

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 368 450**

51 Int. Cl.:

**A61F 9/01**

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **07008446 .2**

96 Fecha de presentación: **25.04.2007**

97 Número de publicación de la solicitud: **1985269**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **29.10.2008**

54

Título: **DISPOSITIVO, PROCEDIMIENTO Y PROGRAMA DE CONTROL PARA LA CIRUGÍA REFRACTIVA.**

45

Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**17.11.2011**

45

Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**17.11.2011**

73

Titular/es:  
**WAVELIGHT GMBH  
AM WOLFSMANTEL 5  
91058 ERLANGEN, DE**

72

Inventor/es:  
**Lemonis, Sissimos**

74

Agente: **Curell Aguila, Marcelino**

ES 2 368 450 T3

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

**DESCRIPCIÓN**

Dispositivo, procedimiento y programa de control para la cirugía refractiva.

5 La presente invención se refiere a un dispositivo para la cirugía refractiva, a un programa de control para un dispositivo de este tipo y a un procedimiento para generar un programa de control de este tipo.

10 Por "cirugía refractiva", se entiende en el ámbito profesional la variación de las propiedades de la imagen del sistema óptico "ojo" mediante la radiación láser. La radiación láser varía por lo tanto las propiedades de refracción de uno o varios componentes del ojo. Dado que para la propiedad de la imagen del ojo es determinante principalmente la córnea se lleva a cabo con la cirugía refractiva, en particular, una conformación de la córnea.

15 Un ejemplo destacado de una nueva conformación de este tipo de la córnea para la variación de sus propiedades refractivas es el LASIK. La presente invención se refiere en especial a la técnica LASIK. La invención se puede emplear también además en general en la PRK y en la EPI-LASIK. La invención se puede utilizar también en la utilización de láseres de femtosegundos.

20 En el LASIK se determina, según el estado de la técnica, el denominado perfil de ablación, es decir que calcula, sobre la base de mediciones realizadas en el ojo y, en su caso, sobre la base de otras magnitudes que tengan influencia, en qué lugar de la córnea hay que retirar una cantidad concreta de tejido (estroma), para que después de la retirada la córnea tenga una forma óptima para el ojo tratado, es decir se hayan corregido en la medida de lo posible las distorsiones ópticas de la imagen existentes con anterioridad.

25 Para el cálculo del perfil de ablación mencionado se conocen múltiples procedimientos por el estado de la técnica.

Si se ha determinado el perfil de ablación para el ojo que hay que tratar, entonces se calcula cómo se puede retirar (ablacionar) este perfil de la mejor manera posible de la córnea con la radiación láser. Para ello, se calcula, en el espacio y el tiempo, una secuencia de impulsos láser individuales que, en interacción con el estroma, da lugar a la nueva conformación de la córnea.

30 El perfil de ablación es una forma espacial tridimensional y corresponde a un volumen de la córnea que debe ser retirado.

35 Los medios para controlar la radiación láser con un ordenador de tal manera que se retire un perfil de ablación predeterminado se conocen como tales bien por el estado de la técnica.

40 Durante la realización de la cirugía refractiva el ordenador controla, de acuerdo con un programa de control, la radiación láser, por ejemplo impulsos láser ("Spots") individuales en una secuencia de espacio y de tiempo sobre el ojo.

45 Durante este control de la radiación láser con respecto al ojo el denominado centro de ablación es una magnitud de referencia muy decisiva. El centro de ablación es el punto de referencia espacial (punto de referencia) al cual está referida la secuencia espacial mencionada de los impulsos láser. En el estado de la técnica se toma usualmente como centro de ablación el punto central (el centro) de la pupila. La pupila, es decir la abertura que deja libre el iris como diafragma para el paso de la radiación en el ojo, tiene un contorno relativamente nítido y se puede por ello registrar mediante una cámara y analizarse con programas de tratamiento de la imagen. Los dispositivos de registro y programas de tratamiento de este tipo, tales como en el estado de la técnica y a ellos se puede recurrir en parte la presente invención.

