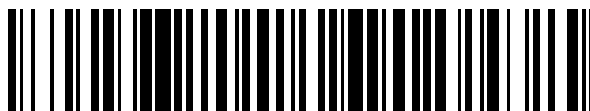


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 529 321**

51 Int. Cl.:

A61F 9/008

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **06.07.2012** **E 12175329 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **31.12.2014** **EP 2682079**

54 Título: **Sistema para la inserción de una lente intracorneal**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la
traducción de la patente:
19.02.2015

73 Titular/es:

NEOPTICS AG (100.0%)
Bösch 80A
6331 Hünenberg, CH

72 Inventor/es:

BROERS, HOLGER y
BERNER, WERNER

74 Agente/Representante:

CARVAJAL Y URQUIJO, Isabel

ES 2 529 321 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

Sistema para la inserción de una lente intracorneal

La presente invención hace referencia a un sistema para la inserción de una lente intracorneal en un ojo, así como un método y un producto de soporte lógico para el accionamiento de un sistema de la clase mencionada.

5 Se recurre a las lentes intracorneales para la corrección de deficiencias visuales. En contraposición con las lentes de contacto que se aplican sobre la superficie del ojo, y con las lentes intraoculares que se implantan en una cámara del ojo, las lentes intracorneales se insertan en una escotadura creada en la córnea. Para la inserción de las lentes en las escotaduras mencionadas, se utiliza un instrumento de introducción de lentes (aplicador).

10 Las lentes intracorneales se diferencian de manera significativa de las lentes de contacto o de las lentes intraoculares, por ejemplo, en su tamaño, la ausencia de elementos de sujeción requeridos en las lentes intraoculares (elementos hápticos), así como en sus propiedades ópticas. Las lentes intracorneales se conocen a partir del estado del arte. A modo de ejemplo, se ha remitido a las patentes WO 2009/075685, US-5,628,794, US-5,123,921 o EP-1 001 720 B1.

15 El implante de una lente intracorneal, se realiza con la ayuda de un proceso de múltiples etapas. Para garantizar una alineación correcta de la lente intracorneal a insertar, con un eje previamente definido, preferentemente el eje óptico del ojo, la posición del eje óptico se determina, en primer lugar, mediante la emisión de luz hacia el ojo, y mediante la fijación a continuación de una marca con color compatible, directamente sobre la córnea del ojo. A continuación, con la ayuda de un instrumento de corte, por ejemplo, un microqueratomo o un láser, preferentemente un láser de femtosegundo, mediante la marca se corta la escotadura para alojar la lente en la córnea. En este punto, la lente se inserta en la escotadura en la córnea, con un instrumento correspondiente. Se comprueba el posicionamiento correcto de la lente intracorneal en la escotadura, y según sea necesario, se ajusta a continuación con la ayuda de un instrumento correspondiente.

La ejecución de todas las etapas anteriormente mencionadas, con la máxima precisión, resulta un desafío considerable que hasta el momento no ha sido resuelto de una manera satisfactoria.

25 A partir de la patente WO 2011/047076 A1, se describe un dispositivo para determinar la posición del eje óptico. En este caso, el eje óptico del ojo se alinea mediante una unidad de referencia (por ejemplo, una serie de anillos concéntricos), y su posición se marca sobre la córnea, por ejemplo, con tinta. De esta manera, en el documento mencionado se describe sólo una optimización determinada de una etapa parcial.

30 En la patente WO 03/053228 A1 se describe un dispositivo para la ablación de la córnea de un ojo. La unidad de control de un láser se controla con la ayuda de una unidad de procesamiento de imagen. Se graban y se procesan dos imágenes del ojo con diferentes longitudes de onda, y se comparan con una imagen de referencia que ha sido grabada, por ejemplo, en otra posición de la cabeza del paciente. La grabación de dos imágenes con diferentes radiaciones incidentes de luz, se utiliza para una mejor identificación de desplazamientos de la posición del ojo en relación con la imagen de referencia. Sin embargo, el dispositivo mencionado no resulta apropiado para el implante de lentes intracorneales en escotaduras de la córnea.

De la empresa SensoMotoric Instruments (SMI, www.surgery-guidance.com), se conoce un sistema en el cual el ojo se graba de una manera análoga a la patente WO 03/053228 A1. La imagen del ojo se proporciona a continuación a un microscopio de operación, para ayudar al cirujano durante la intervención. El sistema mencionado tampoco proporciona una ayuda completa para el implante de una lente intracorneal en una escotadura de la córnea.

40 El objeto de la presente invención consiste en proporcionar un sistema para el implante mejorado de una lente intracorneal en una escotadura de la córnea.

El objeto se resuelve, conforme a la presente invención, mediante un sistema y un método para el accionamiento del sistema mencionado, de acuerdo con las reivindicaciones independientes.

45 En particular, la presente invención hace referencia a un sistema para la inserción de una lente intracorneal en un ojo, que comprende:

a) una unidad de grabación para crear, al menos, una grabación del ojo, que comprende un dispositivo de grabación de imagen, un dispositivo para la fijación de la órbita ocular y eventualmente una unidad de referencia, por ejemplo, una fuente de luz dispuesta de manera centrada sobre un objetivo del dispositivo de grabación de imagen, la cual puede ser fijada por el ojo durante la creación de la grabación;

b) una unidad de procesamiento de imagen, con la cual se puede procesar la, al menos una, imagen del ojo grabada por la unidad de grabación, y mediante ordenador se puede crear una imagen virtual del ojo con la posición deseada de una escotadura a cortar en la córnea;

5 c) una unidad láser para cortar la escotadura en la córnea del ojo, que comprende un dispositivo de control con el cual se puede crear con el láser mediante ordenador la escotadura en la córnea del ojo, utilizando la imagen virtual del ojo creada por la unidad de procesamiento de imagen;

10 d) una unidad de inserción para la inserción de una lente intracorneal en la escotadura de la córnea, que comprende un dispositivo óptico, por ejemplo, un microscopio, en donde con el dispositivo óptico se puede controlar la inserción manual de la lente intracorneal, mediante la imagen virtual del ojo creada por la unidad de procesamiento de imagen, y eventualmente mediante una imagen virtual de un instrumento para la introducción de la lente intracorneal, mediante la superposición de la imagen virtual del ojo con la imagen real del ojo visible a través del dispositivo óptico.

15 Conforme a la presente invención, se procesa una imagen de un ojo, grabada con una precisión elevada, para obtener una imagen virtual apropiada, la cual presenta toda la información necesaria para la ejecución de las etapas posteriores para el implante de una lente intracorneal en una escotadura de la córnea. La imagen virtual mencionada se consulta en todas las etapas posteriores, para permitir un implante muy preciso de una lente intracorneal en una escotadura de la córnea.

20 De acuerdo con la presente invención, en primer lugar, con una unidad de grabación se crea, al menos, una grabación del ojo a tratar. La unidad de grabación comprende un dispositivo de grabación de imagen, como por ejemplo, una cámara digital convencional que se encuentra fijada preferentemente sobre un trípode. Además, de acuerdo con una forma de ejecución preferida de la presente invención, se proporciona una unidad de referencia, la cual puede ser fijada por el ojo a grabar durante la creación de la grabación. En este caso, se puede tratar, por ejemplo, de una fuente de luz dispuesta de manera centrada sobre un objetivo del dispositivo de grabación de imagen, como por ejemplo, un diodo LED. Durante la grabación se le indica a la persona a tratar, que fije de manera exacta la unidad de referencia. La fijación mencionada permite una determinación precisa del eje óptico del ojo a tratar. Sin embargo, conforme a la presente invención, también se puede realizar, al menos, una grabación del ojo sin una unidad de referencia de la clase mencionada. En el presente caso, la, al menos una, grabación del ojo es evaluada por un programa de ordenador apropiado, para obtener la información necesaria, como por ejemplo, la posición del eje óptico del ojo.

