(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 810 053**

(51) Int. CI.:

A61F 9/008 (2006.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(86) Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **20.04.2012 PCT/EP2012/001727**

(87) Fecha y número de publicación internacional: **24.10.2013 WO13156046**

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **20.04.2012 E 12717197 (3)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **24.06.2020 EP 2838480**

(54) Título: **Dispositivo para controlar un láser de ablación corneal**

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
08.03.2021

(73) Titular/es:

ALCON INC. (100.0%)
Rue Louis-d'Affry 6
1701 Fribourg, CH

(72) Inventor/es:

LEMONIS, SISSIMOS;
KEMPE, ALEXANDER;
ABRAHAM, MARIO y
RIEDEL, PETER

(74) Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

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

DESCRIPCIÓN

Dispositivo para controlar un láser de ablación corneal

Campo técnico

La presente descripción generalmente se refiere a una técnica para controlar una ablación con láser del ojo. En particular, la descripción se dirige a una técnica para centrar el perfil de ablación con láser con relación al ojo.

Antecedentes

La cirugía ocular refractiva se relaciona con un cambio de las propiedades refractivas del ojo, por ejemplo, al remodelar la córnea como uno de los componentes ópticos del ojo. Como ejemplo, la técnica LASIK aplica luz láser ultravioleta para la remodelación. La presente descripción se puede aplicar a la técnica LASIK, así como a la técnica PRK y EPI-LASIK.

La córnea se remodela de acuerdo con un perfil de ablación, que es un volumen auxiliar tridimensional de la córnea que se va a extirpar. Una secuencia de pulsos láser interactúa con el estroma de la córnea para extirpar tejido vivo de manera precisa. Al controlar la luz láser que actúa sobre la córnea, un centro de ablación es un punto de referencia crucial. La secuencia de pulsos láser se aplica con relación al centro de ablación. Los sistemas existentes para la cirugía refractiva centran el perfil de ablación en el centro de la pupila. Esto es cierto para los sistemas, que pueden realizar un tratamiento de miopía, hipermetropía o astigmatismo sin importar datos de diagnóstico, por ejemplo, datos topográficos o datos de frente de onda. Sin embargo, el centro de la pupila puede desplazarse con relación a la córnea a medida que el iris del ojo se estrecha o se dilata. Las técnicas para compensar dicho desplazamiento del centro de la pupila se describen en la Patente Europea EP 1 985 269 B1.

Algunos sistemas conocidos permiten cambiar manualmente el centro de ablación lejos del centro de la pupila. Por ejemplo, un cirujano puede intentar manualmente centrar el perfil de ablación en un eje visual del ojo. Tal centrado fuera del centro de la pupila puede ser esencial para pacientes que exhiben una gran desviación entre el centro de la pupila y el eje visual, lo que generalmente incluye casos de ojos hipermétropes. Sin embargo, el desplazamiento manual del centro de ablación lejos del centro de la pupila se basa en una estimación visual subjetiva del cirujano, así como en la limitación de los instrumentos, por ejemplo, la resolución, disposición y alineación del microscopio. También, el simple hecho de que el cambio se realice manualmente puede implicar incertidumbre o aumentarla a la inexactitud del resultado de la ablación. Además, el desplazamiento manual requiere mucho tiempo y requiere un esfuerzo adicional por parte del cirujano.

Resumen

En consecuencia, existe la necesidad de una técnica que determine o ayude a determinar la ubicación de un perfil de ablación con láser del ojo.

Según un aspecto, se proporciona un dispositivo para controlar un láser de ablación corneal. El dispositivo comprende: una interfaz de parámetros adaptada para recibir un parámetro de ajuste; una primera unidad de determinación adaptada para determinar un primer punto en una superficie corneal; una segunda unidad de determinación adaptada para determinar un segundo punto en la superficie corneal que es diferente del primer punto; una unidad de cálculo adaptada para determinar un tercer punto en una línea entre el primer punto y el segundo punto de acuerdo con el parámetro de ajuste y para generar un programa de control, en el que el programa de control centra un perfil de ablación en el tercer punto; y una unidad de control adaptada para controlar el láser de ablación corneal de acuerdo con el programa de control.

En todo momento, la expresión "superficie corneal" puede abarcar una "superficie corneal anterior" de un ojo. Alternativamente o, además, la expresión "superficie corneal" puede abarcar una "superficie corneal bajo un colgajo". El colgajo se puede crear en un procedimiento LASIK. Expresiones de la forma "al menos una de A y B" abarcan "A", "B", "A o B" o "A y B". La interfaz y las unidades se denominan colectivamente componentes. Algunos o todos los componentes pueden implementarse en hardware, software o una combinación de ambos.

La unidad de cálculo puede adaptarse además para determinar la línea. El tercer punto puede estar restringido a la línea. El tercer punto puede estar restringido a una posición entre el primer punto y el segundo punto. La línea puede estar en la superficie corneal. La superficie corneal puede ser curvada. La línea puede ser geodésica en la superficie corneal. La geodésica puede definirse en la superficie corneal por el primer punto y el segundo punto. La geodésica puede ser el trayecto más corto en la superficie corneal entre el primer punto y el segundo punto.

Alternativamente o, además, la línea puede ser una proyección de la geodésica definida en la superficie corneal a través del primer punto y el segundo punto. La línea puede proyectarse en un plano. El plano puede ser paralelo al plano corneal. El plano puede ser perpendicular a un eje óptico del láser de ablación corneal o a un eje óptico del ojo. El plano puede ser tangencial a la superficie corneal. La línea puede ser una línea recta en el plano.

Se pueden definir un par de coordenadas en el plano. Las coordenadas pueden ser coordenadas cartesianas, por

ejemplo, X e Y. Alternativamente o, además, las coordenadas pueden ser coordenadas polares, por ejemplo, r y phi. Un origen de las coordenadas (p. ej., X = 0 e Y = 0, o r = 0) puede corresponder a un centro de la pupila. Las coordenadas pueden definirse independientemente de un estado de la pupila. Las coordenadas pueden definirse con relación al ojo, por ejemplo, con relación a la córnea. El origen y/u orientación de las coordenadas puede definirse por referencia al limbo del ojo.

Una topografía corneal puede estar representada por un perfil de altura. La topografía de la superficie corneal puede estar representada por una función de altura, por ejemplo, H(X,Y). Alternativamente o, además, se pueden definir coordenadas espaciales. Las coordenadas pueden incluir las coordenadas cartesianas, por ejemplo, X, Y, y Z. La coordenada Z (por ejemplo, un vector $\partial/(\partial Z)$) puede ser perpendicular al plano. Por ejemplo, Z=H(X,Y) puede representar la superficie corneal. La topografía de la córnea, o cualquier otra estructura del ojo incluida en la córnea, puede representarse mediante una función ρ(X,Y,Z). La función puede ser una función de densidad o cualquier otra medida de intensidad de señal.

El centrado puede incluir una transformación de coordenadas del perfil de ablación. El centrado puede incluir un desplazamiento del perfil de ablación en la superficie corneal. Alternativamente o, además, el centrado puede incluir una rotación del perfil de ablación alrededor de un centro de curvatura corneal y/o alrededor del centro de la pupila.

La unidad de control puede estar conectada o ser conectable al láser de ablación corneal. El láser de ablación corneal puede incluir una fuente de luz láser y medios ópticos. Los medios ópticos pueden adaptarse a al menos uno de la luz directa y focal recibida desde la fuente de luz láser hacia la superficie corneal. La unidad de control puede estar conectada a la fuente de luz láser para generar pulsos de luz. La fuente de luz láser puede incluir un láser excimer. Alternativamente o, además, la unidad de control puede estar conectada a los medios ópticos.

El parámetro de ajuste puede representar un solo grado de libertad. El parámetro de ajuste puede ser el único grado de libertad del tercer punto. El parámetro de ajuste puede representar un único valor. El parámetro de ajuste puede representar un valor porcentual. El parámetro de ajuste puede ser igual a 0% para centrar el perfil de ablación en el primer punto y puede ser igual a 100% para centrar el perfil de ablación en el segundo punto, o viceversa. Alternativamente, se puede usar una escala dedicada para el parámetro de ajuste, por ejemplo, el parámetro de ajuste se puede definir en el intervalo de 0 a 1, de 1 a 12 o de 0 a 15. El parámetro de ajuste puede estar relacionado linealmente con una distancia desde al menos uno del primer punto y el segundo punto. El parámetro de ajuste puede asumir uno de un conjunto discreto de valores. A modo de ejemplo, el parámetro de ajuste puede asumir selectivamente uno de los valores de 0%, 20%, 40%, 60%, 80% y 100% o de entre estos valores, por ejemplo, 23,5%. El parámetro de ajuste puede estar restringido a valores que representan el tercer punto entre el primer punto y el segundo punto. Por ejemplo, los valores de 0% y 100% pueden excluirse, es decir, pueden no ser asumidos por el parámetro de ajuste.