50 Durante la cirugía refractiva, el ojo que hay que tratar no es una magnitud constante, más bien pueden variar durante la intervención propiedades y también la orientación del ojo. Las variaciones de la orientación del ojo son seguidas, según el estado de la técnica, con un denominado Eye-Tracker. Un Eye-Tracker sigue los movimientos del ojo usualmente mediante el registro, mencionado con anterioridad, de la pupila del ojo con una cámara y mediante el posterior tratamiento de la imagen. Los movimientos del ojo los sigue la pupila y, por consiguiente, se pueden determinar de esta manera los movimientos y el control del rayo láser puede seguir movimientos del ojo de este tipo, es decir que el perfil de ablación calculado con anterioridad es retirado de forma precisa durante la operación, a pesar de los movimientos del ojo que no se pueden excluir de forma fiable.

60 Como se ha mencionado anteriormente, el estado de la técnica utiliza por regla general el centro de la pupila como centro de ablación. La presente invención quiere mejorar este estado de la técnica y parte, para ello, de las siguientes consideraciones:

65 Durante la cirugía refractiva la pupila no tiene tampoco, por regla general, un tamaño y forma invariables. La pupila no tiene tampoco, por regla general, una forma circular perfecta, más bien tiene dimensiones regulares, las cuales son más largas en una dirección que en la otra. Las dimensiones de la pupila dependen, como es conocido, de la cantidad de luz incidente y el ojo se adapta a la sección transversal de la pupila en función de la cantidad de luz

incidente. Con la variación del tamaño de la pupila se produce sin embargo, por regla general, también una variación del desplazamiento del centro de la pupila. Dicho con otras palabras, si se dilata la pupila, entonces la dilatación no es concéntrica y el centro de la pupila se desplaza al mismo tiempo, por regla general (por centro de la pupila puede entenderse en caso de una forma no circular por ejemplo en centro de gravedad de la superficie). Las relaciones se hacen aún más complejas debido a que con una variación de la superficie de la pupila se produce, por regla general, también un giro de la forma no circular de la pupila, lo que se conoce en anatomía como ciclotorsión.

Cuando en el estado de la técnica el centro de la pupila se toma como centro de ablación durante la cirugía refractiva, resultan por ello una serie de fuentes de errores sistemáticos.

En primer lugar, se cumple que el centro de la pupila no está situado exactamente sobre el eje óptico del ojo. Con respecto al sistema óptico "ojo" se definen diferentes ejes, para la presente invención tienen una importancia especial el eje óptico y el eje visual (eje visual). El eje óptico conecta, de acuerdo con la definición usual, los centros de curvatura de la superficies de refracción de los componentes del ojo, es decir que está situado por regla general perpendicularmente sobre todas las superficies de refracción. El eje visual es usualmente la línea la cual conecta el punto fijado por el ojo con la fovea. Esta línea pasa, por regla general, por el llamado punto nodal en la superficie posterior del cristalino, y ello en un punto en el cual el eje óptico atraviesa por regla general este punto.

El eje óptico no pasa, por lo tanto, por regla general a través de la fovea. El ángulo entre el eje óptico y el eje visual está, típicamente, en el rango de 5°.

La invención parte del conocimiento de que se pueden conseguir resultados mejorados para la cirugía refractiva cuando se toma como punto de referencia para la ablación, es decir como llamado centro de ablación, ni un centro de la pupila, ni un punto sobre el eje óptico. En caso de utilización del centro de la pupila como centro de ablación da ya únicamente el desplazamiento, mencionado más arriba, del centro de la pupila dependiendo del tamaño de la pupila, de forma regular un error sistemático y únicamente de forma casual puede conducir, para propiedades ventajosas determinadas del ojo que se está tratando, un centrado de la ablación sobre el centro de la pupila a buenos resultados de ablación.

También cuando el desplazamiento conocido como tal anatómicamente del centro de la pupila se haya tenido en cuenta en caso de variación del tamaño de la pupila durante la determinación del centro de ablación, no estaría relacionada con ello de manera regular una mejora de la ablación debido a que el error sistemático relacionado con esta elección es casi arrastrado con ella.

Las explicaciones anteriores son válidas también para el caso de que para el cálculo del perfil de ablación y para la generación del programa de control para la radiación láser se haya analizado el ojo con un análisis de frente de ondas, por ejemplo, según Hartmann-Shack o Tscherning o mediante mediciones topográficas. También en las denominadas ablaciones "estándar" es necesaria una determinación del perfil de ablación con una gran precisión.