30 Dado que un paciente generalmente no puede sostener su cabeza lo suficientemente quieta por sí mismo, durante un procedimiento de grabación de esta clase, la unidad de grabación conforme a la presente invención, comprende además un dispositivo para la fijación de la órbita ocular. En este caso se trata preferentemente de una unidad de fijación para la cabeza, como se conoce, por ejemplo, a partir de la patente WO 2011/047076 A1 o del sistema anteriormente descrito de SMI. A modo de ejemplo, la unidad de fijación para la cabeza comprende un armazón fijo que se puede fijar con la ayuda de medios de fijación, como por ejemplo, pinzas en un punto fijo, como por ejemplo, una tabla de la mesa. El armazón presenta una unidad de apoyo para el mentón, y una unidad de apoyo para la frente, que se encuentran dispuestas de manera que la persona a tratar pueda apoyar su mentón sobre la unidad de apoyo para el mentón, y simultáneamente se pueda presionar la frente firmemente contra la unidad de apoyo para la frente. Preferentemente, ambas unidades se pueden ajustar para poder adaptar la unidad de fijación para la cabeza a diferentes formas de cara. La unidad de fijación para la cabeza puede comprender preferentemente medios para la fijación de una cabeza, por ejemplo, cintas de cuero que se atan alrededor de la cabeza y que se pueden fijar con mecanismos de cierre. Conforme a la presente invención no resulta necesario realizar las grabaciones bajo otras condiciones de luz, como por ejemplo, luz diurna, aunque naturalmente sea posible.

45 Conforme a la presente invención, la, al menos una, grabación de la imagen a tratar, se realiza de una manera particularmente preferente mediante una esfera de Ulbricht. Una esfera de Ulbricht comprende una esfera hueca, en donde mediante el estado superficial se genera una reflexión difusa de la luz emitida mediante una fuente de luz hacia la esfera. La fuente de luz se encuentra preferentemente con un ángulo de 10-40° en relación con un detector. La iluminación indirecta proporcionada de esta manera, resulta muy cómoda para la persona a tratar, y facilita la inmovilización del ojo a grabar. Además, con dicha forma de ejecución preferida se pueden determinar de una manera eficaz, las geometrías del ojo y particularmente los ejes del ojo.

50 Conforme a la presente invención, la, al menos una, grabación del ojo a tratar, se realiza de una manera particularmente preferente, de manera que el eje óptico se encuentre de manera centrada en relación con la pupila de entrada del ojo. De esta manera, se garantiza que la fracción de corta distancia y la de larga distancia de la lente, después de la inserción de la lente en la escotadura de la córnea, reciba la misma cantidad de energía lumínica, y que una contracción de la pupila ante la incidencia de la luz, no genere un corte de la zona exterior de la lente.

Conforme a la presente invención, se realizan preferentemente una pluralidad de grabaciones, por ejemplo, 3 a 5 grabaciones del ojo, que son evaluadas en conjunto por la unidad de procesamiento de imagen, y se procesan para obtener una imagen virtual del ojo.

La, al menos una, grabación realizada del ojo a tratar, se transmite a una unidad de procesamiento de imagen y en dicha unidad se procesa. La transmisión de la imagen se puede realizar con la ayuda de métodos de transmisión de datos conocidos, por ejemplo, con una conexión directa entre la unidad de grabación y la unidad de procesamiento de imagen, como por ejemplo, un cable de datos, una conexión inalámbrica (por ejemplo, WLAN, BLUETOOTH) entre la unidad de grabación y la unidad de procesamiento de imagen, o con la ayuda de una memoria de datos, como por ejemplo, una memoria USB. Para la transmisión mencionada, la unidad de grabación y la unidad de procesamiento de imagen deben presentar medios para la transmisión de datos, como por ejemplo, interfaces de USB, en las cuales se puede conectar una memoria de datos, como por ejemplo, una memoria USB.

La unidad de procesamiento de imagen conforme a la presente invención, presenta en correspondencia componentes de soporte físico conocidos, que se requieren para un procesamiento de la imagen, por ejemplo, un ordenador convencional con procesador y módulos de almacenamiento. La unidad de procesamiento de imagen, conforme a la presente invención, crea una imagen virtual del ojo a tratar. Como sistema de referencia, en este caso se recurre al limbo del ojo grabado. Un aspecto esencial consiste en que la unidad de procesamiento de imagen, conforme a la presente invención, suma a la imagen virtual del ojo a tratar, la posición de la escotadura de la córnea a cortar y, por ejemplo, la representa con la forma de un círculo. En este caso, la unidad de procesamiento de imagen presenta preferentemente medios para la compensación de un error de paralaje. Durante el corte de la escotadura en la córnea, el ojo a tratar se aplanar con la ayuda de un aplanador o de un cabezal láser, hasta un grado determinado. El procedimiento mencionado puede conducir a que en el estado mencionado, la posición de la escotadura a cortar, ya no se encuentre centrada en relación con la pupila. La unidad de procesamiento de imagen de la presente invención, es capaz de compensar los denominados errores de paralaje, así como la deformación de la córnea generada por el aplanado, y considerar en la proyección de la posición de la escotadura en la imagen virtual del ojo.

Se conocen esencialmente los medios para la compensación de un error de paralaje, es decir, métodos matemáticos o programas de ordenador correspondientes. Conforme a la presente invención, la unidad de procesamiento de imagen se acciona con un programa de procesamiento de imagen, el cual está provisto además de segmentos de programa correspondientes para la compensación de un error de paralaje.

Conforme a la presente invención, el sistema presenta una unidad láser para cortar la escotadura en la córnea del ojo. Preferentemente, se trata de un láser de femtosegundo, como se utiliza convencionalmente en la oftalmología. Los láseres apropiados se describen, por ejemplo, en las patentes US 2003/0014042 A1 o WO2008/072092 A1. La unidad láser comprende un dispositivo de control con el cual se puede crear con el láser mediante ordenador, la escotadura en la córnea del ojo, utilizando la imagen virtual del ojo creada por la unidad de procesamiento de imagen.

Ambos documentos anteriormente mencionados, no presentan una unidad de procesamiento de grabación ni una unidad de procesamiento de imagen.

En este caso, los datos de la imagen virtual del ojo, se deben transmitir desde la unidad de procesamiento de imagen al dispositivo de control del láser. La transmisión de los datos se puede realizar con la ayuda de métodos de transmisión de datos conocidos, por ejemplo, con una conexión directa entre la unidad de procesamiento de imagen y el dispositivo de control del láser, como por ejemplo, un cable de datos, una conexión inalámbrica (WLAN, BLUETOOTH) entre la unidad de procesamiento de imagen y el dispositivo de control del láser, o con la ayuda de una memoria de datos, como por ejemplo, una memoria USB. Para la transmisión mencionada, la unidad de procesamiento de imagen y el dispositivo de control del láser, deben presentar medios para la transmisión de datos, como por ejemplo, interfaces de USB, en las cuales se puede conectar una memoria de datos, como por ejemplo, una memoria USB.

El programa de control que se puede utilizar conforme a la presente invención, es capaz de accionar el láser mediante los datos que provienen de la unidad de procesamiento de imagen conforme a la presente invención.

En particular, conforme a la presente invención, se recurre a los datos en relación con el diámetro del limbo para la alineación exacta del cabezal del láser. Además de la proyección virtual descrita anteriormente, de la posición de la escotadura de la córnea en la imagen virtual del ojo, se pueden considerar otros datos de la imagen virtual del ojo, para el posicionamiento de la escotadura de la córnea, por ejemplo, características del iris.

