

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 670 672**

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: **10.11.2015** **E 15003210 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **28.02.2018** **EP 3167853**

54 Título: **Adaptador modular de paciente para un dispositivo láser ocular**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
31.05.2018

73 Titular/es:
NOVARTIS AG (100.0%)
Lichtstrasse 35
4056 Basel, CH

72 Inventor/es:
DEISINGER, THOMAS y
THIMM, DANIEL

74 Agente/Representante:
LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 670 672 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Adaptador modular de paciente para un dispositivo láser ocular

CAMPO TÉCNICO

5 La presente exposición pertenece en general a un módulo adaptador que puede ser utilizado como un adaptador de paciente para acoplar un ojo a un aparato oftálmico.

ANTECEDENTES

10 Un adaptador de paciente posibilita acoplar mecánicamente un ojo que ha de ser tratado a un aparato láser, por ejemplo. De este modo, el ojo puede ser posicionado de manera precisa con respecto al aparato láser en la dirección de propagación del haz láser emitido por el aparato láser (esta dirección es a menudo denominada como una dirección z). En un tratamiento con láser del ojo con el objetivo de hacer una incisión (corte) en el ojo por medio del haz láser, es necesario tener información de la posición z del ojo en un sistema de coordenadas del aparato láser. El adaptador de paciente posibilita asegurar el ojo en relación al aparato láser en la dirección z y así crea un requisito previo para una aplicación precisa de la incisión en el ojo en la dirección z.

15 Un ejemplo convencional de un adaptador de paciente está diseñado en dos partes y comprende un anillo de succión y un separador cónico. El anillo de succión puede ser colocado sobre el ojo y fijado al ojo mediante una fuerza de succión. El separador cónico puede ser acoplado al aparato láser y tiene una placa de aplanamiento en la región de un extremo estrecho de cono. La placa de aplanamiento proporciona una superficie de contacto para el ojo y transmite la radiación láser. Una pluralidad de espacios de succión están al menos parcialmente delimitados por el anillo de succión, y un número correspondiente de mangueras de evacuación flexibles están previstas para conectar cada espacio de succión con un aparato de bomba de vacío. Un extremo de cada manguera esta unido al anillo de succión y un extremo opuesto de cada manguera está unido a un puerto de conexión en el aparato de bomba de vacío. Un primero de los espacios de succión está delimitado totalmente por el anillo de succión y está abierto hacia el ojo, de forma que el primer espacio de succión puede ser cerrado colocando el anillo de succión sobre el ojo. Haciendo el vacío posteriormente en el primer espacio de succión, el anillo de succión puede ser fijado al ojo. Un segundo espacio de succión está delimitado tanto por el anillo de succión como por el separador cónico, y la evacuación del segundo espacio de succión permite mantener el separador cónico en la aplicación estrecha de acoplamiento con el anillo de succión.

30 Con el adaptador de paciente convencional, el anillo de succión es colocado inicialmente sobre el ojo por el cirujano y es fijado allí aplicando un vacío al primer espacio de succión. El separador cónico es a su vez montado sobre el aparato láser. En esta fase, el anillo de succión y el separador están aún completamente separados uno del otro. A continuación, hay una aproximación relativa del ojo con el anillo de succión asentándolo sobre él, por un lado, y el separador, que es mantenido sobre el aparato láser, por otro lado, hasta que el separador entra en un embudo de inserción formado en el anillo de succión. Finalmente, se crea un vacío en el segundo espacio de succión para extraer el separador axialmente contra el anillo de succión. Después de llevar el separador más cerca del anillo de succión mediante succión, la superficie del ojo es nivelada por la placa de aplanamiento. En este estado, puede hacerse un corte en el tejido ocular, por ejemplo, en la córnea, por medio de radiación láser del aparato láser.

40 En el documento EP1970034 se describe un ejemplo de dicho aparato de la técnica anterior.

RESUMEN DE LA EXPOSICIÓN

45 Un inconveniente de la solución convencional anterior es que las mangueras que se extienden hacia los lados desde el anillo de succión y conectadas al aparato de bomba de vacío pueden ejercer, debido a su longitud sustancial y a consecuencia de su propio peso, una fuerza de tracción o inclinación sobre el anillo de succión, al menos mientras el separador cónico no está aún acoplado con el anillo de succión. Esta fuerza puede ser percibida por el paciente como una incomodidad sustancial, especialmente si las mangueras están colgando siguiendo los movimientos de la cabeza del paciente. Además, la acción de tracción de las mangueras sobre el anillo de succión puede ser la causa de pérdida de succión indeseada en el primer espacio de succión.

50 Es por ello un objeto de las realizaciones de la invención descritas en este documento proporcionar un adaptador de paciente que pueda ofrecer una mayor comodidad a un paciente y pueda evitar mejor la pérdida de succión indeseada en un espacio de succión utilizado para fijar una parte de anillo de succión del adaptador a un ojo del paciente.

55 De acuerdo con las realizaciones, la presente exposición proporciona un aparato para un tratamiento del ojo asistido por láser, que comprende: un dispositivo láser configurado para proporcionar una radiación láser focalizada y que tiene un puerto de acoplamiento de adaptador; un módulo adaptador que incluye un primer y segundo sub-módulos, estando el primer sub-módulo configurado para acoplarse de manera desmontable al

dispositivo láser en el puerto de acoplamiento del adaptador y teniendo una superficie de contacto para un ojo, incluyendo el segundo sub-módulo una parte de anillo de succión del ojo que tiene un eje de anillo, en el que el segundo sub-conjunto de módulo delimita al menos un espacio de succión, y el módulo adaptador incluye un cuerpo de entrada de vacío en asociación con cada una al menos de una cámara de succión, en donde el módulo adaptador incluye un sistema de trayecto de evacuación configurado para establecer una conexión de comunicación por vacío entre cada uno al menos de entre un espacio de succión y el puerto de entrada de vacío asociado, en donde el puerto de entrada de vacío está provisto en el primer sub-módulo y el sistema de trayecto de evacuación se extiende desde el primer sub-módulo al segundo sub-módulo, en donde, al menos un espacio de succión incluye un primer espacio de succión y un segundo espacio de succión, y el sistema de trayecto de evacuación incluye una primera manguera que se extiende desde un primer puerto de conexión de manguera en el primer sub-módulo a un primer puerto de conexión de manguera en el segundo sub-módulo y una segunda manguera que se extiende desde un segundo puerto de conexión de manguera en el primer sub-módulo a un segundo puerto de conexión de manguera en el segundo sub-módulo, estando el primer puerto de conexión de manguera en el segundo sub-módulo en conexión de comunicación de vacío con el primer espacio de succión y estando el segundo puerto de conexión de manguera en el segundo sub-módulo en conexión de comunicación de vacío con el segundo espacio de succión.