El segundo punto puede ser un ápex corneal, vértice corneal, el reflejo corneal (LCR) con visión coaxial o un punto intermedio. Alternativamente o, además, el segundo punto puede determinarse por un eje visual del ojo. El ápex corneal puede determinarse como el punto de altura máxima en los datos de topografía o puede determinarse como el grosor mínimo de la córnea. Alternativamente o, además, el ápex corneal puede determinarse como el punto de curvatura superficial máxima de la córnea. El vértice corneal puede ser el punto de intersección donde una línea recta a través del centro de curvatura de la superficie corneal se interseca perpendicularmente con la superficie corneal. La línea de LCR se une al objetivo de fijación y al centro de curvatura de la superficie corneal anterior y, así, es normal a la córnea y se considera el reflejo de Purkinje en la superficie de la córnea. La línea puede definirse entre el ápex corneal, el vértice corneal o el LCR con el centro de la pupila. La línea puede incluir un segmento de ápex y un segmento de vértice. El segmento de ápex puede ser una línea recta o geodésica entre el primer punto y el ápex corneal. El segmento de vértice puede ser una línea recta o geodésica entre el primer punto y el vértice corneal. Alternativamente, el segundo punto puede ser el punto medio entre el ápex corneal y el vértice corneal. También es posible utilizar cualquier otro punto entre el ápex corneal y el vértice corneal como segundo punto.

El dispositivo puede comprender además al menos una de una interfaz de datos de topografía adaptada para recibir datos de topografía de la superficie corneal y una unidad de medición adaptada para medir los datos de topografía. Los datos de topografía pueden incluir la topografía corneal sobre el plano o sobre la superficie corneal. Los datos de topografía pueden incluir valores de altura de la superficie corneal en función de X e Y, por ejemplo, la función H(X,Y). Los datos de topografía pueden estar representados por líneas de contorno o un mapa de contorno. Los datos de topografía pueden incluir valores de grosor de la córnea, por ejemplo, del estroma. Los datos de topografía pueden incluir datos de tomografía. Los datos de topografía pueden indicar además una estructura y/o cuantificar dimensiones de la cámara anterior del ojo, por ejemplo, mediante la función ρ(X,Y,Z). La interfaz de datos de topografía puede estar acoplada o ser acoplable a un dispositivo de diagnóstico. El dispositivo de diagnóstico puede medir la topografía por medio de al menos una de las técnicas de queratoscopia, proyección de hendidura o paquimetría óptica, paquimetría de ultrasonidos, una medición de Scheimpflug, y análisis de frente de onda, reflectometría de baja coherencia óptica o tomografía de coherencia óptica o una combinación de ellas. La queratoscopia puede incluir proyectar y observar anillos de Plácido en la superficie corneal. El experto en la técnica apreciará que los datos se pueden tomar con diferentes dispositivos adecuados.

La segunda unidad de determinación puede determinar el segundo punto basándose en los datos de topografía. La

segunda unidad de determinación puede integrarse en la unidad de medición o en la unidad de cálculo. Alternativamente, la unidad de medición puede proporcionar coordenadas del segundo punto y la determinación por la segunda unidad de determinación puede incluir recibir las coordenadas.

El primer punto puede ser el centro de la pupila. La pupila puede definirse como la abertura encerrada por el iris. El centro de la pupila puede ser el centro geométrico (por ejemplo, proyectado) del límite definido por el iris. A modo de ejemplo, el centro de la pupila puede ser el centro de un círculo ajustado al límite definido por el iris. Se puede proyectar un centro pupilar de entrada como un punto dentro del ojo a lo largo de un eje pupilar sobre la superficie corneal, que puede definir el centro pupilar.

El dispositivo puede comprender además un rastreador ocular adaptado para rastrear el primer punto, en el que la primera unidad de determinación es conectable o está incluida en el rastreador ocular. La primera unidad de determinación puede incluir una interfaz de rastreador ocular, que puede estar acoplada o ser acoplable al rastreador ocular. El rastreador ocular puede incluir una cámara. La cámara puede dirigirse hacia el ojo o la córnea. La cámara puede capturar una o más de la córnea, el iris y la pupila. La primera unidad de determinación puede adaptarse para rastrear un movimiento del ojo, por ejemplo, la córnea basándose en una señal de video de la cámara. El rastreador ocular puede rastrear la posición y/u orientación del ojo. El ojo puede ser rastreado en tiempo real. La cámara puede proporcionar una imagen del ojo. El seguimiento puede basarse en estructuras del ojo, p. ej., el iris, la pupila, los vasos sanguíneos o cualquier otra estructura capturada por la cámara. El seguimiento se puede inicializar comparando la imagen en tiempo real con una imagen de referencia. La imagen de referencia se puede captar durante la medición de los datos de topografía. Se pueden rastrear seis grados de libertad. El seguimiento puede determinar al menos uno de una traslación en X, Y, o Z, una rodadura X o Y (que también se conoce como rotación por el eje X o Y) y una inclinación. La inclinación también se conoce como ciclotorsión o una rotación por el eje Z. La ciclotorsión es una rotación del ojo alrededor de su eje anteroposterior. El eje X puede coincidir con un eje transversal o eje nasal-temporal. El eje Y puede coincidir con un eje longitudinal o un eje superior-inferior. El eje Y también se conoce como eje vertical, independientemente de si un paciente está de pie o acostado. El eje Z puede coincidir con un eje sagital, eje anterior-distal o eje anterior-posterior. En términos del dispositivo, el eje Z puede coincidir con el eje óptico del láser de ablación corneal o el eje óptico del ojo.

La unidad de cálculo puede adaptarse además para calcular el perfil de ablación teniendo en cuenta que el centro del perfil de ablación está en la línea. El cálculo del perfil de ablación puede explicar un punto más delgado o una porción más delgada de la córnea que podría estar cubierta por el perfil de ablación cuando el centro del perfil de ablación está en algún punto de la línea. Otros puntos de la córnea, que están fuera del perfil de ablación siempre que el centro del perfil de ablación esté en la línea, pueden ignorarse en el cálculo del perfil de ablación. El perfil de ablación puede ser independiente del parámetro de ajuste. El perfil de ablación puede determinarse antes de al menos una de la recepción del parámetro de ajuste y de la generación del programa de control. La independencia se puede lograr calculando el perfil de ablación de acuerdo con un punto más delgado o una porción más delgada de la córnea cubierta cuando se consideran todas las posiciones centrales potenciales en la línea.

El punto más delgado o la porción más delgada de la córnea pueden incluirse o derivarse de los datos topográficos. El punto más delgado o la porción más delgada pueden ser del orden de 300 µm. Al menos en algunas realizaciones, determinar el perfil de ablación de acuerdo con el punto más delgado o la porción más delgada de la córnea puede permitir seleccionar libremente el parámetro de ajuste, por ejemplo, sin restricción debido al grosor insuficiente de la córnea en un área límite de la córnea.

La unidad de cálculo puede calcular el perfil de ablación basándose en los datos de topografía. El perfil de ablación puede indicar o corresponder a una reducción en el grosor de la córnea en función de X e Y. La reducción puede corresponder a una diferencia entre un dato de córnea ideal u objetivo y los datos de topografía medidos o recibidos. El perfil de ablación puede calcularse de acuerdo con un objetivo de corrección refractiva. El objetivo de corrección refractiva puede pretender compensar total o parcialmente un error refractivo del ojo o de la córnea. El error refractivo puede incluir al menos uno de miopía axial, hipermetropía axial y astigmatismo. La unidad de cálculo puede adaptarse además para determinar el objetivo de corrección refractiva en base a los datos de topografía.