Con la ayuda de la unidad láser conforme a la presente invención, se puede lograr una conformación muy precisa de una escotadura en la córnea de un ojo, dado que el láser en comparación con los láseres convencionales, se puede

controlar electrónicamente de una manera muy exacta, mediante la imagen virtual anteriormente descrita, del ojo a tratar.

Después de generar la escotadura en la córnea, con la ayuda del sistema conforme a la presente invención, la lente intracorneal se introduce manualmente en la escotadura. También en este caso, se requiere de una gran precisión para posicionar la lente, como se ha mencionado anteriormente, de una manera exactamente centrada en relación con la pupila de entrada.

La inserción correcta de la lente conforme a la presente invención, en una escotadura creada para dicho fin en la córnea, se puede realizar conforme a la presente invención, de una manera particularmente preferente con un aplicador, como se describe en la patente WO 2011/069907 A1.

En la patente WO 2011/069907 A1 se describe un aplicador que comprende una empuñadura y una unidad de precarga. La empuñadura y la unidad de precarga se pueden encontrar conectadas entre sí, preferentemente con la ayuda de un mecanismo de cierre de bayoneta protegido contra la torsión. La unidad de precarga puede estar dotada previamente de una lente, y se puede encontrar alojada de manera estéril en un recipiente de almacenamiento. Para la inserción de la lente, el médico retira la unidad de precarga de la unidad de almacenamiento, y conecta la unidad de precarga con la empuñadura. A continuación, la lente se puede insertar en la escotadura de la córnea, de la manera descrita en la patente WO 2011/069907 A1.

Preferentemente, se utiliza un equipo que comprende una unidad de almacenamiento y una unidad de precarga en el interior de la unidad de almacenamiento, en donde la unidad de almacenamiento está conformada por un material impermeable y se puede cerrar de manera impermeable con un tapón, y la unidad de precarga está provista de una lente intracorneal. Para poder alojar de manera estéril la unidad de precarga durante un periodo de tiempo prolongado, se envasa en una unidad de almacenamiento que protege la unidad de precarga contra las influencias ambientales. Para el fin mencionado, el interior de la unidad de almacenamiento se llena con un líquido de conservación, el cual cubre de manera permanente, al menos, la lente que se encuentra en la cámara de la unidad de precarga. En este caso, se puede tratar de agua. Sin embargo, preferentemente se utiliza solución salina fisiológica (NaCl) como líquido de conservación.

La unidad de precarga se describe en detalle en la patente WO 2011/069907 A1. La unidad de precarga para la inserción de lentes en el ojo de una persona o de un animal, comprende:

i) una carcasa con medios para la fijación de la unidad, preferentemente protegida contra la torsión, en una empuñadura,

ii) una pieza de alojamiento de lentes, que se encuentra dispuesta sobre o en la carcasa, y una sección que sobresale de la carcasa con preferentemente dos unidades separadas con forma de hoja que, al menos, en sus extremos separados de la carcasa, se encuentran en contacto recíproco de manera desmontable, y en dicho punto conforman una cámara para el almacenamiento de una lente óptica,

iii) una corredera que se encuentra dispuesta de manera móvil en el interior de la carcasa, y que se puede desplazar entre las unidades con forma de hoja de la unidad de alojamiento de lentes.

Después de retirar de la unidad de almacenamiento, la unidad de precarga se coloca sobre una empuñadura, la cual también se describe en detalle en la patente WO 2011/069907 A1. Convencionalmente, en este caso se trata de un tubo longitudinal con una forma que garantiza una sujeción simple de la empuñadura en la mano. La empuñadura en un extremo se conforma de manera que la unidad de precarga y la empuñadura se puedan conectar entre sí, de manera que la unidad de precarga se pueda desplazar en el interior de la empuñadura. Para ello, la empuñadura presenta un diámetro que excede el diámetro de la parte de la unidad de precarga, a insertar en la empuñadura.

Con la ayuda del aplicador descrito anteriormente de la patente WO 2011/069907 A1, se puede insertar una lente intracorneal de una manera simple en una escotadura en la córnea. El método de inserción comprende las etapas:

a) Posicionamiento del aplicador anteriormente descrito, en el lugar deseado del ojo y con la alineación correcta, preferentemente en una escotadura en la córnea humana, de manera que el centro de la lente óptica que contiene el aplicador, se encuentre sobre el eje óptico del ojo;

b) Avance de la corredera mediante un primer elemento de control en la empuñadura, hasta que la corredera entre en contacto con la lente, sin desplazar la lente mencionada, en donde simultáneamente se separan una de otra las unidades con forma de hoja de la pieza de alojamiento de lentes;

c) Retroceso del resto de la unidad de precarga en un valor definido, mediante un segundo elemento de control en la empuñadura, con la fijación simultánea de la corredera, con lo cual se libera la lente del aplicador.

Conforme a la presente invención, la inserción de una lente intracorneal en la escotadura de la córnea, se realiza con la ayuda del aplicador anteriormente descrito, utilizando una unidad de inserción. La unidad de inserción para insertar una lente intracorneal en la escotadura de la córnea, comprende un dispositivo óptico, por ejemplo, un microscopio. Conforme a la presente invención, en el área de la oftalmología, se puede recurrir a microscopios de operación utilizados convencionalmente.

Conforme a la presente invención, con el dispositivo óptico se acciona y se controla la inserción de la lente intracorneal, mediante la imagen virtual creada por la unidad de procesamiento de imagen, y eventualmente mediante una imagen virtual del instrumento para la inserción de la lente intracorneal. Esto se puede realizar, por ejemplo, con la ayuda de un microscopio de operación, que comprende una unidad mediante la cual la imagen virtual del ojo creada por la unidad de procesamiento de imagen, se puede introducir en la trayectoria de los rayos del microscopio. Esta clase de microscopios resulta conocida. A modo de ejemplo, se recurre a los microscopios de operación de la empresa Leica.

La unidad que se puede introducir en la trayectoria de los rayos del microscopio, debe ser provista con datos de la imagen virtual que ha generado la unidad de procesamiento de imagen anteriormente descrita. El suministro de los datos se puede realizar como se ha descrito anteriormente en las demás unidades, con la ayuda de métodos de transmisión de datos conocidos, por ejemplo, con una conexión directa entre la unidad de procesamiento de imagen y la unidad para el microscopio, como por ejemplo, un cable de datos, una conexión inalámbrica (WLAN, BLUETOOTH) entre la unidad de procesamiento de imagen y la unidad para el microscopio.

Mediante los datos de la imagen virtual del ojo a tratar, con la ayuda de la unidad anteriormente descrita, se puede representar la imagen virtual del ojo con la posición de la escotadura en la córnea, en la trayectoria de los rayos del microscopio. De acuerdo con una forma de ejecución preferida de la presente invención, mediante la unidad también se puede generar en la trayectoria de los rayos del microscopio, una representación virtual del instrumento para la introducción de la lente intracorneal, por ejemplo, del aplicador anteriormente descrito. Para la finalidad mencionada, resulta ventajosa una conexión permanente para la transmisión de datos entre la unidad en el microscopio y el dispositivo de procesamiento de imagen anteriormente descrito, para que se pueda proporcionar la capacidad de cálculo necesaria mediante el dispositivo de procesamiento de imagen. Sin embargo, la unidad o el microscopio también pueden estar provistos de componentes propios de soporte físico correspondientes, que pueden ejecutar operaciones de cálculo.