El documento WO 03/011177 A2 enseña el centrado de una ablación sobre el eje visual con respecto al centro de la pupila.

El documento US 2004/019346 A1 describe un procedimiento para la ablación en la córnea, en el cual la radiación láser es controlada según los ángulos entre la superficie de la córnea y el rayo láser. El ángulo de incidencia en cada caso local de la radiación se utiliza para determinar la ablación del tejido necesaria localmente. Una mapa de ablación (perfil de ablación) determinado de esta manera utiliza el vértice de la superficie de la córnea no para orientación del perfil de ablación sobre el vértice, en especial no con la utilización de dependencia de la posición del vértice con respecto a una propiedad de la pupila.

El documento EP 1923027 describe un dispositivo el cual determina la posición del vértice y que controla la ablación sobre la base de una función geométrica para un ojo casi ideal.

La invención se plantea el problema de proponer, para la cirugía refractiva, un centro de ablación el cual se pueda determinar con medios relativamente sencillos, con el cual se puedan conseguir resultados refractivos mejorados.

A este respecto, la invención muestra un dispositivo para la cirugía refractiva con las características de la reivindicación 1. La invención muestra además un programa de control para un dispositivo de este tipo con las características de la reivindicación 5.

En las reivindicaciones dependientes, se describen estructuraciones preferidas.

La invención se basa, por lo tanto, en el conocimiento de que se pueden conseguir resultados de ablación mejorados cuando durante la intervención quirúrgica la ablación está centrada sobre el vértice de la córnea, que está situado sobre la superficie delantera de la córnea.

El vértice es el punto más alto de la córnea, su vértice.

Por regla general, los puntos sobre la córnea, mencionados con anterioridad, no son fáciles de determinar durante la intervención quirúrgica, en cualquier caso no con los medios conocidos de que se dispone.

5 La invención enseña por ello, a determinar, para el ojo que hay que tratar, de manera empírica la dependencia funcional de la posición espacial del punto mencionado con anterioridad sobre la superficie de la córnea (que debe servir como centro de ablación) con respecto a la forma y la posición de la pupila. Como se ha explicado anteriormente, la pupila se mide en intervenciones refractivas de todos modos por regla general con una cámara y con suficiente frecuencia, de manera que la guía del rayo láser siga movimientos del ojo (Eye-Tracker). Si se mide la pupila, según la invención, con una cámara y como tal incluso ampliamente con programas de tratamiento de la imagen conocido, y se mide para el ojo que hay que tratar la dependencia de la posición, por ejemplo con respecto al vértice, como función de los datos de la pupila y se introducen estos resultados de medición en el ordenador, el cual más tarde controla la cirugía refractiva, es decir esencialmente el rayo láser, entonces el ordenador que lleva a cabo el control puede referir el rayo láser, es decir el perfil de ablación, al vértice como punto de referencia (centro de ablación). Para ello hay que medir únicamente durante la intervención refractiva la pupila o el iris lo que, como se ha dicho ya, tiene lugar de todos modos por otros motivos.

20 Como propiedades que hay que medir de la pupila, las cuales representan la relación funcional mencionada entre el centro de ablación elegido sobre la córnea y las magnitudes que se pueden medir durante la operación, se tienen en consideración en especial determinadas dimensiones de la pupila y la forma que resulta de ellas. Otra mejora es posible gracias a que la dependencia funcional entre el centro de ablación y las magnitudes de medición tiene en cuenta también propiedades del iris. Como se ha explicado anteriormente, el iris gira usualmente en caso de variación del tamaño de la pupila y este giro se puede reconocer gracias a que determinadas estructuras giran junto con el iris, lo que se puede reconocer mediante tratamiento de imagen de la imagen tomada con la cámara.

25 La dependencia funcional mencionada entre la posición, p. ej., del vértice y las propiedades de la pupila y/o del iris se puede almacenar en el ordenador por ejemplo a modo de una tabla de almacenamiento.