En ciertas realizaciones, el sistema de trayecto de evacuación incluye una manguera que se extiende desde un puerto de conexión de manguera en el primer sub-módulo a un puerto de conexión de manguera en el segundo sub-módulo. La manguera puede ser conectada de manera desmontable a uno o ambos de los puertos de conexión de manguera en el primer sub-módulo y al puerto de conexión de manguera en el segundo sub-módulo. Al menos uno de los puertos de conexión de manguera en el primer sub-módulo y del puerto de conexión de manguera en el segundo sub-módulo pueden estar diseñados como una inserción de manguera.

En ciertas realizaciones, el primer sub-módulo incluye una parte de placa y el puerto de conexión de manguera en el primer sub-módulo está situado en un lado de la parte de placa. El puerto de entrada de vacío puede entonces estar situado en un lado opuesto de la parte de placa. Un canal puede estar formado en la parte de placa para extenderse desde un lado al lado opuesto de la parte de placa, y el puerto de entrada de vacío puede estar formado por una parte de extremo abierta del canal situada en el lado opuesto de la parte de placa.

En ciertas realizaciones, el puerto de acoplamiento del adaptador incluye un puerto de salida de vacío y una estructura deslizante que tiene al menos una ranura adaptada para recibir deslizablemente en una dirección octogonal de deslizamiento al eje de anillo una parte de reborde formada en el primer sub-módulo, en donde el puerto de entrada de vacío se mueve a una relación de solapamiento con el puerto de salida de vacío cuando el primer sub-módulo es hecho deslizar en la estructura deslizante. En estas realizaciones, el puerto de salida de vacío puede estar formado por un capuchón de succión.

En ciertas realizaciones, al menos un espacio de succión incluye un espacio de succión operable para hacer que la parte de anillo de succión del ojo sea succionada contra el ojo. Al menos un espacio de succión puede incluir adicionalmente un espacio de succión operable para hacer que el primer sub-módulo sea succionado contra el segundo sub-módulo.

En ciertas realizaciones, el primer y el segundo sub-módulos son mantenidos juntos en un módulo y son ajustables respectivamente entre sí en el módulo entre una primera posición relativa en la que la superficie de contacto asume una primera posición axial con respecto a la parte de anillo de succión del ojo y una segunda posición relativa en la que la superficie de contacto asume una segunda posición axial con respecto a la parte del anillo de succión del ojo, en donde la primera posición axial de la superficie de contacto corresponde a una posición en la que la superficie de contacto está aún fuera de contacto con el ojo cuando la parte de anillo de succión del ojo ha sido colocada sobre el ojo, y la segunda posición axial de la superficie de contacto corresponde a una posición en la que la superficie de contacto está en contacto de forma con el ojo cuando la parte del anillo de succión del ojo está colocada sobre el ojo.

El segundo sub-módulo puede incluir una parte de centrado que tiene una sección de embudo que se estrecha en una dirección axialmente hacia la parte del anillo de succión, y el primer sub-módulo puede incluir una parte cónica adaptada para inserción axial en la parte de centrado. La parte cónica es insertada más profundamente en la parte de centrado en la segunda posición relativa del primer y segundo sub-módulos que en la primera posición relativa. Al menos un espacio de succión puede incluir un espacio de succión delimitado al menos parcialmente por la sección de embudo y la parte cónica.

La presente exposición proporciona además un método para acoplar un ojo a un aparato oftálmico. El método comprende al menos las siguientes operaciones: proporcionar un dispositivo láser; proporcionar un módulo adaptador que incluye un primer y segundo sub-módulos, teniendo el primer sub-módulo una superficie de contacto para un ojo, incluyendo el segundo sub-módulo una parte de anillo de succión del ojo que delimita un espacio de succión, en donde el primer y el segundo sub-módulos son ajustables respectivamente entre sí

entre al menos dos posiciones relativas en las que la superficie de contacto asume diferentes posiciones respectivas con respecto a la parte de anillo de succión del ojo; acoplar el primer sub-módulo al dispositivo láser en un puerto de acoplamiento del dispositivo láser; aproximar y alinear la parte del anillo de succión del ojo con respecto al ojo; y generar un vacío en un trayecto de evacuación que se extiende entre un puerto de entrada de vacío provisto en el primer sub-módulo y el espacio de succión, para fijar por ello la parte de anillo de succión del ojo al ojo por medio de una fuerza de succión.

Pueden utilizarse realizaciones de la presente invención en combinación con una amplia variedad de procedimientos láser oftálmicos realizados sobre áreas corneales o de otros tejidos de un ojo. Por ejemplo, pueden utilizarse realizaciones de la presente invención en procedimientos de corte con láser en los que un corte creado con láser por sí mismo no provoca cambios en las propiedades refractivas del ojo. Por ejemplo, este es el caso en un tratamiento LASIK (LASIK: Queratomileusis por Láser In Situ), en donde se corta dejándolo abierto en primer lugar, por medio de un haz láser, un segmento corneal sobre la superficie del ojo, que es comúnmente denominado como un "colgajo" en la técnica. Este segmento es a continuación plegado sobre sí mismo al lado para exponer el tejido corneal subyacente para una subsiguiente ablación mediante láser. El corte para preparar el colgajo por sí mismo no proporciona ninguna corrección de refracción. El objetivo de una corrección refractiva es perseguido sólo mediante la retirada del tejido estromal mediante ablación por láser.