De acuerdo con la presente invención, durante la inserción de la lente, se realiza un "seguimiento" de la posición del ojo. Durante el proceso de inserción, se presenta un movimiento del ojo. Conforme a la presente invención, el movimiento ocular mencionado es detectado por el sistema, y la imagen virtual proyectada en la trayectoria de los rayos del dispositivo óptico, se modifica de manera que dicha imagen se superponga de manera permanente con la imagen del ojo observada efectivamente a través del dispositivo óptico. De esta manera se garantiza una inserción precisa de la lente en la escotadura de la córnea.

Por ejemplo, se determinan características relevantes del ojo, como la estructura del iris cuando el ojo se encuentra inmobilizado. Las características relevantes del ojo son consideradas para la creación anteriormente descrita de la imagen virtual del ojo. En el caso que durante la inserción de la lente, se presente un movimiento ocular, la nueva posición del ojo se determina considerando las características relevantes mencionadas del ojo. La imagen virtual del ojo y eventualmente la proyección de un aplicador, se pueden seguir en correspondencia (por ejemplo, mediante una transformación de Fourier) y se pueden hacer coincidir con la imagen del ojo observada efectivamente.

La superposición de la imagen virtual del ojo, con la imagen del ojo observada efectivamente, se realiza conforme a la presente invención, preferentemente en el dispositivo óptico, de la manera anteriormente descrita. Sin embargo, conforme a la presente invención, la superposición de la imagen virtual del ojo, con la imagen del ojo observada efectivamente, también se puede realizar sobre la pantalla de visualización de un instrumento electrónico correspondiente (por ejemplo, ordenador de escritorio, ordenador de tableta). La persona que realiza la inserción de la lente, controla su actividad mediante la presentación visual en la pantalla.

Mediante las representaciones virtuales en la trayectoria de los rayos del microscopio, se ayuda considerablemente al operador durante la inserción de la lente intracorneal en la escotadura de la córnea.

Para el caso en que una lente intracorneal no haya sido insertada de manera exacta en la escotadura de la córnea, se puede realizar un posicionamiento posterior de la lente, con la ayuda de un instrumento de posicionamiento. Un instrumento de posicionamiento que se utiliza conforme a la presente invención, se describe a continuación en las figuras 5a y 5b.

También el ajuste posterior de la posición de la lente intracorneal, se realiza de una manera muy precisa preferentemente con el dispositivo óptico anteriormente descrito, por ejemplo, con el microscopio anteriormente

descrito, mediante la generación de una imagen virtual del ojo y eventualmente del instrumento de posicionamiento, en la trayectoria de los rayos del dispositivo óptico.

5 Conforme a la presente invención, se proporciona por primera vez un sistema en el cual todas las etapas del implante de una lente intracorneal en la escotadura de la córnea, se ejecutan con la ayuda de una imagen virtual creada del ojo a tratar, y eventualmente del instrumento de posicionamiento (por ejemplo, el aplicador anteriormente descrito). De esta manera, se puede lograr un incremento considerable de la precisión del proceso completo.

10 El sistema conforme a la presente invención, comprende componentes separados que esencialmente no se deben encontrar dispuestos próximos entre sí en el espacio. En este caso, por "proximidad en el espacio" se entiende una distancia de los componentes del sistema entre sí, de 10 m como máximo. Sin embargo, conforme a la presente invención se prefiere que, al menos, los componentes b)-d) (es decir, el dispositivo de procesamiento de imagen, la unidad láser y la unidad de inserción) se encuentren dispuestos próximos entre sí en el espacio, por ejemplo, en una sala de operaciones. Además, conforme a la presente invención se prefiere que la unidad de grabación no se encuentre dispuesta en la sala de operaciones, cuando los componentes b)-d) se encuentran dispuestos en una sala de operaciones.

15 Además, la presente invención hace referencia a un método para el accionamiento de un sistema anteriormente descrito, que comprende las siguientes etapas:

a) Control de un dispositivo de grabación de imagen para crear, al menos, una grabación de un ojo, preferentemente cuando el eje óptico del ojo se alinea con una unidad de referencia, por ejemplo, una fuente de luz dispuesta de manera centrada sobre un objetivo del dispositivo de grabación de imagen;

20 b) Procesamiento de la, al menos una, grabación creada del ojo, en una unidad de procesamiento de imagen, para obtener una imagen virtual del ojo, en donde la imagen virtual del ojo presenta la posición deseada de una escotadura a cortar en la córnea;

c) Control de un dispositivo de control de una unidad láser mediante la imagen virtual del ojo, creada por la unidad de procesamiento de imagen;

25 d) Provisión de la imagen virtual del ojo, creada por la unidad de procesamiento de imagen, y eventualmente de una imagen virtual del instrumento para la introducción de la lente intracorneal en el dispositivo óptico de la unidad de inserción, para el control de la inserción de una lente intracorneal en una escotadura de una córnea, mediante la superposición de la imagen virtual del ojo, con la imagen real del ojo, visible a través del dispositivo óptico.

30 Además, la presente invención hace referencia a un producto de soporte lógico para el accionamiento de un sistema anteriormente descrito, en donde el producto de soporte lógico ejecuta las siguientes etapas:

a) Control de un dispositivo de grabación de imagen para crear, al menos, una grabación de un ojo, preferentemente cuando el eje óptico del ojo se alinea con una unidad de referencia, por ejemplo, una fuente de luz dispuesta de manera centrada sobre un objetivo del dispositivo de grabación de imagen;

35 b) Procesamiento de la, al menos una, grabación creada del ojo, en una unidad de procesamiento de imagen, para obtener una imagen virtual del ojo, en donde la imagen virtual del ojo presenta la posición deseada de una escotadura a cortar en la córnea;

c) Control de un dispositivo de control de una unidad láser mediante la imagen virtual del ojo, creada por la unidad de procesamiento de imagen;

40 d) Provisión de la imagen virtual del ojo, creada por la unidad de procesamiento de imagen, y eventualmente de una imagen virtual del instrumento para la introducción de la lente intracorneal en el dispositivo óptico de la unidad de inserción, para el control de la inserción de una lente intracorneal en una escotadura de una córnea, mediante la superposición de la imagen virtual del ojo, con la imagen real del ojo, visible a través del dispositivo óptico.

La presente invención se explica en detalle a continuación, de acuerdo con los dibujos y ejemplos que no son restrictivos. Muestran:

45 Fig. 1 una representación esquemática del sistema conforme a la presente invención,

Fig. 2 una forma de ejecución del aplicador de acuerdo con la patente WO 2011/069907 A1, para la inserción de la lente conforme a la presente invención, en una escotadura de la córnea,

Fig. 3 una forma de ejecución de una unidad de grabación conforme a la presente invención, que se basa en una esfera de Ulbricht,

Fig. 4a un instrumento que se puede utilizar conforme a la presente invención, para el posicionamiento de la lente intracorneal conforme a la presente invención, en una escotadura de la córnea,

5 Fig. 4b una representación aumentada del cabezal de posicionamiento del instrumento, de acuerdo con la figura 4a.

En la figura 1 se muestra una representación esquemática del sistema conforme a la presente invención. En un espacio, por ejemplo, una sala de operaciones, se encuentran dispuestos los componentes individuales A, B y C. Se ha advertido que la proximidad en el espacio mencionada de los componentes, resulta muy ventajosa conforme a la presente invención, aunque no se requiere obligatoriamente. Como se ha mencionado anteriormente, existen
10 opciones para la transmisión de datos entre los componentes individuales, a través de distancias en el espacio mayores. Sin embargo, naturalmente resulta conveniente la realización de las etapas del corte de una escotadura en la córnea, y de la inserción de una lente intracorneal en la escotadura mencionada, todas en un espacio. Sin embargo, como se ha explicado previamente, conforme a la presente invención, no resulta preferente en este caso la disposición de la unidad de grabación en la sala de operaciones.