El programa de control puede realizar varias etapas de ablación en varias posiciones X-Y por medio de la unidad de control. Las posiciones X-Y que posteriormente se aplican a la córnea mediante el láser de ablación corneal pueden estar separadas. Dos aplicaciones del láser de ablación corneal de acuerdo con el programa de control pueden ser desplazadas en el tiempo en un tiempo mínimo de relajación. El tiempo mínimo de relajación puede permitir el enfriamiento local de la córnea en vista de la ruptura óptica inducida por láser. Para completar el programa de control, el láser de ablación corneal se puede aplicar a cada posición X-Y listada en el programa de control para el número de etapas de ablación definidas por el programa de control.

La interfaz de parámetros puede incluir un dispositivo de visualización adaptado para indicar al usuario que introduzca el parámetro de ajuste. El usuario puede seleccionar o desplazar el tercer punto. La selección puede estar restringida a la línea o a un plano abarcado por el vértice, el ápex y el LCR. Alternativamente o, además, el parámetro de ajuste puede introducirse numérica y/o gráficamente. La invitación puede incluir una barra y un indicador del parámetro deslizable sobre la barra.

El parámetro de ajuste puede estar predefinido en ausencia de una entrada del usuario, que también puede referirse a un valor por defecto. Por ejemplo, la interfaz de parámetros puede predefinir un valor del parámetro de ajuste como valor inicial. El valor predefinido puede ser el 60% de la distancia desde el primer punto, por ejemplo, el centro de la pupila hacia el segundo punto, por ejemplo, el ápex corneal. Alternativamente o, además, la unidad de cálculo puede adaptarse además para estimar el parámetro de ajuste de modo que el tercer punto se aproxime o coincida con un centro de pupila escotópica, un centro de pupila fotópica y un centro de pupila mesópica del ojo.

La unidad de cálculo puede adaptarse además para emitir, en el dispositivo de visualización o en un dispositivo de visualización dedicado, una vista de la superficie corneal superpuesta por al menos uno del primer punto, el segundo punto, el tercer punto, la línea y un área que indica el perfil de ablación. Los datos de topografía o cualquier otro dato proporcionado por la unidad de medición, o cualquier otro dispositivo de diagnóstico, pueden superponerse. En una realización, el dispositivo de visualización es una pantalla. El dispositivo de visualización dedicado puede incluirse en el trayecto óptico de un microscopio operativo.

La unidad de cálculo puede adaptarse además para calcular un vector de ajuste que apunta desde el primer punto al segundo punto. La línea puede estar representada por el vector de ajuste. La línea puede estar representada adicionalmente por el primer punto.

La unidad de cálculo puede adaptarse además para poner a escala el vector de ajuste de acuerdo con el parámetro de ajuste. El tercer punto puede estar representado por el vector de ajuste puesto a escala. El tercer punto puede estar representado adicionalmente por el primer punto. El tercer punto puede estar representado por una suma vectorial de coordenadas del primer punto y del vector de ajuste puesto a escala. El perfil de ablación puede centrarse en el tercer punto desplazando el perfil de ablación de acuerdo con el vector de ajuste puesto a escala.

El programa de control puede desplazar el vector de ajuste de acuerdo con la Compensación de Desplazamiento del Centro de la Pupila (PCSC). La unidad de cálculo puede recibir la PCSC del rastreador ocular. La PCSC puede compensar un desplazamiento del centro de la pupila, por ejemplo, debido a la respuesta pupilar. El desplazamiento del vector de ajuste puede incluir la suma vectorial de la PCSC y del vector de ajuste puesto a escala. Alternativamente o, además, la unidad de cálculo puede adaptarse además para desplazar el perfil de ablación de acuerdo con la PCSC. En cualquier caso, el programa de control puede aplicar la compensación de desplazamiento en tiempo real.

El programa de control puede rotar el vector de ajuste de acuerdo con una Alineación de Ciclotorsion (CTA). La CTA puede corresponder a una ciclotorsión ocular y/o puede ser señalado por el rastreador ocular a la unidad de cálculo. Alternativamente o, además, la unidad de cálculo puede adaptarse además para rotar el perfil de ablación de acuerdo con la CTA. En cualquier caso, el programa de control puede aplicar la rotación en tiempo real.

Además, se ha descrito un método para generar un programa de control para controlar un láser de ablación corneal, pero no forma parte de la invención.

El método comprende las etapas de: recibir un parámetro de ajuste; determinar un primer punto en una superficie corneal; determinar un segundo punto en la superficie corneal que es diferente del primer punto; calcular un tercer punto en una línea entre el primer punto y el segundo punto de acuerdo con el parámetro de ajuste; y generar un programa de control que centra un perfil de ablación en el tercer punto.

El método puede comprender además la etapa de controlar el láser de ablación corneal de acuerdo con el programa de control.

Además, se ha descrito un producto de programa informático, pero no forma parte de la invención. El producto de programa informático comprende porciones de código de programa para realizar uno o más de los pasos de uno o más de los aspectos del método descritos en este documento cuando el producto de programa informático se ejecuta en uno o más dispositivos informáticos. El producto de programa informático puede almacenarse en un medio de grabación legible por ordenador. Alternativamente o, además, el programa informático se puede proporcionar para descargar en una red informática, por ejemplo, Internet.

La invención está definida en las reivindicaciones.

Breve descripción de los dibujos

A continuación, la invención se describirá con más detalle con referencia a realizaciones ejemplares ilustradas en los dibujos, en los que

La figura 1 ilustra esquemáticamente la estructura de un ojo en una sección paralela al plano transversal;

La figura 2 ilustra esquemáticamente una primera realización de un dispositivo para controlar un láser de ablación corneal;

La figura 3 ilustra esquemáticamente una segunda realización de un dispositivo para controlar un láser de ablación corneal que tiene un mayor grado de integración en comparación con el dispositivo mostrado en la figura 2;

La figura 4 ilustra esquemáticamente una tercera realización de un dispositivo para controlar un láser de ablación corneal que tiene un grado aún mayor de integración en comparación con el dispositivo mostrado en la figura 3;

La figura 5 ilustra esquemáticamente las coordenadas de un primer punto y un segundo punto que pueden ser utilizados por cualquiera de los dispositivos mostrados en las Figuras 2, 3 o 4;

La figura 6 ilustra esquemáticamente un desplazamiento y una rotación aplicados a las coordenadas mostradas en la figura 5;

La figura 7 ilustra esquemáticamente una interfaz de parámetros que se puede incluir en cualquiera de los dispositivos mostrados en las Figuras 2, 3 o 4;

La figura 8 ilustra esquemáticamente una variante de la interfaz de parámetros mostrada en la figura 7; y

Las figuras 9 y 10 ilustran esquemáticamente definiciones ejemplares del segundo punto.

Descripción detallada

En la siguiente descripción, con fines de explicación y no de limitación, se exponen detalles específicos, tales como configuraciones de dispositivos específicos y puntos de referencia específicos en una córnea de un ojo con el fin de proporcionar una comprensión completa de la técnica descrita en este documento. Será evidente para un experto en la materia que la técnica se puede poner en práctica en otras realizaciones que se apartan de estos detalles específicos. Aunque las siguientes realizaciones se describirán principalmente en relación con un vértice corneal o un ápex corneal o ambos, será evidente que la técnica descrita en este documento también se puede poner en práctica utilizando diferentes puntos de referencia y/o diferentes definiciones de los puntos de referencia.

Los expertos en la técnica apreciarán además que los métodos, etapas, funciones y componentes que no forman parte de la invención, explicados en este documento pueden implementarse utilizando circuitos de hardware individuales, utilizando software que funciona en combinación con un microprocesador programado o un ordenador de propósito general.

La figura 1 muestra una sección transversal esquemática de un ojo humano 100 paralela al plano transversal que incluye un eje óptico 102 del ojo 100. El ojo 100 muestra una córnea 104 con una cámara anterior 106, un iris 108, cuyo borde 109 forma el límite de una pupila 110, además con una lente 112, una fóvea 114, un eje óptico 102 y un eje visual 118. El eje óptico 102 interseca a la superficie frontal 104a de la córnea 104 en la ubicación 102a. El eje visual 118 interseca a la superficie frontal de la córnea 104 en la ubicación 118a, que se conoce como el vértice. Un ápex 116 puede definirse como el punto anterior más alto de la córnea 104, por lo que el ápex 116 no coincide con la intersección 102a del eje óptico 102. En general, el ápex 116 de la córnea 104 no se encuentra ni en la ubicación 102a ni en la ubicación del vértice 118a, de modo que el punto de intersección 118a del eje visual se encuentra entre el ápex 116 y el punto de intersección 102a del eje óptico con la superficie corneal 104a.