Pueden también utilizarse realizaciones de la presente invención en procedimientos quirúrgicos por láser para hacer correcciones refractivas en un ojo, en las que un patrón de corte creado en el ojo debería manifestar un efecto refractivo inmediatamente. Un ejemplo es la extracción lenticular intracorneal, en la que un volumen de tejido lenticular es escindido haciendo un corte posterior y un corte anterior en la córnea del ojo y retirando a continuación el tejido lenticular a través de un canal de extracción. La cavidad formada en la córnea como resultado de retirar esta parte de tejido hace que el área de tejido corneal en la parte frontal (es decir en la dirección anterior) se colapse en ella y altere de este modo las propiedades refractivas de la córnea. La posición y forma de la parte de tejido corneal que ha de ser extraída debe siempre ser determinada individualmente para cada paciente. Esto significa que los cortes requeridos para la preparación del lentículo corneal deben ser creados de manera exacta con respecto a un eje de referencia del ojo (por ejemplo, el eje óptico o el eje visual) en el ojo del paciente. Esto requiere que el eje de referencia del ojo sea alineado en relación a un eje óptico del aparato de láser. Para hacerlo así, el paciente debe ser instruido para permanecer mirando fijamente a una luz fija, por ejemplo, con el ojo que ha de ser tratado.

En ciertas realizaciones, el primer y segundo sub-módulos pueden ser montados juntos como un módulo y acoplados al dispositivo láser como tal módulo. En estas realizaciones, puede ser posible emitir un haz de luz de fijación a lo largo del eje del anillo a través de la superficie de contacto y de la parte de anillo de succión del ojo. Mientras el paciente con su ojo es llevado más cerca del módulo (incluyendo el primer y segundo sub-módulos) montado en el dispositivo láser, el paciente puede alinear su ojo con el haz de luz de fijación. Tan pronto como el ojo entra en contacto con la parte de anillo de succión del ojo, la parte de anillo de succión del ojo puede ser fijada sobre el ojo creando un vacío en un espacio de succión. De este modo puede conseguirse una buena alineación del ojo con un eje óptico del dispositivo láser. A continuación, el primer y segundo sub-módulos pueden ser transferidos desde una primera posición relativa a una segunda posición relativa para provocar un desplazamiento de la superficie de contacto en la dirección del eje del anillo. El desplazamiento axial puede causar una deformación de la superficie del ojo a una forma deseada.

La invención se define en las reivindicaciones.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

A continuación se explicarán realizaciones de la presente invención en mayor detalle con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

La fig. 1 muestra esquemáticamente varios componentes de una realización ejemplar de un aparato láser para un ojo para la creación de cortes con láser en el tejido ocular;

La fig. 2 muestra una vista en perspectiva de un adaptador de paciente de acuerdo con una realización ejemplar;

La fig. 3 es una vista en sección transversal del adaptador de paciente de la fig. 2; y

La fig. 4 es una vista en sección transversal de un detalle del adaptador de paciente de la fig. 2.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LOS DIBUJOS

Se ha hecho referencia en primer lugar a la fig. 1. El aparato láser para un ojo mostrado en un diagrama de bloques esquemáticos está etiquetado como 10 en general. Es útil para crear cortes en un ojo humano por medio de un haz láser; tales cortes se requieren como parte de una extracción lenticular intracorneal, por ejemplo. El aparato láser 10 para el ojo comprende un dispositivo láser 14 y un módulo adaptador 16

(adaptador de paciente). El dispositivo láser 14 comprende una fuente láser 18, que genera un haz 20 de radiación láser de impulsos ultra-cortos. El término "impulso ultra-corto" se entiende aquí que se refiere a duraciones de impulso del orden de attosegundo, femtosegundo o picosegundo o, en algunas circunstancias, del orden de nanosegundos, si otros parámetros del haz han sido seleccionados adecuadamente para crear una foto-disrupción basándose en la profundidad de rotura óptica inducida por láser (LIOB) en el tejido ocular. La longitud de onda del haz láser 20 está en un rango de UV por encima de aproximadamente 300 nm, por ejemplo, o en un rango de infrarrojo, por ejemplo, entre aproximadamente 800 nm y 1300 nm, de manera que se asegure la transmisión de la radiación al tejido ocular.

En el caso ejemplar mostrado aquí, el dispositivo láser 14 comprende además una unidad 22 de expansión del haz formada por un telescopio de Galileo, por ejemplo, que amplía el diámetro del haz, una unidad 24 de deflector (escáner) controlable y un objetivo de enfoque 26 para enfocar el haz. Un espejo 28 de desviación del haz estacionario dispuesto en el trayecto del haz entre el escáner 24 y el objetivo de enfoque 26 está mostrado en la fig. 1 simplemente con el propósito del dibujo pero no necesita ser provisto en una realización práctica (alternativamente, puede haber más de un espejo de desviación del haz estacionario en una realización práctica).

Una unidad 30 de control controlada mediante un programa controla la fuente láser 18 y el escáner 24 de acuerdo con los comandos de control contenidos en un programa de control 32. Los comandos de control definen una pluralidad de posiciones de disparo para el haz láser 20, que juntos representan un patrón de corte que ha de ser creado en el ojo 12. Cada posición de disparo representa un punto en un sistema de coordenadas xyz del dispositivo láser 14, cuyo eje z discurre a lo largo de la dirección del haz de láser 20 en el área en donde el haz sale del objetivo de enfoque 26, y cuyos ejes x e y se expanden en un plan ortogonal al eje z. La unidad de control 30 controla el escáner 24 de tal modo que, para cada posición de disparo predefinida por el programa de control 32, el foco del haz es situado en el punto respectivo en el sistema de coordenadas xyz.

El dispositivo láser 14 entrega, al tejido ocular que ha de ser tratado, uno o más impulsos de radiación por posición de disparo, dependiendo de si los parámetros de radiación son establecidos para una aplicación de un sólo impulso (es decir un único impulso de haz es suficiente para generar una foto-disrupción) o una aplicación de múltiples impulsos (es decir múltiples impulsos de radiación son necesarios para generar una foto-disrupción).