30 La medición de la dependencia funcional de la posición del vértice (o de otro centro de ablación elegido según la invención) con respecto a datos de medición de la pupila, como en especial su tamaño o posición, puede tener lugar por ejemplo de tal manera que (antes de la cirugía refractiva, se sobreentiende) se determine en el ojo que hay que tratar el vértice con medios adecuados, por ejemplo con un topómetro. A continuación, se puede fijar la posición del vértice mediante marcas sobre la córnea, las cuales no están situadas preferentemente directamente sobre el vértice. Por ejemplo, se pueden disponer las denominadas marcas de queratómetro cerca del vértice, las cuales definen la posición espacial del vértice, es decir que el ordenador que procesa las imágenes reconoce la posición del vértice a partir de las marcas. Acto seguido se determina la relación funcional mencionada entre las propiedades de la pupila/iris y la posición del vértice (de nuevo antes de la intervención quirúrgica propiamente dicha).

40 La invención proporciona también, por ejemplo en un soporte de datos, un programa de control para un dispositivo para la cirugía refractiva, el cual presenta lo siguiente:

- una fuente de rayo láser,
- unos medios para formar y guiar el rayo láser emitido por la fuente de rayo láser con respecto a un ojo que hay que tratar,
- una cámara para registrar el iris y la pupila del ojo,
- un ordenador con un programa de control para el control de los medios mencionados en correspondencia con un perfil de ablación, donde

el programa de control:

- contiene una función de un punto predeterminado de la córnea del ojo dependiendo de por lo menos una propiedad de la pupila,
- capta durante la cirugía refractiva registra la propiedad momentánea de la pupila con la cámara y determina, a partir de ello, mediante la función mencionada, la posición del punto predeterminado de la córnea, y
- orienta el perfil de ablación sobre la posición punto determinada de esta manera.

En este programa de control, se pueden introducir también en detalle las estructuraciones descritas más arriba para el dispositivo, en especial en lo que respecta a la elección del centro de ablación y de las propiedades de la pupila que se utilizan para las mediciones.

La invención se refiere también a un procedimiento para generar un programa de control para la cirugía refractiva, con el cual la radiación láser es orientada, según una secuencia espacial y temporal predeterminada, sobre o en el ojo que hay que tratar, estando orientada la secuencia espacial y temporal con respecto a un lugar del ojo, y en el que

5 - antes de la cirugía refractiva en el ojo que hay que tratar se determina y almacena la dependencia de la posición del lugar mencionado con respecto a la propiedad de la pupila, que puede variar durante la cirugía refractiva,

10 estando situado el lugar sobre la córnea o en la misma.

El lugar anteriormente mencionado del ojo es en particular el centro de ablación anteriormente mencionado, el vértice de la córnea. Asimismo, en el procedimiento según la invención, se pueden obtener los parámetros anteriormente mencionados referentes a las propiedades de la pupila para generar el programa de control.

15 A continuación, se explican con mayor detalle ejemplos de formas de realización de la invención a partir de los dibujos, en los que:

20 la Fig. 1 muestra de manera esquemática, una sección a través de un ojo con los ejes y puntos de corte aquí especialmente interesantes para la presente memoria; y

la Fig. 2 muestra de manera esquemática, un dispositivo para la cirugía refractiva.

25 El corte sagital a través de un ojo 10 según la Fig. 1 muestra, de manera esquemática, una córnea 12, un cristalino 14, una cámara delantera 16, un iris 18, cuyo borde 18a limita una pupila 20, una fovea 22, una Macula Lutea 24, un eje óptico 26 y un eje visual 28.

30 El eje óptico 26 corta la superficie delantera 12a de la córnea 12 en el punto O. El eje visual 28 corta la superficie delantera 12a de la córnea en el punto V.

35 El vértice A de la córnea 12 no está situado, regularmente, ni en el punto O ni en el punto V, sino, como muestra de forma esquemática la Fig. 1, de tal manera que el punto de corte V del eje visual está situado entre el vértice A y el punto de corte O del eje óptico con la superficie de la córnea. Al mismo tiempo V está situado, por regla general, más cerca de A que O. La invención aprovecha estas regularidades anatómicas.