La figura 2 ilustra esquemáticamente una configuración 200 que comprende una sección 210 de medición y un dispositivo 220 para controlar un láser 240 de ablación corneal. El dispositivo 220 comprende una interfaz 222 de parámetros, una primera unidad 226 de determinación, una segunda unidad 224 de determinación, una unidad 228 de cálculo y una unidad 230 de control. En esta realización, la segunda unidad 224 de determinación incluye una interfaz. La unidad 230 de control está integrada en la unidad 228 de cálculo. Una unidad 232 de medición en la sección 210 de medición está conectada a la segunda unidad 224 de determinación. La unidad 232 de medición mide datos de topografía de la superficie corneal 104a de la córnea 104 del ojo 100. La medición 232 incluye una unidad 234 de detección adaptada para detectar el ápex 116 usando los datos de topografía. La unidad 234 de detección proporciona coordenadas del ápex 116 detectado en la superficie corneal 104a a la segunda unidad 224 de determinación.

El dispositivo 220 comprende además una cámara infrarroja 236. La primera 226 unidad de determinación y la cámara infrarroja 236 se refieren colectivamente a un rastreador ocular. En esta realización, la primera unidad 226 de determinación está integrada en la cámara infrarroja 236. Después de la medición, un paciente se mueve desde la sección 210 de medición al dispositivo 220 como se indica mediante una flecha 238. La cámara infrarroja 236 captura el iris 108 y la pupila 110 del ojo 100. La primera 226 unidad de determinación analiza una señal de video en tiempo real proporcionada por la cámara 236. La primera unidad 226 de determinación detecta el centro 102a de la pupila como una proyección de la córnea 104a, en base a la señal de video. La primera unidad 226 de determinación proporciona coordenadas del centro 102a de la pupila a la unidad 228 de cálculo.

La unidad 228 de cálculo está provista con coordenadas del centro 102a de la pupila como un primer punto por la primera unidad 226 de determinación. La unidad 228 de cálculo está provista además con coordenadas del ápex 116 como un segundo punto por la segunda unidad 224 de determinación. El ápex 118a también se puede detectar y utilizar como el segundo punto. Las coordenadas tanto del primer punto como del segundo punto son relativas a la córnea 104. Esto se logra utilizando un limbo del ojo 100 como estructura de referencia que define el sistema de coordenadas. Para una alta precisión de las coordenadas, el limbo se usa directamente como estructura de referencia cuando se detecta el primer punto y, opcionalmente, el segundo punto.

La realización del dispositivo 220 que se muestra en la Figura 2 incluye además un láser 240 de ablación. El láser 240 de ablación incluye una fuente de luz láser 242 y medios ópticos 244. La unidad 228 de cálculo calcula y almacena un programa 246 de control. La unidad 230 de control está conectada a la fuente 242 de luz láser y al medio óptico 244. La ejecución del programa 246 de control hace que la unidad 230 de control active la generación de pulsos láser por la fuente 242 de luz láser. El medio óptico 244 recibe y desvía transversalmente los pulsos de luz láser. La desviación es controlada por la unidad 230 de control en sincronización con la generación de pulsos. Tras la ejecución del programa 246 de control, el láser 240 de ablación emite una secuencia de pulsos de láser, que interactúan con la córnea 104 en una pluralidad de puntos según un perfil de ablación.

La figura 3 muestra otra realización de un dispositivo 220 para controlar un láser de ablación corneal. La realización del dispositivo 220 que se muestra en la figura 3 tiene componentes correspondientes y/o intercambiables como se indica mediante los números de referencia descritos anteriormente con referencia a la figura 2. La realización del dispositivo 220 que se muestra en la figura 3 difiere de la de la figura 2 en que la funcionalidad de la unidad 234 de detección que se muestra en la figura 2 está incluida en la segunda unidad 224 de determinación. La segunda unidad 224 de determinación está integrada en la unidad 228 de cálculo. La unidad 232 de medición proporciona datos de topografía (que también se denominan datos de diagnóstico) a la segunda unidad 224 de determinación como datos sin procesar a través de una interfaz 225 de datos de topografía (que también se denomina interfaz de datos de diagnóstico). La funcionalidad de detección utiliza recursos computacionales de la unidad 228 de cálculo para detectar el ápex corneal 116 y/o el vértice corneal 118a en base a los datos de topografía.

La primera unidad 226 de determinación también está integrada en la unidad 228 de cálculo, que recibe la señal de video en tiempo real desde la cámara infrarroja 236. Para una realización compacta, la primera unidad 226 de determinación y la segunda unidad 224 de determinación se implementan mediante rutinas codificadas en la memoria de la unidad 228 de cálculo.

La figura 4 ilustra esquemáticamente una tercera realización de un dispositivo 220 para controlar un láser 240 de ablación corneal en una configuración integrada 400 tanto para la medición como para la ablación con láser. Los componentes correspondientes o intercambiables descritos con referencia a la configuración 200 o 300 se indican mediante los signos de referencia correspondientes en la configuración integrada 400. El dispositivo 220 que se muestra en la figura 4 difiere del dispositivo 220 que se muestra en la figura 2 porque la unidad 232 de medición está integrada en el dispositivo 220. El paciente no tiene que moverse de una sección 210 de medición para una ablación láser posterior basada en la medición. Opcionalmente, como se muestra en la figura 4, la segunda unidad 224 de determinación que proporciona la funcionalidad de detección para el segundo punto está integrada en la unidad 232 de medición.

La generación del programa 246 de control se describe con más detalle con referencia a las figuras 5 y 6. La figura 5 ilustra esquemáticamente los datos 500 de topografía proporcionados por la unidad 232 de medición. En el ejemplo de la figura 5, los datos 500 de topografía están representados por líneas de contorno. Las líneas de contorno resultan a partir de una función de perfil Z(X,Y), que indica la "altura" de la superficie corneal 104a por medio de una coordenada Z. La coordenada Z puede coincidir con el eje óptico 102. El perfil corneal Z(X,Y) es una función de las coordenadas X e Y en un plano coronario. Más precisamente, el plano de las coordenadas X e Y puede definirse con relación al ojo 100. Por ejemplo, el plano puede ser perpendicular al eje óptico 102. En una realización reducida, el plano puede ser estacionario. Por ejemplo, el plano se puede definir en relación con el dispositivo 220.

Las coordenadas X e Y dentro del plano siempre se definen en relación con el ojo 100, independientemente de si el plano o el eje Z se define en relación con el ojo 100. Por ejemplo, el primer punto 502 proporcionado por la primera unidad 226 de determinación puede definir el origen de las coordenadas X e Y. La primera unidad 226 de determinación del rastreador ocular no solo define el origen del sistema de coordenadas sino también su orientación. Se promedia al menos un conjunto, por ejemplo, tres conjuntos, de datos en bruto proporcionados por la unidad 232 de medición. En base a los datos promediados, se derivan los datos 500 de topografía. El segundo punto 504 se detecta en base a los datos 500 de topografía. En el ejemplo que se muestra en la figura 5, el segundo punto 504 es el ápex 116.

La unidad 228 de cálculo calcula un vector 506 de ajuste (también denominado vector de correlación). El vector 506 de ajuste apunta desde el primer punto 502 al segundo punto 504. En respuesta al segundo punto proporcionado por la segunda unidad 224 de determinación, las coordenadas del primer punto 502 se reciben desde el rastreador ocular y el vector 506 de ajuste se calcula como una diferencia de vectores. La recepción de datos y el cálculo pueden repetirse, por ejemplo, tres veces. Si los vectores candidatos resultantes son consistentes, los vectores candidatos se promedian produciendo el vector 506 de ajuste. La consistencia está determinada por una varianza de los vectores candidatos.

El programa de control repite continuamente el cálculo del vector de ajuste a medida que el rastreador ocular detecta un movimiento del ojo. El rastreador ocular proporciona la posición del centro 102a de la pupila como el primer punto 502 basado en la detección de seis grados de libertad independientes, que también se denomina "detección 6D". La detección 6D explica tanto un movimiento del ojo 100 como un movimiento de la cabeza del paciente.