Para ajustar el foco del haz en la dirección x y en la dirección y, el escáner 24 puede comprender, por ejemplo, un par de espejos de escáner accionados galvanométricamente, que están dispuestos de modo que pueden ser inclinados alrededor de ejes de rotación mutuamente ortogonales. Para controlar la posición del foco del haz en la dirección z, el dispositivo láser 14 puede comprender, por ejemplo, un elemento adecuado para influir en la divergencia del haz láser 20 antes de que entre en el objetivo de enfoque 26. Para hacerlo así, por ejemplo, puede preverse una lente, que es ajustable en la dirección del haz 20, una lente de potencia refractiva variable o un espejo hueco de curvatura variable. Desde un punto de vista estructural, cualquiera de dichos elementos puede ser parte de la unidad 22 de expansión del haz. Puede concebirse, por ejemplo, diseñar una lente de entrada, que está diseñada en sí misma como una lente divergente, de la unidad 22 de expansión del haz para que sea ajustable con respecto a su posición y/o potencia refractiva. Diagramas separados de la unidad 22 de expansión del haz y del escáner 24 en la fig. 1 sirven solamente para el propósito de ilustrar los componentes funcionales del dispositivo láser 14 sin tener que estipular una cierta secuencia de diferentes componentes estructurales del dispositivo láser 14.

El adaptador 16 de paciente sirve para posicionar de manera precisa el ojo 12 con respecto al dispositivo láser 14 y está constituido por una primera unidad de adaptador parcial (primer sub-módulo) 34 y una segunda unidad de adaptador parcial (segundo sub-módulo) 36. El adaptador 16 de paciente es un artículo desechable, por ejemplo, que es utilizado solamente una vez y a continuación es o bien desechado después de una operación o bien enviado a un puesto de esterilización donde es esterilizado para una posible reutilización. La segunda unidad 36 de adaptador parcial es colocada sobre el ojo 12 y fijada en él por medio de un vacío. La primera unidad 34 de adaptador parcial está diseñada para acoplarse de manera que se puede liberar con el dispositivo láser 14 por debajo del objetivo de enfoque 26 en un puerto de acoplamiento designado en general 38 del dispositivo láser 14. La primera unidad 34 de adaptador parcial tiene un elemento 40 de contacto con el ojo, que es transparente, permitiendo que la radiación del haz láser 20 se propague a su través, y proporciona una superficie de contacto 42 para el ojo 12 en su lado inferior, que mira al ojo 12.

En el caso ejemplar mostrado en este documento el elemento 40 de contacto con el ojo está formado por una placa de aplanamiento que está diseñada para ser plana sobre el lado que mira a los ojos 12 así como sobre el lado que mira en dirección opuesta al ojo. En otras realizaciones, el elemento 40 de contacto con el ojo puede tener, por ejemplo, una superficie de contacto 42 cóncava, convexa o curvada de otro modo para el ojo 12.

La segunda unidad 36 de adaptador parcial incluye una parte de centrado 44 para centrar la primera unidad

34 de adaptador parcial con respecto a la segunda unidad 36 de adaptador parcial en un plano x-y. En la dirección z, la primera unidad 34 de adaptador parcial y la segunda unidad 36 de adaptador parcial pueden moverse respectivamente entre sí entre una primera posición relativa en la que la superficie de contacto 42 está aún fuera de contacto con el eje 12 cuando la segunda unidad 36 de adaptador parcial está fijada al ojo 12 y una segunda posición relativa en la que la superficie de contacto 42 está en contacto de forma con el ojo 12 cuando la segunda unidad 36 de adaptador parcial está fijada al ojo 12. En ciertas realizaciones, la primera unidad 34 de adaptador parcial y la segunda unidad 36 de adaptador parcial son mantenidas juntas en un módulo y tienen una holgura de movimiento limitada relativamente entre sí en la dirección z en el módulo. Esta holgura de movimiento en la dirección z puede ser del orden de unos pocos milímetros y puede ser, por ejemplo no mayor de 10 mm o no mayor de 8 mm o no mayor de 6 mm o no mayor de 4 mm. La primera y segunda unidades 34, 36 de adaptador parcial pueden ser mantenidas en la segunda posición relativa por medio de vacío. Dicho vacío puede ser generado solamente después de que la primera y la segunda unidades 34, 36 de adaptador parcial han sido llevadas a la segunda posición relativa o, alternativamente, puede ya ser generado antes de que la primera y segunda unidades 34, 36 de adaptador parcial hayan alcanzado la segunda posición relativa para soportar por ello o provocar de manera exclusiva un desplazamiento relativo de las dos unidades 34, 36 de adaptador parcial a la segunda posición relativa.

A continuación, la dirección z es también denominada como una dirección axial debido a que en la situación mostrada en la fig. 1, en la que el adaptador 16 para un paciente está acoplado al dispositivo láser 14, un eje de anillo (no ilustrados específicamente en la fig. 1) definido por la segunda unidad 36 de adaptador parcial coincide con la dirección z.

El aparato láser 10 ocular incluye una fuente de vacío 46 para entregar un vacío a la primera unidad 34 de adaptador parcial. Al menos una parte del vacío entregado a la primera unidad 34 de adaptador parcial es a continuación entregada desde la primera unidad 34 de adaptador parcial a la segunda unidad 36 de adaptador parcial. Al menos una parte del vacío entregado a la segunda unidad 36 de adaptador parcial es utilizada para succionar la segunda unidad 36 de adaptador parcial contra el ojo 12. En ciertas realizaciones, una parte del vacío entregada a la segunda unidad 36 de adaptador parcial es utilizada para succionar la primera y la segunda unidades 34, 36 de adaptador parcial una contra otra. En otras realizaciones, una parte del vacío entregada desde la fuente de vacío 46 a la primera unidad 34 de adaptador parcial es suministrada directamente a un espacio de succión limitado entre la primera y segunda unidades 34, 36 de adaptador parcial sin ser entregada a la segunda unidad 36 de adaptador parcial de antemano.

La fig. 1 muestra esquemáticamente por medio de líneas de trazos una tubería 48 de suministro de vacío que se extiende entre la fuente de vacío 46 y un puerto de entrada de vacío adecuado (no mostrado en la fig. 1) del adaptador 16 de paciente. Debería observarse que el adaptador 16 de paciente puede estar equipado con más de un puerto de entrada de vacío. En este caso, cada puerto de entrada de vacío del adaptador 16 de paciente puede ser conectable o conectado mediante una tubería 48 de suministro de vacío separada con la fuente de vacío 46. En ciertas realizaciones, el adaptador 16 de paciente tiene dos espacios de succión, un primero para crear un vacío para succionar la segunda unidad 36 de adaptador parcial contra el ojo 12 y un segundo para generar un vacío para succionar la primera y segunda unidades 34, 36 de adaptador parcial una contra otra. En estas realizaciones, el adaptador 16 de paciente incluye un puerto de entrada de vacío en relación a cada uno del primer y segundo espacios de succión. Dos tuberías 48 de suministro de vacío distintas se extienden en estas realizaciones entre los puertos de entrada de vacío del adaptador 16 de paciente y la fuente de vacío 46.