40 La Fig. 2 muestra de manera esquemática un dispositivo para la cirugía refractiva con una fuente de rayo láser 34, la cual emite un rayo láser 32, el cual es orientado con dispositivo 36 para formar y guiar el rayo sobre un ojo 10 que hay que tratar. Con una cámara, por ejemplo una cámara de IR 38, se registran en especial la pupila y el iris del ojo y la imagen digital es introducida en el ordenador 40.

45 El ordenador 40 controla todos los componentes mencionados, es decir en especial la fuente de rayo láser 34 y los medios 36 para formar y guiar el rayo. Los componentes descritos hasta ahora son, como tales, bien conocidos por el estado de la técnica y no se explican en la presente memoria con mayor detalle.

50 Para un ojo que hay que tratar se determina en primer lugar, de manera en si conocida, el perfil de ablación explicado más arriba. Esto tiene lugar mediante la medición del ojo, p. ej. mediante análisis de frente de ondas. El perfil de ablación obtenido de esta manera es almacenado en el ordenador 40. El ordenador 40 contiene además un programa de control para el control en especial de los dispositivos 36 para la formación y guía del rayo según el perfil de ablación. Esto es bien conocido como tal asimismo en el estado de la técnica.

55 En primer lugar se determina el vértice A de la córnea del ojo que hay que tratar, es decir que se miden las coordenadas espaciales del punto del vértice A. Esto se puede llevar a cabo p. ej. mediante las llamadas marcas de queratómetro, es decir que sobre la superficie 12a de la córnea se realizan, cerca del vértice A, una o varias marcas, las cuales definen la posición del vértice A. Esta medición del vértice puede tener lugar, por ejemplo, con un topómetro convencional. Las marcas de este tipo son reconocibles después sobre las imágenes generadas mediante la cámara 38 y los programas de tratamiento de la imagen contenidos en el ordenador 40 "reconocen" el vértice gracias a estas marcas. Las coordenadas del vértice A se pueden considerar de ahora en adelante como constantes para el ojo y sirven como punto de referencia, es decir como centro de ablación, para una ablación que tenga lugar más tarde, quedando este punto de referencia invariable también en caso de las dilataciones de pupila que varíen o también de rotación de la pupila.

60 Tras la determinación de las coordenadas espaciales del vértice A se determina, en otro paso, la dependencia funcional, para el ojo que hay que tratar, de la posición del vértice A con respecto al movimiento individual de la pupila, es decir la variación de la dilatación de la pupila y de la rotación de la pupila.

65 Para ello se determina en primer lugar la dependencia de la posición del centro de la pupila con respecto a la

dilatación de la pupila. Como se ha explicado anteriormente, la dilatación de la pupila no es, por regla general, concéntrica, es decir que después de una dilatación de la pupila el centro de la pupila se ha desplazado por regla general. Esta dependencia de la posición del centro de la pupila con respecto a la dilatación de la pupila es determinada porque se generan dilataciones de pupila escalonadamente distintas y porque para cada dilatación de la pupila se determinan las coordenadas del centro de la pupila con el vértice como punto de referencia. Al mismo tiempo tiene lugar la variación de la dilatación de la pupila mediante variación de la luz visible incidente, de manera que tiene lugar la dilatación que se da naturalmente de la pupila (una dilatación farmacológica de la pupila difiere frecuentemente del movimiento natural). Mediante una cámara de infrarrojos se determina entonces, para las diferentes dilataciones de la pupila, en cada caso, la posición del centro de la pupila, con el vértice determinado con anterioridad como punto de referencia.

De forma análoga, se determina la dependencia del ángulo de la rotación de la pupila con respecto a la dilatación de la pupila. Al mismo tiempo, la cámara de IR reconoce, además del centro de la pupila, también la variación de la posición de la muestra de iris, la cual suministra informaciones acerca del giro de la pupila.

De esta manera, se determina una función la cual representa la posición del vértice A dependiendo de las propiedades que se dan momentáneamente de la pupila, como en especial la dilatación de la pupila y el estado de giro de la pupila. Esta dependencia, medida empíricamente para el ojo que hay que tratar, es almacenada en el ordenador 40 y es utilizada después, durante la cirugía refractiva que se lleva a cabo más tarde, es decir en especial el LASIK, para calcular el centro de ablación momentáneo. La ablación se centra por lo tanto en este ejemplo sobre el vértice A.