15 En la figura 1 se muestra la unidad de grabación A para crear una grabación del ojo. Un dispositivo de grabación de imagen 1, en este caso una cámara digital con trípode, se encuentra posicionada sobre una tabla de la mesa 3. La cámara 1 presenta un objetivo, sobre el cual se encuentra dispuesta de manera centrada, una unidad de referencia 2. En el presente ejemplo, se trata de un diodo emisor de luz (LED). Una persona a tratar, se puede sentar en la silla indicada frente a la unidad de grabación A, y puede apoyar su mentón sobre una unidad de apoyo para el mentón 6, mientras que presiona su frente simultáneamente contra una unidad de apoyo para la frente 7, con lo cual la persona fija la posición de su cabeza para la grabación. La unidad de apoyo para el mentón 6 y la unidad de apoyo para la
20 frente 7, junto con barras de sujeción verticales, conforman un dispositivo para la fijación de la órbita ocular 5, en este caso se trata de una unidad de fijación para la cabeza.

25 Con la cámara 1 se realiza, al menos, una grabación del ojo a tratar, en donde la cabeza de la persona a tratar se encuentra fijada de la manera anteriormente descrita, y la persona enfoca con el ojo a tratar, de la manera más exacta posible, la unidad de referencia 2 en el centro del objetivo de la cámara 1. Los datos de la imagen se suministran a continuación, a una unidad de procesamiento de imagen 4 que en el ejemplo de acuerdo con la figura 1, se encuentra dispuesta en el armazón de la tabla de la mesa 3. Como se ha descrito anteriormente, la transmisión de datos entre la unidad de grabación 1 y la unidad de procesamiento de imagen 4, se puede realizar, por ejemplo,
30 con una conexión directa, como por ejemplo, un cable de datos, una conexión inalámbrica (por ejemplo, WLAN, BLUETOOTH), o con la ayuda de una memoria de datos, como por ejemplo, una memoria USB. En este caso, la unidad de grabación 1 y la unidad de procesamiento de imagen 4 deben presentar medios para la transmisión de datos, como por ejemplo, interfaces de USB, en las cuales se puede conectar una memoria de datos, como por ejemplo, una memoria USB.

35 En el caso de la unidad de procesamiento de imagen 4 de acuerdo con la figura 1, se trata de un ordenador con una capacidad de cálculo suficiente, en el cual el programa de procesamiento de imagen, se ejecuta preferentemente con módulos para la compensación de un error de paralaje. Con la ayuda de la unidad de procesamiento de imagen 4, se crea mediante ordenador una imagen virtual del ojo con la posición deseada de una escotadura a cortar en la córnea. Generalmente se proporcionan componentes de interfaz para el control de la unidad de procesamiento de
40 imagen 4, aunque no se representan en la figura 1. En el caso de los componentes de interfaz, se puede tratar, por ejemplo, de un monitor para la visualización de datos, imágenes, etc., así como de un teclado o un ratón para la introducción de datos e instrucciones.

Después de realizar, al menos, una grabación del ojo a tratar, la persona a tratar se dirige a una camilla 12. Los datos en relación con la imagen virtual del ojo a tratar, creada por la unidad de procesamiento de imagen 4, y con la
45 posición a calcular de la lente, se transmiten al dispositivo de control 13 de la unidad láser B, que se encuentra en una carcasa de la unidad láser B. Como se ha descrito anteriormente, la transmisión de datos entre la unidad de procesamiento de imagen 4 y la unidad láser B, se puede realizar, por ejemplo, con una conexión directa, como por ejemplo, un cable de datos, una conexión inalámbrica (por ejemplo, WLAN, BLUETOOTH), o con la ayuda de una memoria de datos, como por ejemplo, una memoria USB. En este caso, la unidad de procesamiento de imagen 4 y
50 la unidad láser B, deben presentar medios para la transmisión de datos, como por ejemplo, interfaces de USB, en las cuales se puede conectar una memoria de datos, como por ejemplo, una memoria USB.

En el caso del dispositivo de control 13 de la unidad láser B de acuerdo con la figura 1, se trata de un ordenador con una capacidad de cálculo suficiente, en el cual se ejecuta el programa de control del láser. El dispositivo de control puede controlar componentes de interfaz convencionales. En la figura 1 se muestra, por ejemplo, un monitor 16 para
55 la visualización de datos, imágenes, etc., así como un teclado 17 para la introducción de datos e instrucciones. Otro monitor 15 se puede encontrar dispuesto en las proximidades de la camilla 12. El propio cabezal láser 14, se encuentra dispuesto por encima de la camilla 12. Preferentemente, los componentes de la unidad láser B que se

orientan hacia el cabezal láser 14, pueden rotar para obtener eventualmente espacio por encima de la camilla 12. En el caso de la unidad láser B de acuerdo con la figura 1, se trata de un láser de femtosegundo, como el que se utiliza convencionalmente en el área de la oftalmología.

El programa de control de la unidad láser B, como se ha descrito anteriormente, es capaz de ejecutar mediante ordenador, el proceso de corte de una escotadura en la córnea, con la ayuda del láser, mediante la imagen virtual del ojo a tratar, la cual ha sido creada por la unidad de procesamiento de imagen 4.

A continuación, se inserta manualmente una lente intracorneal en la escotadura realizada en la córnea, con la ayuda de la unidad de inserción C. La unidad de inserción C comprende un dispositivo óptico 11. De acuerdo con la figura 1, en este caso se trata de un microscopio óptico, como se utiliza convencionalmente en el área de la oftalmología. Para la inserción de la lente, se coloca una camilla 12 con la persona a tratar, debajo del dispositivo óptico 11. Dicho posicionamiento se puede realizar ya sea mediante el desplazamiento de la camilla 12 o mediante una rotación o extracción de los componentes de la unidad de inserción C, sobre la cual se encuentra el dispositivo óptico 11. La persona que se ocupa de la inserción de la lente, controla la inserción de la lente mediante el dispositivo óptico 11, mientras realiza la propia inserción de la lente, con la ayuda del aplicador anteriormente descrito, que se explica en detalle a continuación en las figuras 2 y 4.

El control de la inserción de la lente se realiza, conforme a la presente invención, también mediante la imagen virtual del ojo a tratar, creada por la unidad de procesamiento de imagen 4. Los datos correspondientes de una unidad que no se muestra en la figura 1, en la trayectoria de los rayos del dispositivo óptico 11, se suministran a la unidad de inserción C. Como se ha descrito anteriormente, la transmisión de datos entre la unidad de procesamiento de imagen 4 y la unidad en la trayectoria de los rayos del dispositivo óptico, se puede realizar, por ejemplo, con una conexión directa, como por ejemplo, un cable de datos, o una conexión inalámbrica (por ejemplo, WLAN, BLUETOOTH).

En la forma de ejecución de acuerdo con la figura 1, se proporcionan unidades de interfaz para el control y la modificación de la imagen virtual del ojo a tratar, proyectada en la trayectoria de los rayos del dispositivo óptico 11. En la figura 1 se muestra, por ejemplo, un monitor 9 para la visualización de datos, imágenes, etc., así como un teclado 10 para la introducción de datos e instrucciones. En el caso que en la unidad de inserción C se deban realizar operaciones de cálculo en la imagen virtual del ojo a tratar, las operaciones mencionadas se pueden realizar ya sea con la unidad de procesamiento de imagen 4 y la transmisión de datos a la unidad de inserción C, o con la ayuda de un ordenador con una capacidad de cálculo suficiente, el cual se puede encontrar dispuesto, por ejemplo, en la carcasa 8 de la unidad de inserción C. De acuerdo con la presente invención, durante la inserción de la lente, se realiza un "seguimiento" de la posición del ojo. Durante el proceso de inserción, se presenta un movimiento del ojo. Conforme a la presente invención, el movimiento ocular mencionado es detectado por el sistema, y la imagen virtual proyectada en la trayectoria de los rayos del dispositivo óptico, se modifica de manera que dicha imagen se superponga de manera permanente con la imagen del ojo observada efectivamente a través del dispositivo óptico. De esta manera se garantiza una inserción precisa de la lente en la escotadura de la córnea.