La fuente de vacío 46 incluye, por ejemplo, al menos una bomba de vacío en ciertas realizaciones, la fuente de vacío 46 incluye una pluralidad de bombas de vacío controlables individualmente, cada una para crear un vacío en un espacio de succión diferente del adaptador 16 de paciente.

En el caso ejemplar mostrado en la fig. 1, la fuente de vacío 46 está mostrada como una parte componente del dispositivo láser 14. En realizaciones alternativas, la fuente de vacío 46 puede ser un componente separado del dispositivo láser 14. Además, la tubería 48 de suministro de vacío puede tener un elemento de terminación adecuado (tal como, por ejemplo, una ventosa) que automáticamente, es decir sin necesidad de intervención del cirujano o de un asistente, se aplica de una manera hermética al vacío con un puerto de entrada de vacío del adaptador 16 de paciente cuando el último está acoplado mecánicamente al dispositivo láser 14 en el puerto de acoplamiento 38. En otras realizaciones, puede ser necesaria una intervención adicional del cirujano o de su asistente para establecer una conexión de comunicación hermética al vacío entre la tubería 48 de suministro de vacío y un puerto de entrada de vacío del adaptador 16 de paciente antes o después de que el adaptador 16 de paciente sea mecánicamente acoplado al dispositivo láser 14 en el puerto de acoplamiento 38.

Para detalles adicionales de una realización ejemplar del adaptador 16 de paciente, se ha hecho referencia a continuación a las siguientes figuras.

La fig. 2 muestra una vista en perspectiva de una implementación práctica del adaptador 16 de paciente de acuerdo con una realización ejemplar. Una vista en sección transversal del adaptador 16 de paciente esta

mostrada en la fig. 3. Como puede verse, la segunda unidad 36 de adaptador parcial comprende una parte 50 de anillo de succión que tiene un eje 52 de anillo y que define un primer espacio 54 de succión anular que se abre hacia el ojo 12 y es cerrado herméticamente cuando la parte 50 de anillo de succión es colocada sobre el ojo 12. Haciendo el vacío en el primer espacio 54 de succión, la segunda unidad 36 de adaptador parcial puede así ser fijada al ojo 12.

La segunda unidad 36 de adaptador parcial incluye además una parte de centrado 56 que tiene una sección de embudo 58 y secciones cilíndricas 60, 62. La sección de embudo 58 se estrecha en una dirección axialmente hacia la parte 50 de anillo de succión y está diseñada para cooperar con una parte cónica 64 de la primera unidad 34 de adaptador parcial. La parte de centrado 56 de la segunda unidad 36 de adaptador parcial asegura un centrado x-y de la primera unidad 34 de adaptador parcial con relación a la segunda unidad 36 de adaptador parcial cuando la primera unidad 34 de adaptador parcial es insertada axialmente en la segunda unidad 36 de adaptador parcial. La primera unidad 34 de adaptador parcial tiene partes cilíndricas 66, 68 dimensionadas para inserción axial en las secciones cilíndricas 60, 62 de la segunda unidad 36 de adaptador parcial. Más específicamente, la parte cilíndrica 66 de la primera unidad 34 de adaptador parcial tiene un diámetro exterior correspondiente a un diámetro interior de la sección cilíndrica 60 de la segunda unidad 36 de adaptador parcial. Además, la parte cilíndrica 68 de la primera unidad 34 de adaptador parcial tiene un diámetro exterior correspondiente a un diámetro interior de la sección cilíndrica 62 de la segunda unidad 36 de adaptador parcial. Mediante aplicación de la parte cilíndrica 66 en la sección cilíndrica 60 y aplicación de la parte cilíndrica 68 en la sección cilíndrica 62, la primera unidad 34 de adaptador parcial es centrada por ello en un plano x-y con relación a la segunda unidad 36 de adaptador parcial sin holgura radial o, alternativamente, con poca holgura radial, aún definida.

En la situación mostrada en la fig. 3, es decir con la primera unidad 34 de adaptador parcial insertada axialmente en la segunda unidad 36 de adaptador parcial, un segundo espacio 70 de succión está delimitado entre la primera unidad 34 de adaptador parcial, la segunda unidad 36 de adaptador parcial y el ojo 12. Como puede verse en la fig. 3, una parte del segundo espacio de succión 70 se extiende a una región delimitada entre la parte cónica 64 de la primera unidad 34 de adaptador parcial y la sección de embudo 58 de la segunda unidad 36 de adaptador parcial.

La primera unidad 34 de adaptador parcial y la segunda unidad 36 de adaptador parcial son mantenidas juntas en un módulo, en donde la primera unidad 34 de adaptador parcial tiene una holgura axial con relación a la segunda unidad 36 de adaptador parcial en el módulo. Por ejemplo, una de la primera y segunda unidades 34, 36 de adaptador parcial puede estar provista con una pluralidad de lengüetas de fijación por salto elástico deformables elásticamente (no ilustradas en los dibujos) por medio de las cuales una de la primera y segunda unidades 34, 36 de adaptador parcial puede ser fijada por salto elástico sobre la otra de la primera y segunda unidades 34, 36 de adaptador parcial. La holgura axial existente entre la primera y segunda unidades 34, 36 de adaptador parcial permite un desplazamiento axial de la primera unidad 34 de adaptador parcial con relación a la segunda unidad 36 de adaptador parcial entre la primera posición relativa, que esta mostrada en la fig. 3, y la segunda posición relativa. En la primera posición relativa, el elemento de contacto 40, que es llevado por la primera unidad 34 de adaptador parcial en la región de un extremo estrecho de la parte cónica 64, está aún fuera de contacto con el ojo 12. En la segunda posición relativa, la primera unidad 34 de adaptador parcial es insertada a máxima profundidad en la segunda unidad 36 de adaptador parcial en la dirección axial; en esta posición, el elemento de contacto 40 presiona con su superficie de contacto 42 contra el ojo 12, deformando una córnea 72 del ojo 12 a un estado nivelado. Haciendo el vacío en el segundo espacio 70 de succión, la primera y segunda unidades 34, 36 de adaptador parcial puede ser mantenidas en la segunda posición relativa, y posiblemente atraídas a ella.