El programa 246 de control actualiza continuamente los puntos de la ablación con láser basándose en el vector 506 de ajuste calculado continuamente. La figura 6 muestra con más detalle la detección del primer punto 502 y la actualización del vector 506 de ajuste. Como se describe en la patente europea EP 1 985 269 B1, un tamaño cambiante de la pupila

110 puede estar asociado con un desplazamiento del centro aparente 102a de la pupila con respecto a la córnea 104, que es sometida a la ablación con láser. El cambio está indicado por una pupila fotópica 600 y una pupila mesópica 601 mostradas esquemáticamente en la figura 6. La unidad 234 de detección o la funcionalidad de detección incluida en la segunda unidad 224 de determinación corrige una desviación entre el centro aparente 602 de la pupila y el primer punto 502 por medio de una Compensación de Desplazamiento del Centro de la Pupila (PCSC) 603.

Además, uno de los seis grados de libertad detectados por el rastreador ocular indica un cambio en la orientación angular del ojo, que también se conoce como alineación de ciclotorsión (CTA). El programa 246 de control corrige la CTA haciendo girar el sistema de coordenadas alrededor del primer punto 502. En virtud de la rotación de un ángulo α_{CTA} de CTA, un segundo punto 604 anterior y un vector 606 de ajuste anterior se actualizan en tiempo real en respuesta a la CTA detectada, produciendo el segundo punto 504 y el vector 506 de ajuste.

La figura 7 ilustra esquemáticamente la interfaz 222 de parámetros utilizada en cada una de las configuraciones 200, 300 y 400 del dispositivo 220. La interfaz 222 de parámetros permite a un usuario, por ejemplo, un cirujano, definir o alterar un parámetro de ajuste. La interfaz 222 de parámetros incluye una imagen 702 en tiempo real del ojo 100, una ventana 704 de información, un indicador 706 de parámetros manual y una barra de desplazamiento 708. La barra de desplazamiento 708 incluye un control deslizante 710 que se puede desplazar a lo largo de una barra 712 en respuesta a la entrada del usuario.

El parámetro de ajuste se puede introducir como valores de índice en la invitación manual 706 de usuario. Alternativamente, la posición del deslizador 710 dentro de la barra 712 define el valor del parámetro de ajuste. El parámetro de ajuste también se puede cambiar paso a paso utilizando un botón 714 de incremento o un botón 716 de decremento.

Una línea recta que conecta el primer punto 502 y el segundo punto 504 se superpone a la imagen 702 en tiempo real. La unidad 228 de cálculo escala el vector 506 de ajuste de acuerdo con el parámetro de ajuste. Un tercer punto 718 es definida en la línea comenzando en el primer punto 502 y agregando el vector 506 de ajuste puesto a escala. En otras palabras, el vector de ajuste puesto a escala apunta desde el primer punto 502 al tercer punto 718. Si se introduce un valor máximo, por ejemplo, 12, en la invitación manual 706 de usuario o el deslizador 710 se desplaza al extremo derecho de la barra 712, el vector de ajuste puesto a escala es igual al vector de ajuste de modo que el tercer punto 718 coincide con el segundo punto 504. Si, por otro lado, se introduce un valor mínimo, por ejemplo, 0, en la invitación manual 706 o el deslizador 710 se desplaza al extremo izquierdo de la barra 712, el factor de puesto a escala para la escala del vector 506 de ajuste es cero, de modo que el tercer punto 718 coincide con el primer punto 502.

Para cualquier valor de parámetro entre el valor mínimo y el valor máximo, el tercer punto se encuentra en la línea entre el primer punto 502 y el segundo punto 504. La posición del tercer punto 718 en la línea entre el primer punto 502 y el segundo 504 está relacionada linealmente con el parámetro de ajuste. Denominando el primer punto 502 por P1 y el segundo punto 504 por P2, el tercer punto 718 es

$$P3 = P1 + s * \overrightarrow{P1\,P2},$$

en donde $\overrightarrow{P1\,P2}$ es el vector 506 de ajuste y $s * \overrightarrow{P1\,P2}$ es el vector de ajuste puesto a escala. Denominando el parámetro de ajuste por p, el valor mínimo del parámetro de ajuste por p_{min} y el valor máximo por p_{max} el factor de puesto a escala s se calcula de acuerdo con

$$s = (p-p_{min})/(p_{max}-p_{min}).$$

Se observa que el factor s de puesto a escala es el parámetro de ajuste, si $p_{max} = 1$ y $p_{min} = 0$. El tercer punto está en la línea y separado del primer punto 502 por una distancia

$$|s * \overrightarrow{P1\,P2}| = s * |\overrightarrow{P1P2}| = [\,(p-p_{min}) * |\overrightarrow{P1\,P2}|\,] / (p_{max}-p_{min}),$$

en donde $|\overrightarrow{P1\,P2}|$ es la longitud de la línea, es decir, la distancia entre el primer punto 502 y el segundo punto 504. En otras palabras, el tercer punto está en la línea y separado del segundo punto 504 por una distancia

$$[\,(p_{max}-p) * |\overrightarrow{P1\,P2}|\,] / (p_{max}-p_{min}).$$

En una variante avanzada, el parámetro de ajuste p no está relacionado linealmente con la posición del tercer punto 718 en la línea. Una función de control no lineal y estrictamente creciente de modo monótono

$$s = f(p)$$

dependiendo del parámetro de ajuste p puede ayudar a posicionar con mayor precisión el tercer punto 718 en un área importante de la ablación corneal, por ejemplo, en la proximidad del eje visual 124. Denominando el parámetro de ajuste correspondiente al tercer punto 718 más cercano al eje visual 124 o en el eje visual 124 por p_{VA}, la función no lineal f(p) puede aumentar más lentamente en las proximidades de p_{VA} que lejos de la proximidad de p_{VA}. A modo de ejemplo, la

función no lineal

$$s = [(p - p_{VA})^3 - (p_{min} - p_{VA})^3] / [(p_{max} - p_{VA})^3 - (p_{min} - p_{VA})^3]$$

permite un ajuste fino del tercer punto 718 cerca del eje visual 124.

El parámetro de ajuste se inicializa, de modo que el tercer punto 718 se desplaza en la línea, por ejemplo, al 60% del primer punto 502 hacia el segundo punto 504, es decir, de modo que s = 0,6. El valor inicial del parámetro de ajuste se aplica para la generación del programa 246 de control en ausencia de una entrada del usuario.

La interfaz 222 de parámetros mostrada en la figura 7 incluye además una sección transversal esquemática de la córnea 104, en la que una línea curva 720 ilustra la superficie corneal 104a en la sección transversal. Los puntos 722, 724 y 728 representan el primer punto 502, el segundo punto 504 y el tercer punto 718, respectivamente.

Siempre que se introduce un parámetro de ajuste en la invitación manual 706, el control deslizante 710, el tercer punto 718 superpuesto en la imagen 702 en tiempo real y la representación esquemática que incluye el punto 728 se actualizan. De forma similar, el valor numérico que se muestra en la invitación manual 706, el tercer punto superpuesto 718 y el punto 728 de la representación esquemática también se actualizan en respuesta a una entrada del usuario en la barra 708 de desplazamiento.

Durante la ejecución del programa 246 de control, el vector 606 de ajuste aparente es girado según el ángulo α_{CTA} de CTA y se escala según el parámetro de ajuste. La suma del vector 603 de PCSC y el vector 506 de ajuste girado y puesto a escala se calcula continuamente, de modo que el tercer punto 718 se actualiza en tiempo real basado en el centro 602 de la pupila aparente y la suma vectorial del vector 603 de PCSC y el vector de ajuste girado y puesto a escala, o basado en el centro de la pupila después de la compensación como el primer punto 502 y el vector 506 de ajuste girado y puesto a escala. El programa 246 de control controla mediante la unidad 230 de control el láser 240 de ablación, de modo que el láser de ablación sigue un movimiento del ojo en tiempo real detectado por el rastreador ocular y se centra continuamente en el tercer punto 718 en la línea entre primer punto 502 y el segundo punto 504 de acuerdo con el parámetro de ajuste. El tercer punto 718 se establece así por medio de la interfaz 222 de parámetros antes de la ablación con láser y el programa de control mantiene el tercer punto 718 como el centro del perfil de ablación con respecto a la córnea 104 a lo largo de la ablación con láser.