Después de la inserción de la lente en la escotadura de la córnea, con la ayuda del dispositivo óptico 11 de la unidad de inserción C, se controla si la lente se encuentra dispuesta de manera precisa en la posición deseada. Para el caso en que una lente intracorneal no haya sido insertada de manera exacta en la escotadura de la córnea, se realiza un posicionamiento posterior de la lente, con la ayuda de un instrumento de posicionamiento. Un instrumento de posicionamiento que se utiliza conforme a la presente invención, se describe en detalle a continuación en las figuras 5a y 5b.

También el ajuste posterior de la posición de la lente intracorneal, se realiza de una manera muy precisa mediante la generación de una imagen virtual del ojo, y eventualmente del instrumento de posicionamiento, en la trayectoria de los rayos del dispositivo óptico, como se ha descrito anteriormente para el proceso de inserción.

En la figura 2 se representa una forma de ejecución del aplicador 18 de la patente WO 2011/069907 A1. En la empuñadura 24, se encuentra montada una unidad de precarga P, de manera que se pueda mover. La unidad de precarga P comprende una carcasa 19, dos unidades con forma de hoja 20, y un tope 23 que limita el desplazamiento de la unidad de precarga P hacia el interior de la empuñadura 24. En las unidades con forma de hoja 20, se encuentra dispuesto un orificio pasante 21 a través del centro de la cámara (que en este caso no se puede observar) para el alojamiento de una lente. Además, se proporciona otro orificio 22 que simplifica la carga del aplicador 18 con una lente. Sobre la empuñadura 24 se encuentran montados dos elementos de control 25 y 26, con cuya ayuda se pueden desplazar la unidad de precarga P, así como una corredera que no se observa en la figura 2, en el interior de la unidad de precarga P y de la empuñadura 24. Desde el orificio lateral 27 sobresale una espiga que se encuentra fijada en piezas insertadas presentes en la empuñadura, y que fija dichas piezas en la empuñadura 24. El lado superior de la unidad de precarga P, está marcado de una manera clara con la palabra "TOP" (parte superior).

- En la figura 3 se representa una forma de ejecución de una unidad de grabación A, conforme a la presente invención, que se basa en una esfera de Ulbricht. La cabeza de la persona a tratar, se encuentra fijada con la ayuda de una unidad de apoyo para el mentón 6 y una unidad de apoyo para la frente 7, como se ha explicado anteriormente en relación con la figura 1. La fijación se realiza de manera que el ojo a representar, se encuentre enfrenteado a una cámara 1 con objetivo. Una esfera de Ulbricht 28 que en su lado interior 29 se encuentra revestida con una capa de un material que refleja de manera difusa (por ejemplo, politetrafluoretileno (PTFE, Teflón), se encuentra dispuesta entre la cámara 1 y la unidad de apoyo para el mentón 6 y la unidad de apoyo para la frente 7. La luz que proviene de una fuente de luz 30 (por ejemplo, un LED), se emite sobre el lado interior 29 de la esfera de Ulbricht 28, y en dicho punto se refleja de una manera difusa.
- 10 En las figuras 4a y 4b, se representa un instrumento que se puede utilizar conforme a la presente invención, para el posicionamiento de la lente intracorneal conforme a la presente invención, en una escotadura de la córnea. El instrumento de posicionamiento mencionado, se puede utilizar cuando después de la inserción en una escotadura de la córnea, la lente intracorneal se encuentra posicionada de una manera que aún no es exacta.
- 15 El instrumento de posicionamiento 31 comprende una empuñadura 32 para la manipulación del instrumento. Un elemento de transición 33 se encuentra conectado con la empuñadura 32, como una única pieza o de manera desmontable. El elemento de transición 33 presenta una sección curvada 34 que se encuentra curvada preferentemente con un ángulo de alrededor de 30°, apartándose de una recta imaginaria conformada por la empuñadura 32 y el elemento de transición 33. De esta manera, el instrumento de posicionamiento 31 puede ser manipulado por una persona de una manera óptima, conforme al uso previsto. La sección 34 se puede encontrar conectada con el elemento de transición 33, como una única pieza o de manera desmontable. La sección 34 se estrecha preferentemente en el extremo opuesto al elemento de transición 33, hasta que se convierte en un cabezal de posicionamiento 35. El cabezal de posicionamiento 35 presenta preferentemente una forma semicircular, y se encuentra conectado con la sección 34 como una única pieza o de manera desmontable.
- 20

REIVINDICACIONES

1. Sistema para la inserción de una lente intracorneal en un ojo, que comprende:

a) una unidad de grabación (A) para crear, al menos, una grabación del ojo, que comprende un dispositivo de grabación de imagen (1), un dispositivo para la fijación de la órbita ocular (5) y eventualmente una unidad de referencia (2), por ejemplo, una fuente de luz dispuesta de manera centrada sobre un objetivo del dispositivo de grabación de imagen (1), la cual puede ser fijada por el ojo durante la creación de la grabación;

b) una unidad de procesamiento de imagen (4), con la cual se puede procesar la, al menos una, imagen del ojo grabada por la unidad de grabación (A), y mediante ordenador se puede crear una imagen virtual del ojo con la posición deseada de una escotadura a cortar en la córnea;

c) una unidad láser (B) para cortar la escotadura en la córnea del ojo, que comprende un dispositivo de control (13) con el cual se puede crear con el láser mediante ordenador la escotadura en la córnea del ojo, utilizando la imagen virtual del ojo creada por la unidad de procesamiento de imagen (4);

d) una unidad de inserción (C) para la inserción de una lente intracorneal en la escotadura de la córnea, que comprende un dispositivo óptico (11), por ejemplo, un microscopio, en donde con el dispositivo óptico se puede controlar la inserción manual de la lente intracorneal, mediante la imagen virtual del ojo creada por la unidad de procesamiento de imagen, y eventualmente mediante una imagen virtual del instrumento para la introducción de la lente intracorneal, mediante la superposición de la imagen virtual del ojo con la imagen real del ojo visible a través del dispositivo óptico.

2. Sistema de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado porque** la posición deseada de la escotadura a cortar en la córnea, se puede conformar mediante la unidad de procesamiento de imagen (4) mediante el limbo del ojo como sistema de referencia.

3. Sistema de acuerdo con la reivindicación 1 ó 2, **caracterizado porque** el dispositivo para la fijación de la órbita ocular (5) es una unidad de fijación para la cabeza.

4. Sistema de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 3, **caracterizado porque** la unidad de grabación (A) presenta una esfera de Ulbricht (28).

5. Sistema de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 4, **caracterizado porque** la unidad de procesamiento de imagen (4) presenta medios para la compensación de un error de paralaje.

6. Sistema de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 5, **caracterizado porque** la unidad de grabación (A) y la unidad de procesamiento de imagen (4) se conectan o se pueden conectar entre sí mediante medios para la transmisión de datos.

7. Sistema de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 6, **caracterizado porque** la unidad de procesamiento de imagen (4) y la unidad láser (B) se conectan o se pueden conectar entre sí mediante medios para la transmisión de datos.

8. Sistema de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 7, **caracterizado porque** en el caso del dispositivo óptico (11) se trata de un microscopio de operación, el cual comprende una unidad mediante la cual la imagen virtual del ojo creada por la unidad de procesamiento de imagen (4), se puede introducir en la trayectoria de los rayos del microscopio.