En otras realizaciones, la primera unidad 34 de adaptador parcial y la segunda unidad 36 de adaptador parcial pueden estar diseñadas de acuerdo con las enseñanzas de la solicitud de Patente Europea nº 15 001 469.4, cuyo contenido está incorporado en este documento como referencia. Más específicamente, la segunda unidad 36 de adaptador parcial puede estar comprendida de una pluralidad de componentes que incluyen un miembro 42 de anillo de succión, un miembro auxiliar 44 y un anillo de control 46 como se ha mostrado en la fig. 2 de la mencionada solicitud de Patente Europea nº 15 001 469.4.

Para la entrega de un vacío generado por la fuente de vacío 46 (fig. 1) al primer espacio de succión 54 y al segundo espacio de succión 70, el adaptador 16 de paciente incluye una primera manguera (o conducto de manguera) 74 que se extiende entre un puerto 76 de conexión de manguera y un puerto 78 de conexión de manguera y una segunda manguera (o tubería de manera) 80 que se extiende entre un puerto 82 de conexión de manguera y un puerto 84 de conexión de manguera. Los puertos 78, 84 de conexión de manguera están provistos en la segunda unidad 36 de adaptador parcial y están en conexión de comunicación de vacío con el primer espacio 54 de succión y el segundo espacio 70 de succión, respectivamente. Como puede verse en la fig. 3, un trayecto de evacuación 86 formado en la segunda unidad 36 de adaptador parcial se extiende desde el primer espacio 54 de succión al puerto 78 de conexión de manguera. Similarmente, un trayecto de evacuación 88 se extiende desde el segundo espacio 70 de succión al puerto 84 de conexión de manguera. Los puertos 78, 84 de conexión de manguera están cada uno diseñado como una inserción de manguera, de

forma que las mangueras 74, 80 pueden ser unidas a la segunda unidad 36 de adaptador parcial haciendo deslizar una parte de extremo de la manguera sobre cada una de las inserciones 78, 84 de manguera.

5 Los puertos 76, 82 de conexión de manera están provistos en la primera unidad 34 de adaptador parcial y están cada uno de ellos diseñados de manera similar como una inserción de manguera. Consecuentemente, las mangueras 74, 80 puede ser unidas a los puertos 76, 82 de conexión de manguera haciendo deslizar una parte de extremo de manguera opuesto sobre cada uno de los puertos 76, 82 de conexión de manguera.

10 Como puede verse particularmente en la fig. 2, la primera unidad 34 de adaptador parcial incluye una parte 90 de brida que sobresale radialmente que se extiende sustancialmente sobre toda la circunferencia de la primera unidad 34 de adaptador parcial. La parte 90 de brida está dispuesta en la región de un extremo axial de la primera unidad 34 de adaptador parcial opuesto al elemento de contacto 40. En una sub-parte de la circunferencia de la primera unidad 34 de adaptador parcial, la parte 90 de brida está ensanchada para formar una parte de placa 92 que tiene una sección de agarre 94 que facilita la manipulación manual del adaptador 16 de paciente durante la unión y liberación del puerto 38 de acoplamiento. El puerto 38 de acoplamiento puede estar formado en un lado de salida del objetivo de enfoque 26, es decir en un lado del objetivo de enfoque 26 en donde el haz láser 20 deja el objetivo 26. El puerto de acoplamiento 38 puede incluir una o más estructuras de acoplamiento conectadas con, o formadas en, una estructura de alojamiento que acomoda el sistema óptico del objetivo de enfoque 26. En cierta realizaciones, el puerto de acoplamiento 38 incluye un par de ranuras de acoplamiento (no mostradas en los dibujos) dispuestas a una distancia una de otra y que tienen lados de ranura abiertos enfrentados entre sí. Estas ranuras de acoplamiento definen una estructura deslizando que permite la inserción por deslizamiento de la parte 90 de brida en las ranuras de acoplamiento con un movimiento deslizando paralelo a un plano x-y. La unión de la primera unidad 34 de adaptador parcial al dispositivo láser 14 puede así ser efectuada insertando la parte 90 de brida en las ranuras de acoplamiento y empujando la primera unidad 34 de adaptador parcial desde una posición de inicio de inserción a una posición de finalización de inserción a lo largo de un plano x-y en donde la posición de finalización de inserción puede ser definida por una o más superficies de tope (no mostradas en los dibujos) provistas por el puerto de acoplamiento 38 en asociación con cada ranura de acoplamiento.

15 Los puertos 76, 82 de conexión de manguera están dispuestos en un lado axial de la parte de placa 92 que mira hacia la parte 50 de anillo de succión y sobresalen axialmente desde este lado de la parte de placa 92. Como puede verse en la fig. 4 para el caso del puerto 76 de conexión de manguera, este puerto 76 de conexión de manguera se abre a un agujero pasante 96 formado en la parte de placa 92. El agujero pasante 96 define un puerto de entrada de vacío del adaptador 16 de paciente, que está situado en el lado axial opuesto de la parte de placa 92. Un capuchón 98 de succión flexible está dispuesto en el dispositivo láser 14 y forma un puerto de salida de vacío del puerto 38 de acoplamiento. El capuchón 98 de succión está en alineación con el agujero pasante 96 y hace contacto con la parte de placa 92 alrededor del borde periférico del agujero pasante 96 cuando la primera unidad 34 de adaptador parcial está completamente acoplada al dispositivo láser 14. Cuando la primera unidad 34 de adaptador parcial es hecha deslizar en la estructura deslizando del puerto de acoplamiento 38 desde la posición de inicio de inserción a la posición de finalización de inserción, la parte de placa 92 se mueve más allá del capuchón 98 de succión por debajo de la misma hasta que el agujero pasante 96 llega a alineación con el capuchón 98 de succión. Este estado corresponde a la posición de finalización de inserción de la primera unidad 34 de adaptador parcial. Ha de comprenderse que otro agujero pasante 96 y otro capuchón 98 de succión están provistos en asociación con el puerto 82 de conexión de manguera.