Esto tiene lugar durante la cirugía refractiva gracias a que la pupila 20 y el iris 14 del ojo son registrados con la cámara de IR 38 con una frecuencia, que debe ser suficiente para registrar los movimientos y las variaciones de la pupila del ojo con tanta rapidez que la ablación se ajuste a las variaciones de este tipo. Los programas de tratamiento de la imagen almacenados en el ordenador 40 calculan, con la ayuda de las funciones almacenadas descritas anteriormente, para el tamaño de la pupila y la posición de la pupila momentáneos, las coordenadas del vértice A y, durante el control de los dispositivos 36 para guiar el rayo, el ordenador 40 toma este vértice A momentánea como centro de ablación, es decir que los impulso láser individuales son situados según el perfil de ablación, en el cual el lugar medido momentáneamente del vértice A sirve como centro de ablación. Esto se lleva a cabo constantemente durante la totalidad de la intervención quirúrgica refractiva con la alta frecuencia mencionada, de manera que el centro de ablación momentáneo corresponde siempre la estado real del ojo. En paralelo con respecto a ello, se lleva a cabo, durante el procedimiento, con la cámara 38 y con el ordenador 40, también el conocido como "Eye-Tracking".

El centrado, descrito con anterioridad, de la ablación sobre el vértice A conlleva una mejora en el resultado de la cirugía refractiva, es decir una mejora de la corrección de la visión.

**REIVINDICACIONES**

1. Dispositivo para la cirugía refractiva con

- 5       - una fuente de rayo láser (34),
- unos medios (36) para formar y guiar el rayo láser emitido por la fuente de rayo láser con respecto a un ojo (10) que hay que tratar,
- 10       - una cámara (38) para registrar el iris y la pupila del ojo,
- un ordenador (40) con un programa de control para controlar los medios mencionados en correspondencia con un perfil de ablación,

15       caracterizado porque

el programa de control:

- 20       - contiene una función, obtenida empíricamente para el ojo que hay que tratar, de la posición del vértice (A) de la córnea (12) del ojo (10) dependiendo por lo menos de una propiedad de la pupila,
- durante la cirugía refractiva registra la propiedad momentánea de la pupila con la cámara y determina, a partir de ello, mediante la función mencionada, la posición del vértice (A) de la córnea, y
- 25       - orienta el perfil de ablación sobre la posición del vértice (A) determinada de esta manera.

2. Dispositivo según la reivindicación 1, caracterizado porque la propiedad de la pupila es una o varias de sus dimensiones.

30       3. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque la propiedad de la pupila es su forma y/o su centro.

35       4. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque el programa de control determina también, mediante una propiedad registrada del iris, la posición momentánea del vértice de la córnea.

5. Programa de control para un dispositivo para la cirugía refractiva, que presenta:

- una fuente de rayo láser (34),
- 40       - unos medios (36) para formar y guiar el rayo láser emitido por la fuente de rayo láser con respecto a un ojo (10) que hay que tratar,
- una cámara (38) para registrar el iris y la pupila del ojo,
- 45       - un ordenador (40) que ejecuta el programa de control para controlar los medios mencionados en correspondencia con un perfil de ablación,

caracterizado porque, el programa de control:

- 50       - contiene una función, obtenida empíricamente para el ojo que hay que tratar, de la posición del vértice (A) de la córnea (12) del ojo (10) dependiendo por lo menos de una propiedad de la pupila,
- durante la cirugía refractiva registra la propiedad momentánea de la pupila con la cámara y determina, a partir de ello, mediante la función mencionada, la posición del vértice (A) de la córnea, y
- 55       - orienta el perfil de ablación sobre la posición del vértice (A) determinada de esta manera.

60       6. Procedimiento para generar un programa de control para la cirugía refractiva, con el cual se orienta la radiación láser según una secuencia espacial y temporal predeterminada sobre un ojo de hay que tratar o en el mismo, orientándose la secuencia espacial y temporal predeterminada con respecto a un lugar del ojo, caracterizado porque

- antes de la cirugía refractiva se determina empíricamente, en el ojo que hay que tratar, y se almacena la dependencia de la posición del vértice (A) con respecto a una propiedad de la pupila, que puede variar durante la cirugía refractiva.