9. Sistema de acuerdo con la reivindicación 8, **caracterizado porque** la unidad se encuentra conectada directamente con la unidad de procesamiento de imagen (4), en donde la conexión directa se realiza con un cable de datos.

10. Sistema de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 9, **caracterizado porque** la unidad de inserción (C) comprende además un instrumento para la introducción de la lente intracorneal en la escotadura de la córnea.

11. Sistema de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 10, **caracterizado porque** el sistema comprende además un dispositivo (31) para el ajuste posterior de la posición de la lente intracorneal insertada en la escotadura de la córnea, en donde el dispositivo (31) comprende preferentemente una empuñadura (32) para la manipulación del instrumento, con el cual se encuentra conectado un elemento de transición (33) como una única pieza o de manera desmontable, en donde el elemento de transición (33) presenta una sección curvada (34), conectada con el elemento de transición (33) como una única pieza o de manera desmontable, la cual se encuentra curvada

preferentemente con un ángulo de alrededor de 30°, apartándose de una recta imaginaria conformada por la empuñadura (32) y el elemento de transición (33), y se une a un cabezal de posicionamiento (35), en donde el cabezal de posicionamiento (35) presenta preferentemente una forma semicircular, y se encuentra conectado con la sección (34) como una única pieza o de manera desmontable.

- 5 **12.** Sistema de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 11, **caracterizado porque**, al menos, los componentes b) - d) se pueden disponer próximos entre sí, por ejemplo, en una sala de operación.
- 13.** Método para el accionamiento de un sistema, de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 a 12, que comprende las siguientes etapas:
 - 10 a) Control de un dispositivo de grabación de imagen (1) para crear, al menos, una grabación de un ojo, preferentemente cuando el eje óptico del ojo se alinea con una unidad de referencia (2), por ejemplo, una fuente de luz dispuesta de manera centrada sobre un objetivo del dispositivo de grabación de imagen (1);
 - b) Procesamiento de la, al menos una, grabación creada del ojo, en una unidad de procesamiento de imagen (4), para obtener una imagen virtual del ojo, en donde la imagen virtual del ojo presenta la posición deseada de una escotadura a cortar en la córnea;
 - 15 c) Control de un dispositivo de control (13) de una unidad láser (B) mediante la imagen virtual del ojo, creada por la unidad de procesamiento de imagen;
 - d) Provisión de la imagen virtual del ojo, creada por la unidad de procesamiento de imagen (4), y eventualmente de una imagen virtual del instrumento para la introducción de la lente intracorneal en el dispositivo óptico (11) de la unidad de inserción (C), para el control de la inserción de una lente intracorneal en una escotadura de una córnea, mediante la superposición de la imagen virtual del ojo, con la imagen real del ojo, visible mediante el dispositivo óptico (11).
- 14.** Método de acuerdo con la reivindicación 13, **caracterizado porque** el procesamiento de la grabación creada del ojo para obtener una imagen virtual del ojo, se realiza con la compensación de un error de paralaje.
- 25 **15.** Producto de soporte lógico para el accionamiento de un sistema, de acuerdo con las reivindicaciones 1-12, en donde el producto de soporte lógico ejecuta las siguientes etapas:
 - a) Control de un dispositivo de grabación de imagen (1) para crear, al menos, una grabación de un ojo, preferentemente cuando el eje óptico del ojo se alinea con una unidad de referencia (2), por ejemplo, una fuente de luz dispuesta de manera centrada sobre un objetivo del dispositivo de grabación de imagen (1);
 - 30 b) Procesamiento de la, al menos una, grabación creada del ojo, en una unidad de procesamiento de imagen (4), para obtener una imagen virtual del ojo, en donde la imagen virtual del ojo presenta la posición deseada de una escotadura a cortar en la córnea;
 - c) Control de un dispositivo de control (13) de una unidad láser (B) mediante la imagen virtual del ojo, creada por la unidad de procesamiento de imagen;
 - 35 d) Provisión de la imagen virtual del ojo, creada por la unidad de procesamiento de imagen (4), y eventualmente de una imagen virtual del instrumento para la introducción de la lente intracorneal en el dispositivo óptico (11) de la unidad de inserción (C), para el control de la inserción de una lente intracorneal en una escotadura de una córnea, mediante la superposición de la imagen virtual del ojo, con la imagen real del ojo, visible mediante el dispositivo óptico (11).