20 En otras realizaciones, que no están particularmente ilustradas en los dibujos, el puerto 38 de acoplamiento está diseñado para permitir una unión de la primera unidad 34 de adaptador parcial al dispositivo láser 14 aproximando la primera unidad 34 de adaptador parcial al objetivo de enfoque 26 a lo largo de la dirección z hasta que la primera unidad 34 de adaptador parcial alcanza una posición de acoplamiento con respecto al objetivo de enfoque 26 en que un mecanismo de acoplamiento resulta activo para acoplar la primera unidad 34 de adaptador parcial al objetivo de enfoque 26. Por ejemplo, el mecanismo de acoplamiento puede incluir una o más estructuras de fijación por salto elástico formadas en al menos uno de la primera unidad 34 de adaptador parcial y del objetivo de enfoque 26. En estas realizaciones, no se requiere movimiento lateral de la primera unidad 34 de adaptador parcial con relación al capuchón 98 de succión.

25 Debido a la presencia de las mangueras 74, 80, que simplemente necesitan salvar una estancia relativamente corta desde la primera unidad 34 de adaptador parcial a la segunda unidad 36 de adaptador parcial y pueden por ello tener una longitud relativamente corta, las realizaciones de la presente invención pueden evitar el uso de largas tuberías de manguera para salvar una larga distancia desde la segunda unidad 36 de adaptador parcial a un mecanismo de bomba de vacío. Realizaciones de la presente invención pueden así ofrecer protección contra una pérdida de succión indeseada en un espacio de succión utilizado para la fijación de una parte de anillo de succión sobre un ojo, cuya pérdida de succión puede provenir desde una suspensión o balanceo indeseado de un conducto de manguera.

30

REIVINDICACIONES

1. Un aparato para tratamiento ocular asistido por láser, que comprende:
un dispositivo láser configurado para proporcionar una radiación láser focalizada y que tiene un puerto de acoplamiento de adaptador;
- 5 un módulo adaptador que incluye un primer y segundo sub-módulos, estando el primer sub-módulo (34) configurado para acoplarse de manera desmontable al dispositivo láser en el puerto de acoplamiento del adaptador y teniendo una superficie de contacto para un ojo, incluyendo el segundo sub-módulo una (36) parte de anillo de succión del ojo que tiene un eje de anillo,
- 10 en el que el segundo sub-módulo (36) delimita al menos un espacio de succión, y el módulo adaptador incluye un puerto de entrada de vacío en asociación con cada uno de al menos un espacio de succión,
- en el que el módulo adaptador incluye un sistema de trayecto de evacuación configurado para establecer una conexión de comunicación de vacío entre cada uno de al menos un espacio de succión y del puerto de entrada de vacío (96) asociado,
- 15 en el que el puerto de entrada de vacío (96) está provisto en el primer sub-módulo y el sistema de trayecto de evacuación se extiende desde el primer sub-módulo (34) al segundo sub-módulo (26), en el que al menos un espacio de succión incluye un primer espacio de succión y un segundo espacio de succión, caracterizado por que
- 20 el sistema de trayecto de evacuación incluye una primera manguera (74) que se extiende desde un primer puerto (76) de conexión de manguera en el primer sub-módulo (34) a un primer puerto (78) de conexión de manguera en el segundo sub-módulo (36) y una segunda manguera (80) que se extiende desde un segundo puerto (82) de conexión de manguera en el primer sub-módulo (34) a un segundo puerto (84) de conexión de manguera en el segundo sub-módulo (36), estando el primer puerto (78) de conexión de manguera en el segundo sub-módulo en conexión de comunicación de vacío con el primer espacio (54) de succión y estando el segundo puerto (84) de conexión de manguera en el segundo sub-módulo en conexión de comunicación de vacío con el segundo espacio (70) de succión.
- 25 2. El aparato según la reivindicación 1, en el que el sistema de trayecto de evacuación incluye una manguera que se extiende desde un puerto de conexión de manguera en el primer sub-módulo a un puerto de conexión de manguera en el segundo sub-módulo.
- 30 3. El aparato según la reivindicación 2, en el que la manguera puede ser conectada de manera desmontable al menos a uno del puerto de conexión de manguera en el primer sub-módulo y al puerto de conexión de manguera en el segundo sub-módulo.
4. El aparato según la reivindicación 2 o 3, en el que al menos uno del puerto de conexión de manguera en el primer sub-módulo y del puerto de conexión de manguera en el segundo sub-módulo está diseñado como una inserción de manguera.
- 35 5. El aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en el que el primer sub-módulo incluye una parte de placa y el puerto de conexión de manguera en el primer sub-módulo está situado en un lado de la parte de placa.
6. El aparato según la reivindicación 5, en el que el puerto de entrada de vacío está situado en un lado opuesto de la parte de placa.
- 40 7. El aparato según la reivindicación 6, en el que un canal está formado en la parte de placa para extenderse desde un lado al lado opuesto de la parte de placa, estando formado el puerto de entrada de vacío por una parte de extremo abierta del canal situada en el lado opuesto de la parte de placa.
- 45 8. El aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, en el que el puerto de acoplamiento del adaptador incluye un puerto de salida de vacío y una estructura deslizante que tiene al menos una ranura adaptada para recibir deslizablemente en una dirección ortogonal de deslizamiento al eje de anillo una parte de reborde formada en el primer sub-módulo, en donde el puerto de entrada de vacío se mueve a una relación de solapamiento con el puerto de salida de vacío cuando el primer sub-módulo se hace deslizar en la estructura deslizante.
- 50 9. El aparato según la reivindicación 8, en el que el puerto de salida de vacío está formado por un capuchón de succión.
10. El aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, en el que al menos un espacio de succión incluye un espacio de succión operable para hacer que la parte de anillo de succión del ojo sea succionada

contra el ojo.

