hacia abajo en las figuras, en una posición al menos aproximadamente coaxial con respecto a la unidad de anillo de succión 16. Las posiciones de la unidad de anillo de succión 16 y la unidad de interfaz 34 se adaptan en este caso por sí mismas una a otra
20 debido al montaje flotante de dicha unidad de interfaz (véase más abajo).

El descenso de la unidad de interfaz en la dirección de la flecha 38 (correspondiente a la dirección axial de la unidad de anillo de succión 16) se detiene en una posición relativa axial prefijada de las dos unidades en la que el espacio 58 está cerrado de manera suficientemente hermética al aire para vacuizarlo a través de un canal de vacuización 54 por medio de una bomba 56 (no mostrada) y acoplar así fijamente la unidad de interfaz 34 a la unidad de anillo de
25 succión 16. Este estado se muestra en la figura 1c. Para detectar la posición final y concluir así el descenso se puede disponer un sensor en un sitio adecuado. Por ejemplo, un sensor 50 puede estar posicionado en el sitio indicado en las figuras. Es posible también disponer un sensor en la óptica de enfoque 70 (figura 2). Es posible igualmente prever un interruptor mecánico 86 de fin de carrera (figura 2). El sensor 50 está posicionado de una manera adecuada para emitir una señal correspondiente cuando la posición relativa entre la unida de interfaz y la
30 unidad de anillo de succión haya alcanzado una distancia prefijada de las dos unidades.

La figura 2 muestra esquemáticamente componentes de un dispositivo para cortar una parte de tejido de un ojo por medio de radiación láser, en el que se puede utilizar el acoplamiento anteriormente descrito con ayuda de las figuras 1a-1c entre una unidad de anillo de succión y una unidad de interfaz. Los componentes iguales o equivalentes a los de las figuras 1a-1c están designados aquí con los mismos símbolos de referencia. Para evitar reiteraciones se hace
35 referencia a las explicaciones anteriores relativas a estos componentes.

El equipo de láser según la figura 2 comprende una fuente de láser 60 para producir una radiación láser pulsada con duraciones de los impulsos en el dominio de los femtosegundos. El rayo láser – designado con 62 – emitido por la fuente de láser 60 llega, a través de un equipo de desviación (escáner) formado por dos espejos de desviación controlables 64, 66, a un espejo de cambio de dirección 68 desde el cual el rayo láser 62 llega a una óptica de
40 enfoque 70. En el extremo distal, es decir, próximo al ojo, de la óptica de enfoque 70 está acoplada de manera soltable la unidad de interfaz 34. Los espejos de desviación 64, 66 están dispuestos cada uno de ellos en forma inclinable y permiten una desviación del rayo láser 62 en un plano x-y normal a la dirección longitudinal del rayo (dirección z). Estos espejos son controlados por un equipo de control electrónico 72 de conformidad con un perfil de corte prefijado por la forma y la posición del corte deseado. El perfil de corte está incorporado en un programa de control 74 que está archivado en una memoria 76 accesible para el equipo de control 72. Para la regulación z del foco del rayo, la óptica de enfoque 70 o al menos una lente contenida en ella puede ser ajustable en la dirección longitudinal del rayo bajo el control del dispositivo de control 72. Como alternativa, es posible disponer en forma regulable en la dirección longitudinal del rayo una lente de una óptica de ensanchamiento del rayo, no representada explícitamente en la figura 2, dispuesta entre la fuente de láser 60 y los espejos de desviación 64, 66,
45 particularmente una lente de dispersión del lado de entrada de una óptica de ensanchamiento del rayo de esta clase.

La óptica de enfoque 70 está suspendida de un sujetador 78 de una manera compensada en peso. El sujetador 78 está insinuado de manera fuertemente esquemática en la figura 2 por medio de dos trazos verticales dibujados a ambos lados de la óptica de enfoque 70. La compensación del peso de la óptica de enfoque 70 está insinuada esquemáticamente por medio de un contrapeso 80 que está unido con la óptica de enfoque 70 a través de una
55 disposición de cable/poleas 82 y que ejerce sobre la óptica de enfoque 70 una contrafuerza que compensa la fuerza del peso de la misma. Por supuesto, una disposición de cable/poleas es solo un ejemplo de la conexión de un contrapeso a la óptica de enfoque. Como alternativa, se podría emplear, por ejemplo, un sistema de palancas. Otra posible ejecución se muestra en el documento US 5,336,215, en el que se emplea un sistema elástico para

suspender una óptica de enfoque.