Fig. 1

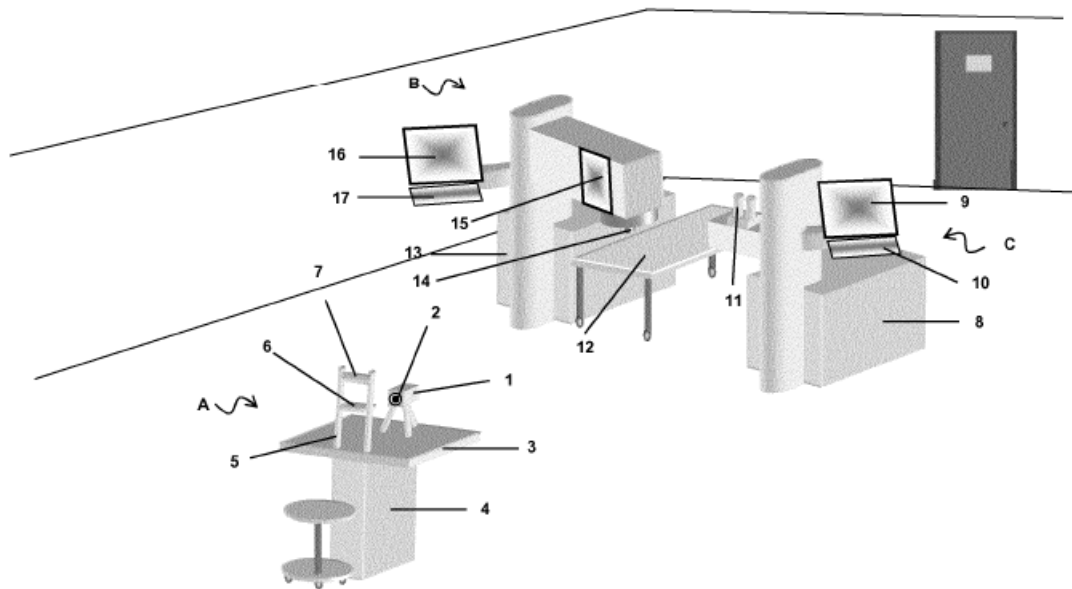


Fig. 2

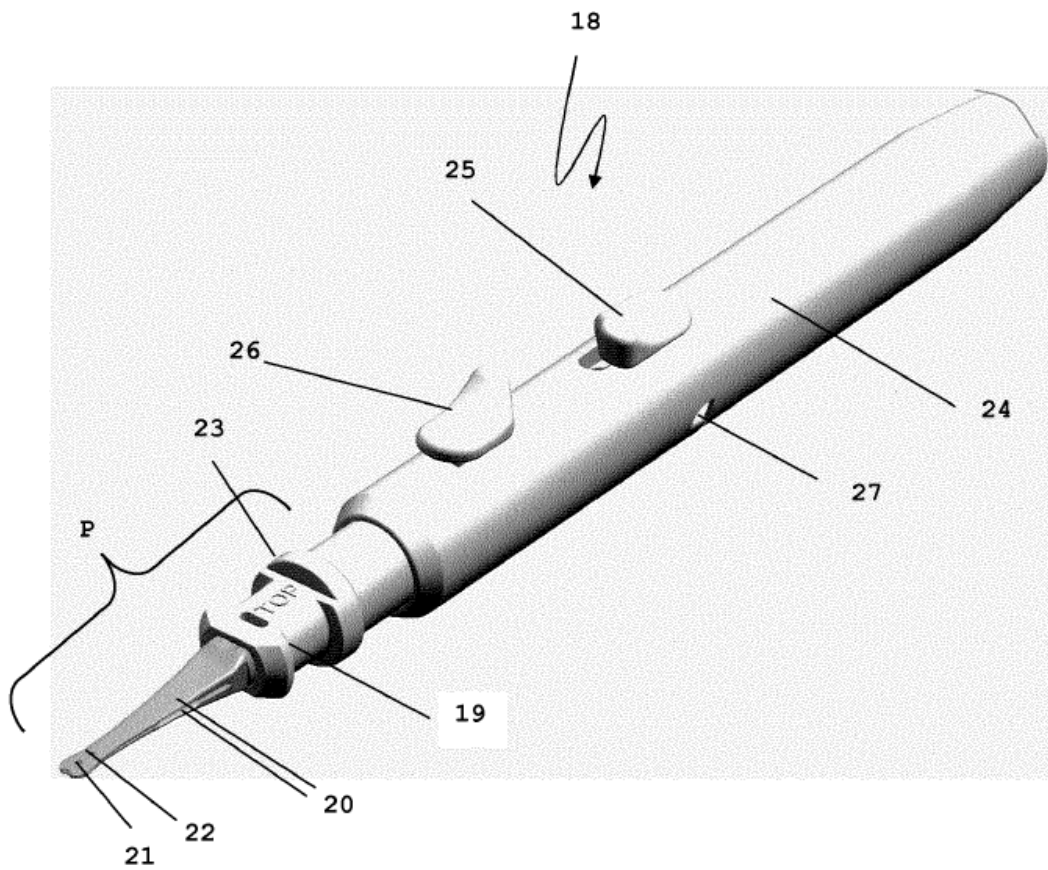


Fig. 3

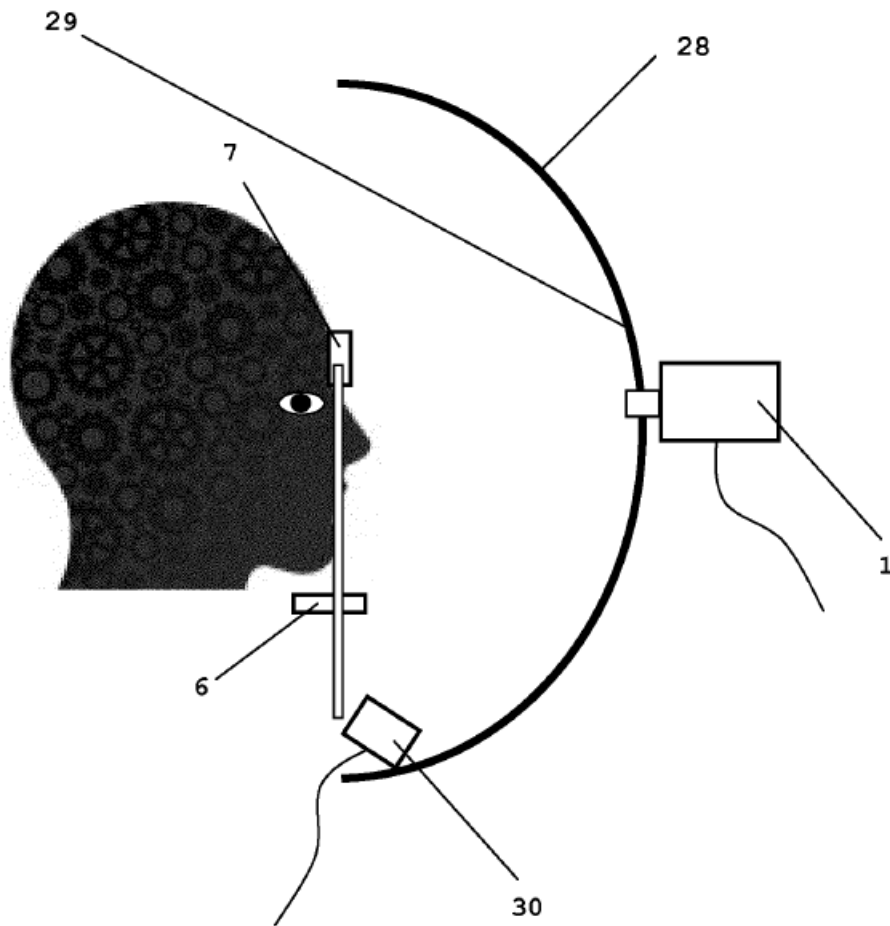


Fig. 4a

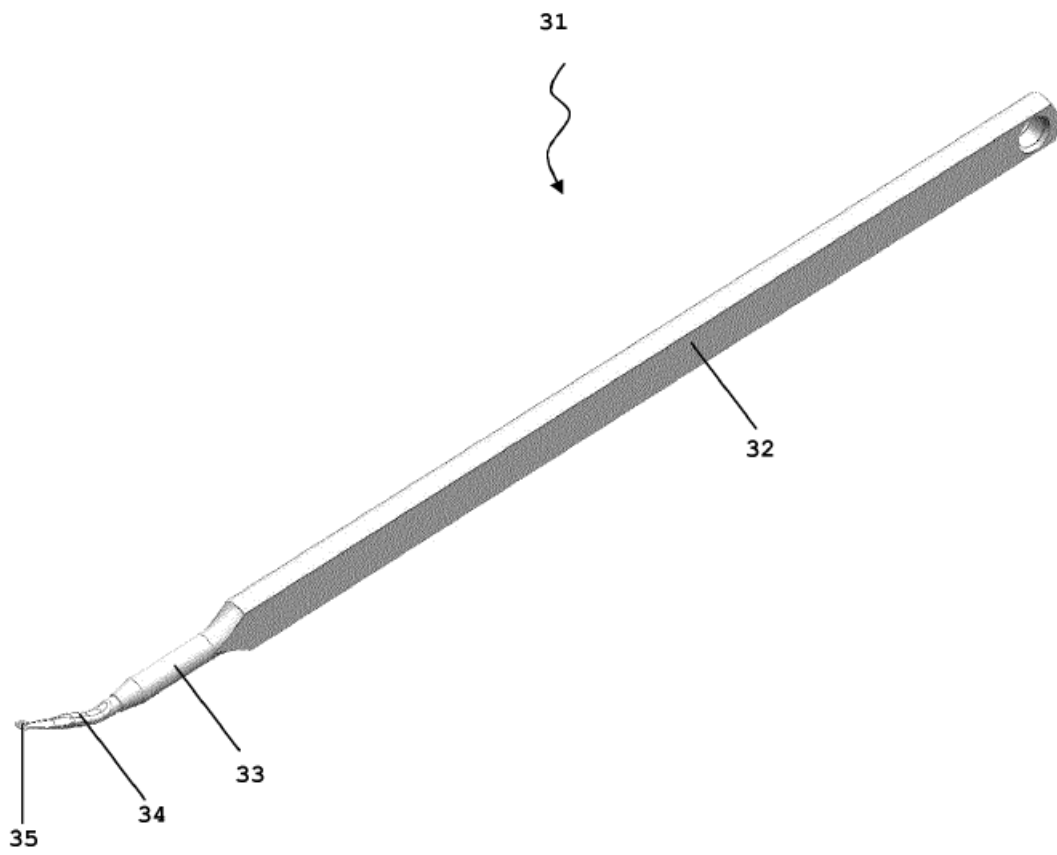


Fig. 4b