La figura 8 muestra una variante de la interfaz 222 de parámetros, que muestra el caso de un queratocono. Detalles adicionales de la imagen 702 en tiempo real y la representación esquemática de la sección transversal a lo largo de la línea 720 se ilustran esquemáticamente en la figura 8. Los detalles pueden reemplazar en parte o completamente las características correspondientes de la interfaz 222 de parámetros mostrada en la figura 7. Otras características de la interfaz 222 de parámetros se han omitido en la figura 8 para mayor claridad de la ilustración. La imagen 702 en tiempo real del ojo 100 incluye una superposición del primer punto 502 y dos segundos puntos 504A y 504V. El primer punto 502 está definido por el centro 136 de la pupila corregido por PCSC. El segundo punto 504A es el ápex 116 y el segundo punto 504V está definido por el vértice 118a. La línea incluye así dos segmentos: un segmento de ápex desde el primer punto 502 hasta el segundo punto 504A y un segmento de vértice desde el primer punto 502 hasta el segundo punto 504V. Típicamente, el segmento de ápex y el segmento del vértice de la línea son esencialmente paralelos, de modo que la línea que incluye ambos segmentos es esencialmente recta. Sin embargo, no se requiere que la línea incluya solo segmentos paralelos. Por ejemplo, la línea puede tener un pliegue en el primer punto 502. En la situación ejemplar ilustrada esquemáticamente en la figura 8, el tercer punto 718 está en el segmento de vértice.

La representación esquemática de la sección transversal a lo largo de la línea y perpendicular a la superficie corneal 104a se muestra en la mitad inferior de la figura 8. La sección transversal esquemática incluye la línea curva 720 que indica la superficie corneal 104a en la sección transversal, representando el punto 722 el primer punto 502, representando los puntos 724A y 724V los segundos puntos 504A y 504V, respectivamente, e indicando el punto 728 la posición del tercer punto 718.

El parámetro de ajuste puede introducirse en la invitación manual 706 por medio de valores porcentuales. Una letra adicional A o V adjunta al signo de porcentaje indica el segmento de ápex o el segmento del vértice, respectivamente. En consecuencia, un valor porcentual con el sufijo "%A" indica un desplazamiento desde el primer punto 502 hacia el segundo punto 504A como se indica mediante una flecha 730A. De manera similar, un valor porcentual concluido por "%V" define un parámetro de ajuste para el tercer punto 718 desplazado en una dirección 730V desde el primer punto 502 hacia el segundo punto 504V.

La unidad 728 de cálculo calcula los vectores 506 de ajuste correspondientes para las direcciones 730A y 730V y escala el vector 506 de ajuste indicado por la letra "A" o "V" según el valor porcentual. El tercer punto 718 en la línea se calcula así comenzando con las coordenadas del primer punto 502 y sumando la longitud y la dirección del vector 506 de ajuste puesto a escala indicado.

La figura 9 ilustra esquemáticamente una vista 900 en sección transversal exagerada perpendicular a la superficie corneal 104a. La vista 900 en sección transversal muestra una disposición relativa ejemplar del centro 102a de la pupila, el vértice corneal 118a y el ápex corneal 116. La línea 910 (que puede incluir dos o más segmentos 912, 914) muestra la

línea de alineación del perfil de ablación (que también puede denominarse un perfil de aplanamiento). El segundo punto puede ser cualquier punto entre el ápex 116 y el vértice 118a, y opcionalmente después de la proyección a la superficie corneal 104a o al plano, por ejemplo, el plano definido por el sistema de coordenadas. A modo de ejemplo, el punto intermedio puede funcionar como el segundo punto. Por ejemplo, el punto intermedio puede definirse por la intersección de la primera línea auxiliar 920 y la segunda línea auxiliar 922. La primera línea auxiliar 920 puede ser la línea recta que conecta el ápex 116 y el vértice 118a. La segunda línea auxiliar 922 puede ser la bisectriz angular entre los segmentos 912 y 914. Opcionalmente, el punto de intersección puede proyectarse a la superficie corneal 104a o al plano.

La figura 10 ilustra esquemáticamente ubicaciones adicionales 1010 y 1012 que pueden usarse para el segundo punto. Como diferencia a la definición del segundo punto descrito anteriormente con referencia a la figura 9, la relación mostrada en la figura 10 es tridimensional. En consecuencia, cada punto se define mediante las coordenadas tridimensionales correspondientes en el espacio. Los tres puntos correspondientes al ápex 116, el vértice 118a y el LCR definen un plano 1020. Cada punto en el plano 1020 abarcado por el ápex 116, el vértice 118a y el LCR puede usarse para el segundo punto.

Como ha resultado evidente a partir de la descripción anterior de realizaciones ejemplares y de sus variantes, la técnica permite desplazar el centro de una ablación corneal con láser de manera guiada en una línea, que es fija con relación a la córnea, incluso si la córnea se mueve debido a un movimiento ocular mientras la córnea está sujeta a la ablación con láser. La determinación automática del primer punto y el segundo punto elimina una estimación subjetiva de la posición central óptima para la ablación con láser. Además, la posición central puede cuantificarse o incluso predefinirse mediante el parámetro de ajuste. Aunque se ha descrito que la línea incluye uno o dos segmentos, la técnica no se limita a un cierto número de segmentos o a un cierto número de segundos puntos utilizados para definir los segmentos de la línea. La línea también puede tener forma de estrella. Por ejemplo, la línea puede comprender tres o más segmentos, teniendo cada segmento el primer punto como un primer punto final y uno diferente de los segundos puntos como un segundo punto final.

En lo anterior, se han descrito de manera ejemplar principios, realizaciones y diversos modos de implementación de la técnica expuesta en el presente documento. Sin embargo, la presente invención no debe interpretarse como limitada a los principios, realizaciones y modos particulares expuestos anteriormente. En vez de ello, será evidente que un experto en la materia puede hacer variaciones y modificaciones sin apartarse del alcance de la presente invención como se define en las siguientes reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo (220) para controlar un láser (240) de ablación corneal, comprendiendo el dispositivo:

- una interfaz (222) de parámetros adaptada para recibir un parámetro (p) de ajuste;

- una primera unidad (226) de determinación adaptada para determinar un primer punto (502) en una superficie corneal (104a);

- una segunda unidad (224) de determinación adaptada para determinar un segundo punto (504) en la superficie corneal (104a) que es diferente del primer punto (502);

- una unidad (228) de cálculo adaptada para determinar un tercer punto (718) en una línea entre el primer punto (502) y el segundo punto (504) de acuerdo con el parámetro (p) de ajuste y generar un programa (246) de control, en el que el programa (246) de control centra un perfil de ablación en el tercer punto (718); y

- una unidad (230) de control adaptada para controlar el láser (240) de ablación corneal de acuerdo con el programa (246) de control.

2. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que el parámetro (p) de ajuste representa un único grado de libertad.

3. Dispositivo según la reivindicación 1 o 2, en el que el segundo punto (504) es un ápex (116), un vértice (118a) o un punto intermedio.

4. El dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, que comprende además al menos una de una interfaz (225) de datos de diagnóstico adaptada para recibir datos (500) de diagnóstico de la superficie corneal (104a) y una unidad (232) de medición adaptada para medir los datos (500) de diagnóstico.

5. Dispositivo según la reivindicación 4, en el que la segunda unidad (224) de determinación determina el segundo punto (504) en base a los datos (500) de diagnóstico.

6. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el primer punto (502) es una proyección de un centro (102a) de la pupila en la superficie corneal.

7. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende además un rastreador ocular (236) adaptado para rastrear el primer punto (502), en el que la primera unidad (226) de determinación se puede conectar o incluir en el rastreador ocular (236).

8. El dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la unidad (228) de cálculo está adaptada además para calcular el perfil de ablación teniendo en cuenta que el centrado del perfil de ablación está en la línea.

9. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la interfaz (222) de parámetros incluye un dispositivo (702) de visualización adaptado para invitar al usuario a que introduzca el parámetro (p) de ajuste.

10. Dispositivo según la reivindicación 9, en el que la unidad (228) de cálculo está adaptada además para emitir, en el dispositivo (702) de visualización o un dispositivo de visualización dedicado, una vista de la superficie corneal (104a) superpuesta por al menos uno del primer punto (502), el segundo punto (504), el tercer punto (718), la línea y un área que indica el perfil de ablación.

11. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la unidad (228) de cálculo está adaptada además para calcular un vector (506) de ajuste que apunta desde el primer punto (502) al segundo punto (504).

12. Dispositivo según la reivindicación 11, en el que la unidad (228) de cálculo está adaptada además para poner a escala el vector (506) de ajuste de acuerdo con el parámetro (p) de ajuste.

13. Dispositivo según la reivindicación 11 o 12, en el que el programa (246) de control desplaza el vector (506) de ajuste según un PCSC (603).