La óptica de enfoque 70 puede hacerse descender en dirección vertical juntamente con el sujetador 78 por medio de una unidad de accionamiento 84 de motor, preferiblemente de motor eléctrico, hasta el interior del embudo de introducción 20 de la unidad de anillo de succión 16 asentada sobre el ojo 10, tal como se insinúa por medio de la flecha direccional 38. La óptica de enfoque 70 no está unida en este caso rígidamente con el sujetador 78, sino que posee cierta capacidad de desviación hacia arriba con respecto al sujetador 78 en sentido contrario a la dirección de descenso 38. A causa de la compensación del peso de la óptica de enfoque 70 es ya posible una desviación de la misma con respecto al sujetador por medio de una acción de fuerza extraordinariamente pequeña. Por este motivo, el momento en que la placa de aplanamiento 40 entra en contacto con el ojo y experimenta una contrapresión procedente del ojo, puede conducir ya a una desviación de la óptica de enfoque 70 con relación al sujetador 78. Esta desviación se detecta por medio de un interruptor 86 de fin de carrera instalado fijamente con relación al sujetador 78 (alternativamente, por ejemplo, por medio de un interruptor de contrafuerza), que suministra su señal de conexión al equipo de control 72. Por tanto, la conexión del interruptor 86 de fin de carrera le señala al equipo de control 72 la llegada a la posición relativa prefijada entre la unidad de interfaz 34 y la unidad de anillo de succión 16 (por ejemplo, toque del embudo de introducción 20 por la unidad de interfaz 34), en la que hay que detener el movimiento de descenso motorizado adicional de la óptica de enfoque 70. Por consiguiente, el equipo de control 72, al recibir la señal de conexión procedente del interruptor 86 de fin de carrera, controla la unidad de accionamiento 84 en el sentido de una parada de su funcionamiento. El descenso anterior de la óptica de enfoque 70 por efecto de la unidad de accionamiento 84 puede ser controlado también por el equipo de control 72 de conformidad con el programa de control 74; como alternativa, es imaginable que el usuario inicialice a mano el movimiento de descenso por medio de una palanquita de mando conectada al equipo de control 72, anulando el equipo de control 72 la prioridad de la palanquita de mando al alcanzarse la posición relativa prefijada mencionada entre la unidad de interfaz 34 y la unidad de anillo de succión 16 y deteniéndose automáticamente el funcionamiento de la unidad de accionamiento 84.

A causa de la presencia del interruptor 86 de fin de carrera se puede prescindir en este caso de un sensor instalado en los componentes 16 y/o 34.

El equipo de láser según la figura 2 comprende, además, dos bombas de vacuización 88, 56 que están conectadas, a través de tuberías flexibles adecuadas, a sendos racores de conexión 92 y 94 formados en la unidad de anillo de succión 16. En el racor de conexión 92 desemboca el canal de vacuización 28 según las figuras 1a-1c; por tanto, la bomba de vacuización 88 sirve para vacuizar la cámara de succión 30. Por el contrario, en el racor de conexión 94 desemboca el canal de vacuización 54, por lo que la bomba de vacuización 56 sirve para vacuizar el espacio 58 de las figuras 1a-1c.

En la cámara de succión 30 ya vacuizada anteriormente se maniobra en la posición de acoplamiento antes descrita de la unidad de interfaz 34 y la unidad de anillo de succión 16 la bomba de vacuización 56 para vacuizar el espacio 58. Esta vacuización del espacio 58 puede iniciarse automáticamente por el equipo de control 72 en base a la posición relativa de las dos unidades detectada con el sensor 50, o bien puede iniciarse arbitrariamente a mano por el médico. Es posible también controlar la vacuización del espacio 58 por medio del interruptor 86.