65

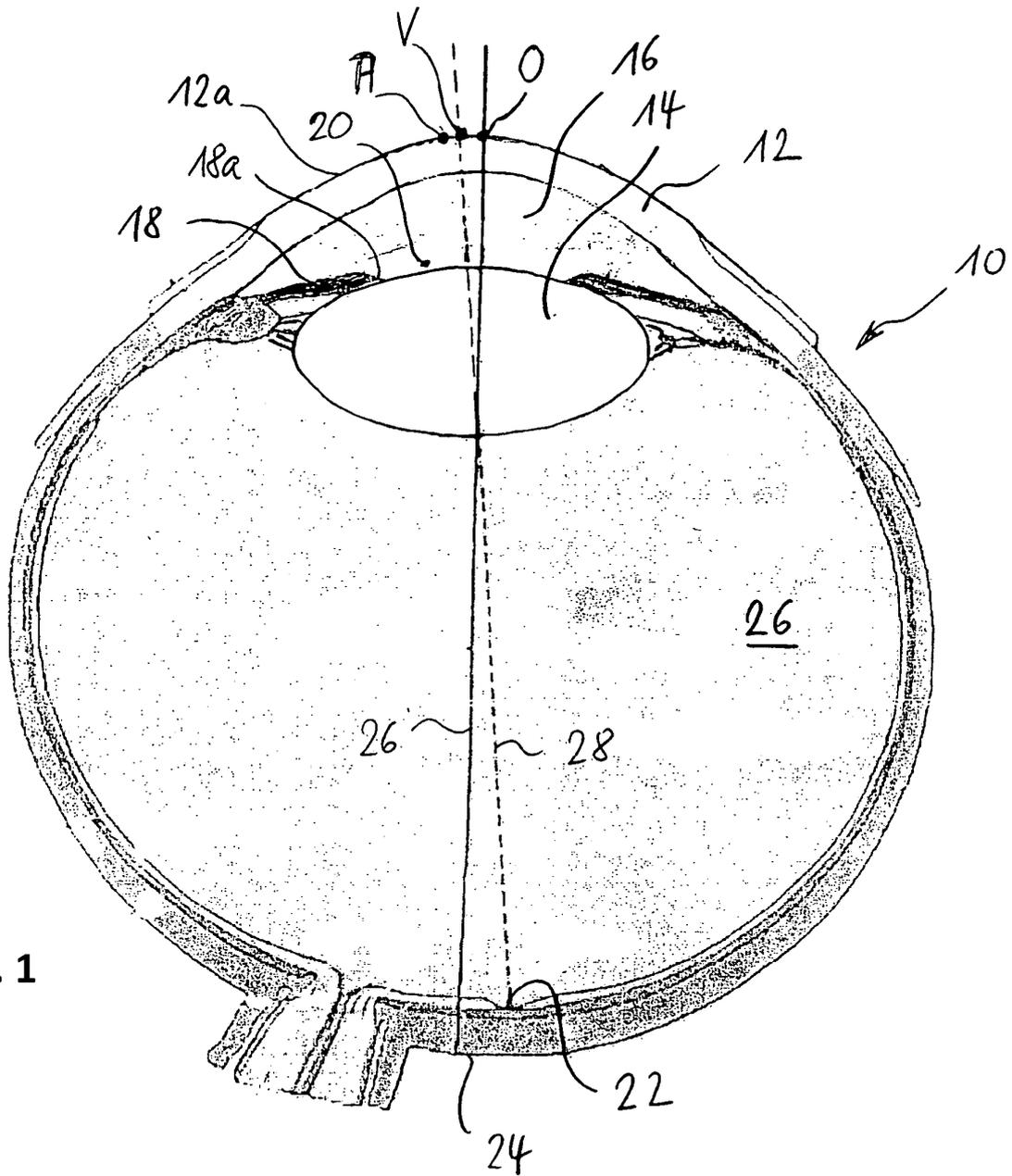


Fig. 1

Fig. 2