14. Dispositivo según las reivindicaciones 11 a 13, en el que el programa (246) de control gira el vector (506) de ajuste de acuerdo con una CTA (α_{CTA}).

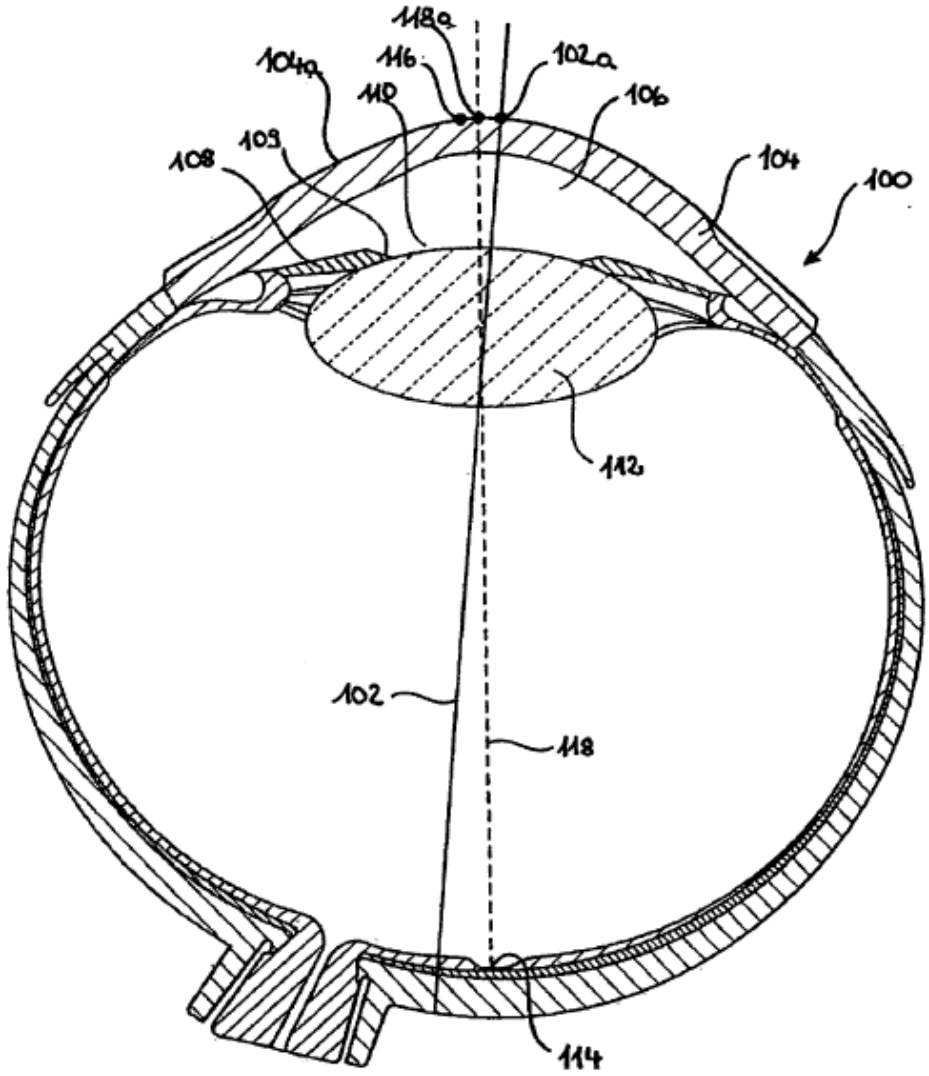

Fig. 1

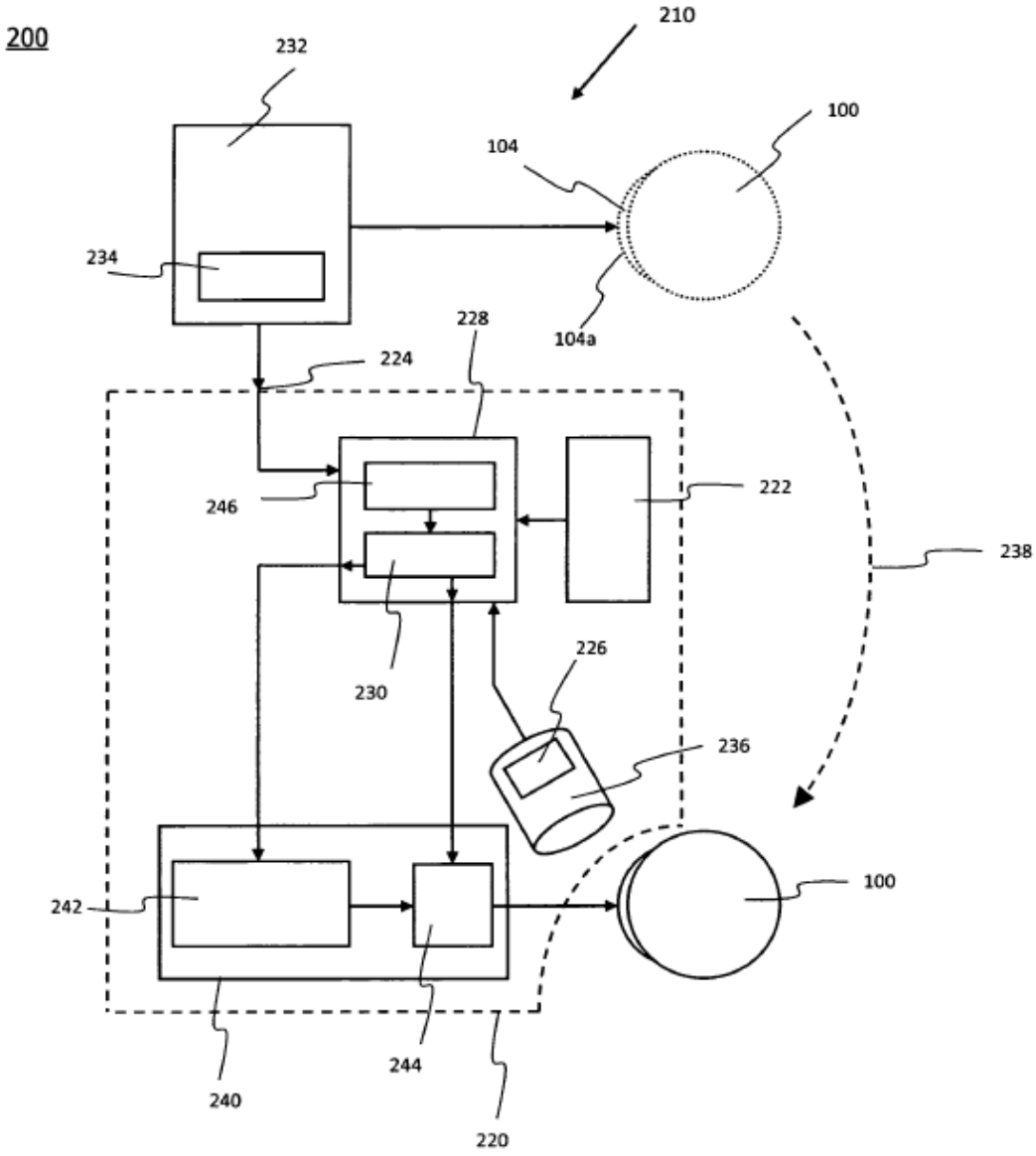
200
210
232
100
104
234
104a
228
224
222
246
238
230
226
236
100
242
240
244
220