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo para cortar una parte de tejido de un ojo por medio de radiación láser, que comprende

- una unidad de anillo de succión (16) asentable sobre el ojo y dotada de un eje de anillo (22), y

5 - una unidad de interfaz mecánica (34) separada de la unidad de anillo de succión (16) y móvil en contacto de acoplamiento con ésta a lo largo del eje de anillo (22), la cual puede acoplarse mecánicamente con unos medios ópticos (70) que enfocan la radiación láser sobre o dentro de la parte de tejido (12) del ojo,

caracterizado por

10 - unos medios de sellado (44, 52) que, al moverse la unidad de interfaz (34) en contacto de acoplamiento con la unidad de anillo de succión (16), forman un espacio vacuizable (58) que está delimitado por superficies de sellado (46, 60) de la unidad de interfaz (34) y de la unidad de anillo de succión (16) y por los medios de sellado (44, 52) y que no tiene contacto en ningún sitio con un componente del ojo, y

- una bomba (56) y un canal de vacuización (54) para vacuizar el espacio citado (58).

2. Dispositivo según la reivindicación 1, **caracterizado** por que las superficies de sellado (46, 60) tienen forma de tronco de cono al menos en la zona de los medios de sellado (44, 52).

15

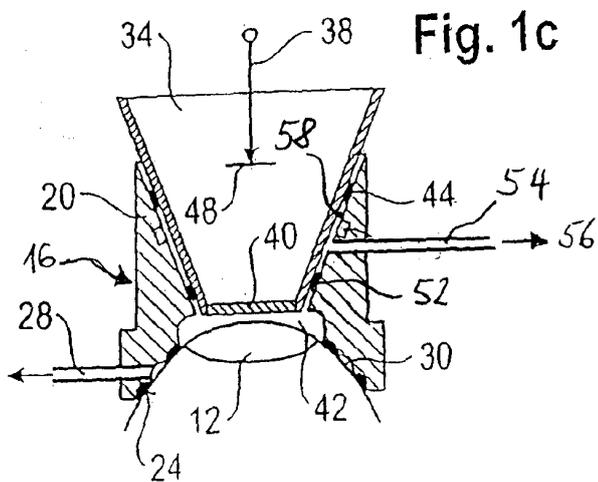
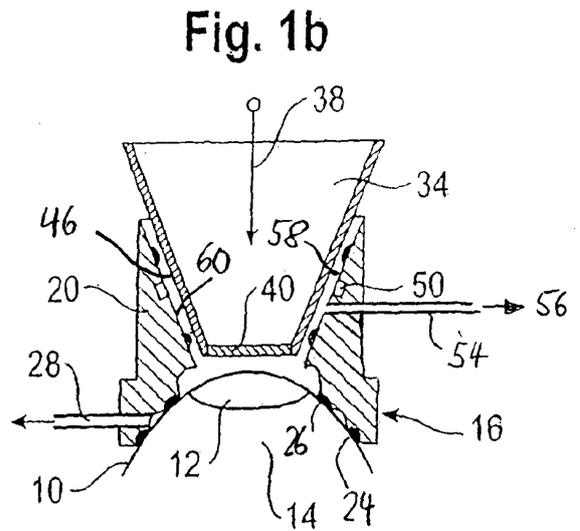
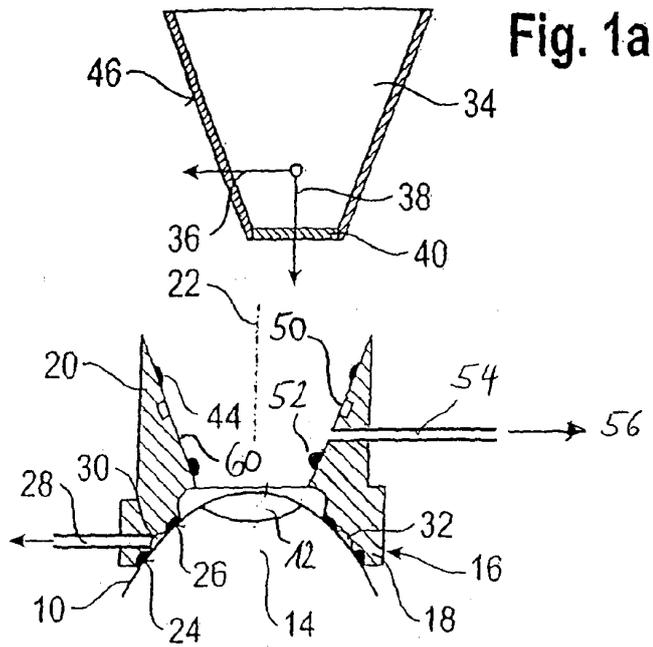


Fig. 2