11. El aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, en el que al menos un espacio de succión incluye un espacio de succión operable para hacer que el primer sub-módulo sea succionado contra el segundo sub-módulo.
- 5 12. El aparato según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11, en el que el primer y el segundo sub-módulos se mantienen juntos en un módulo y son ajustables respectivamente entre sí en el módulo entre una primera posición relativa en la que la superficie de contacto asume una primera posición axial con respecto a la parte de anillo de succión del ojo y una segunda posición relativa en la que la superficie de contacto asume una segunda posición axial con respecto a la parte del anillo de succión del ojo,
- 10 en donde la primera posición axial de la superficie de contacto corresponde con una posición en la que la superficie de contacto está aún fuera de contacto con el ojo cuando la parte de anillo de succión del ojo ha sido colocada sobre el ojo, y la segunda posición axial de la superficie de contacto corresponde a una posición en la que la superficie de contacto está en contacto de forma con el ojo cuando la parte del anillo de succión del ojo es colocada sobre el ojo.
- 15 13. El aparato según la reivindicación 12, en el que el segundo sub-módulo incluye una parte de centrado que tiene una sección de embudo que se estrecha en una dirección axialmente hacia la parte del anillo de succión del ojo, y el primer sub-módulo incluye una parte cónica adaptada para inserción axial en la parte de centrado, en donde la parte cónica es insertada más profundamente en la parte de centrado en la segunda posición relativa del primer y segundo sub-módulos que en la primera posición relativa,
- 20 en donde al menos un espacio de succión incluye un espacio de succión delimitado al menos parcialmente por la sección de embudo y la parte cónica.
14. Un método para acoplar un ojo a un aparato oftálmico, opcionalmente con un aparato según se ha definido en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 13, que comprende al menos las siguientes operaciones:
- proporcionar un dispositivo láser;
- 25 proporcionar un módulo adaptador que incluye un primer y segundo sub-módulos, teniendo el primer sub-módulo una superficie de contacto para un ojo, incluyendo el segundo sub-módulo una parte de anillo de succión del ojo que delimita un espacio de succión, en donde el primer y el segundo sub-módulos son ajustables respectivamente entre sí entre al menos dos posiciones relativas en las que la superficie de contacto asume diferentes posiciones respectivas con respecto a la parte de anillo de succión del ojo;
- 30 acoplar el primer sub-módulo al dispositivo láser en un puerto de acoplamiento del dispositivo láser;
- aproximar y alinear la parte del anillo de succión del ojo con respecto al ojo;
- caracterizado por generar un vacío en un trayecto de evacuación que se extiende entre el puerto de entrada de vacío provisto en el primer sub-módulo y el espacio de succión, para fijar por ello la parte de anillo de succión del ojo al ojo por medio de una fuerza de succión.

Fig. 3

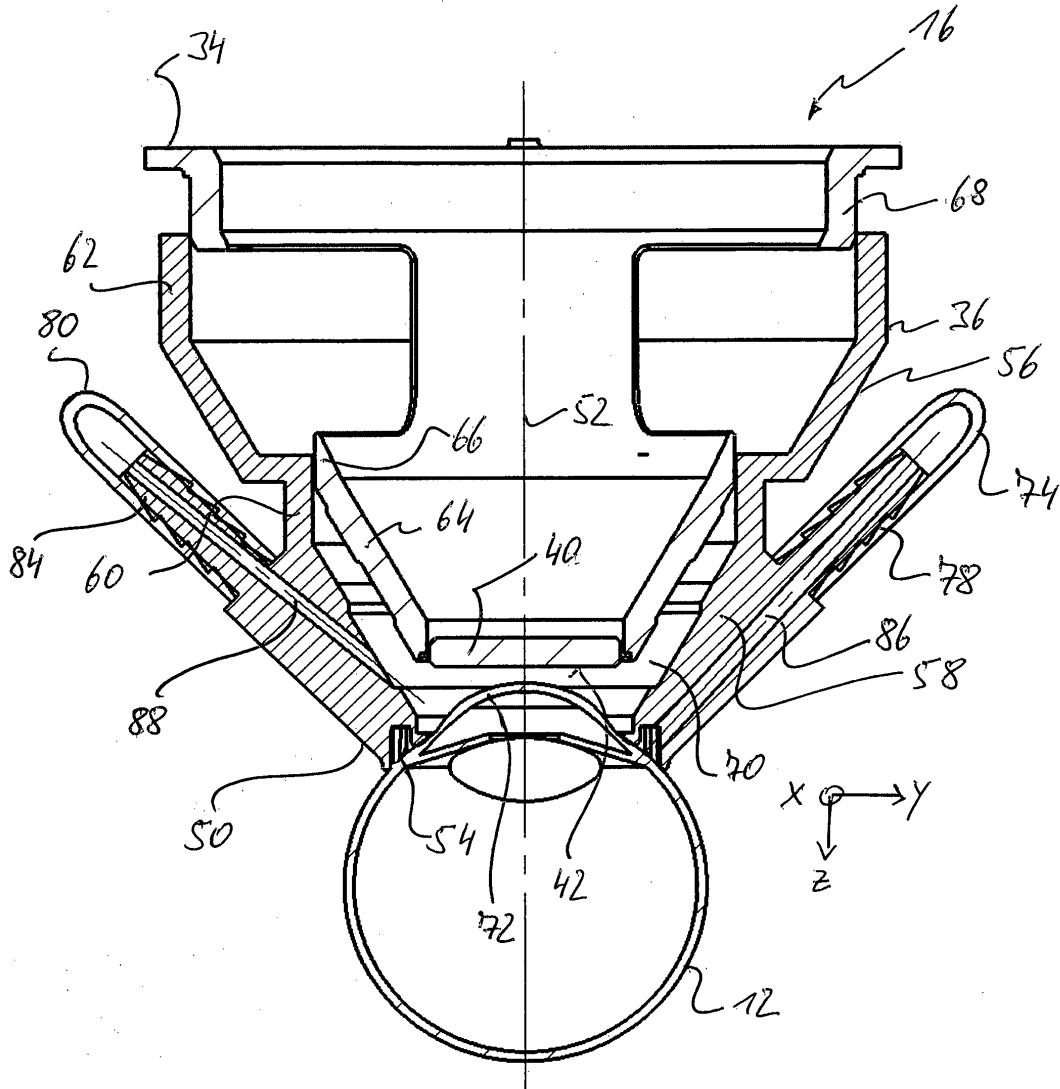


Fig. 4