Fig. 2

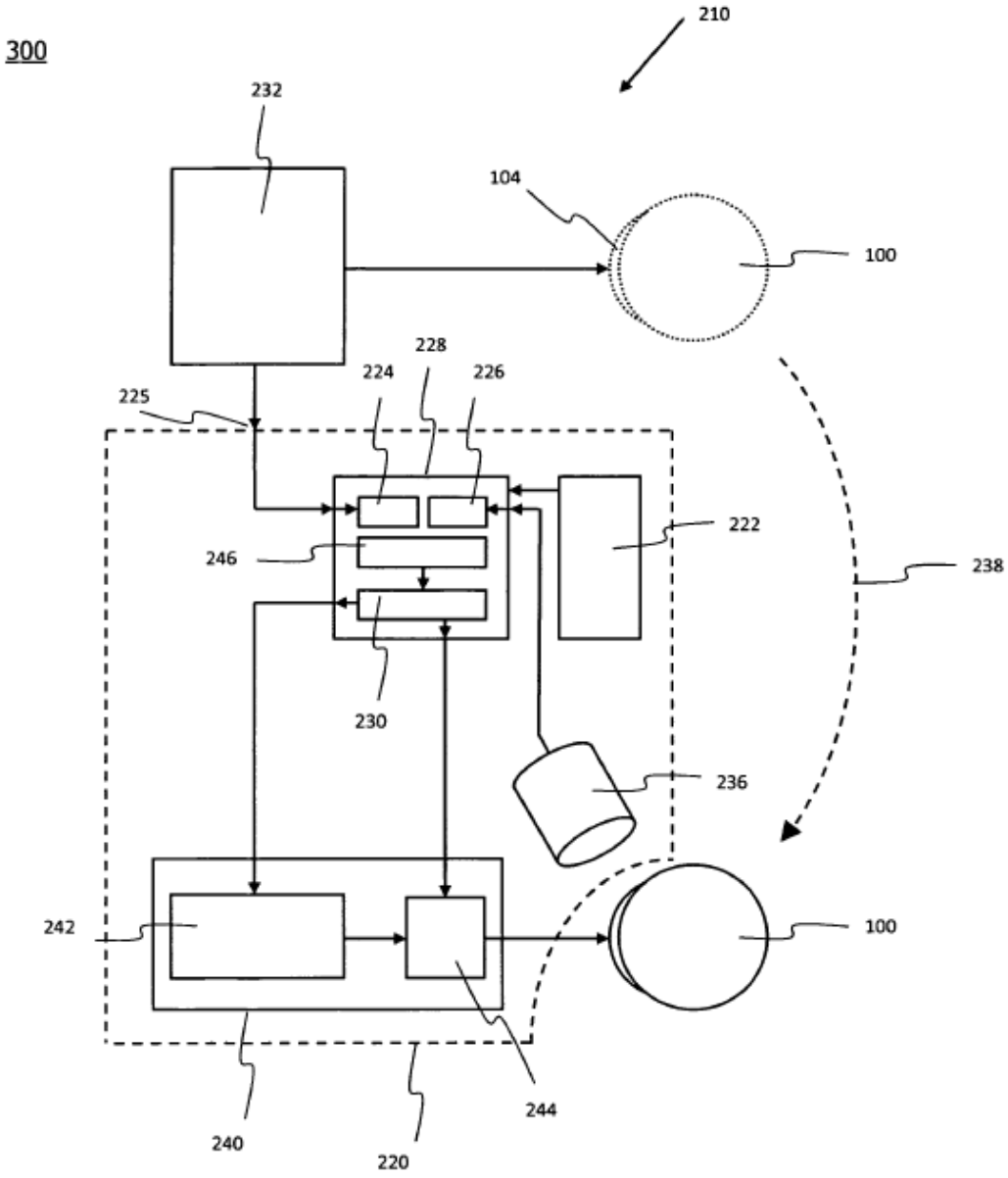
300
210
232
104
100
228
224
226
225
222
246
238
230
236
242
100
240
220
244

Fig. 3

400

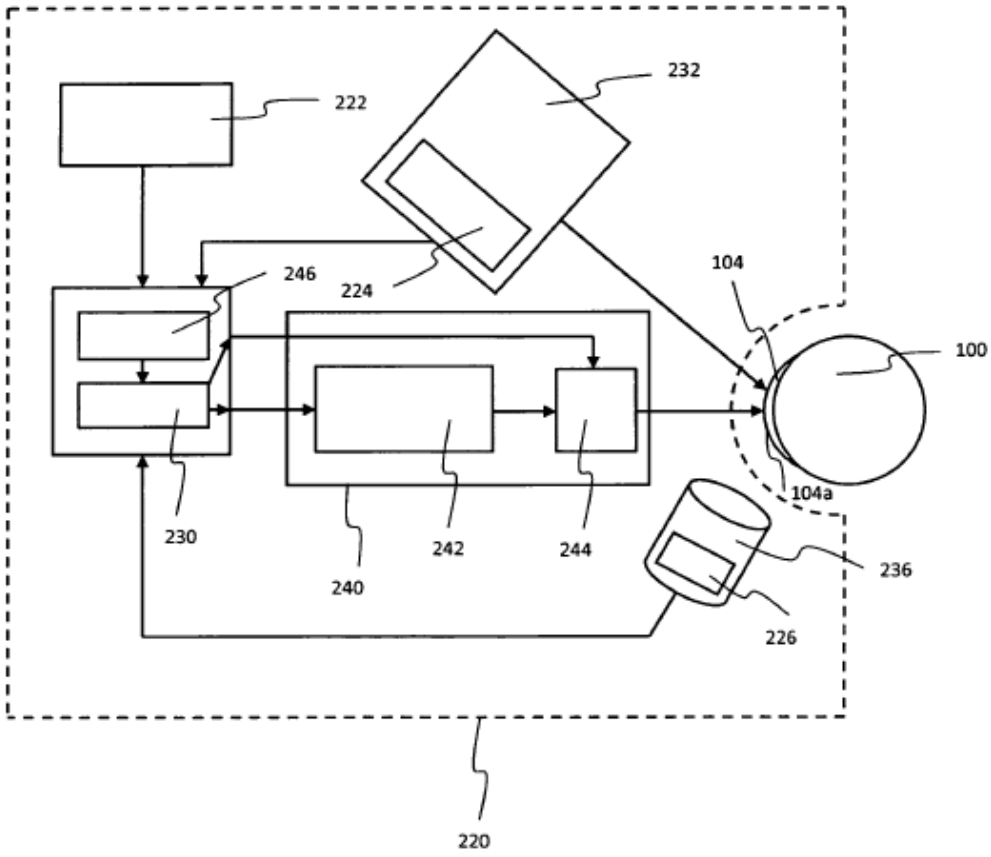

Fig. 4

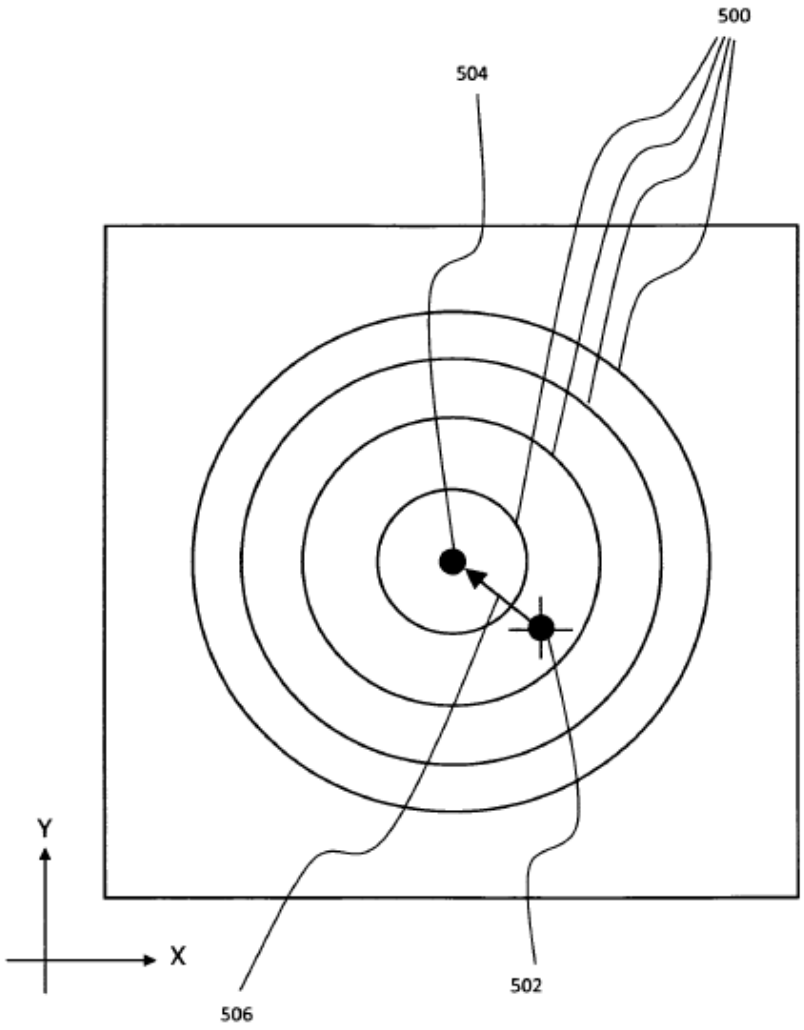

Fig. 5

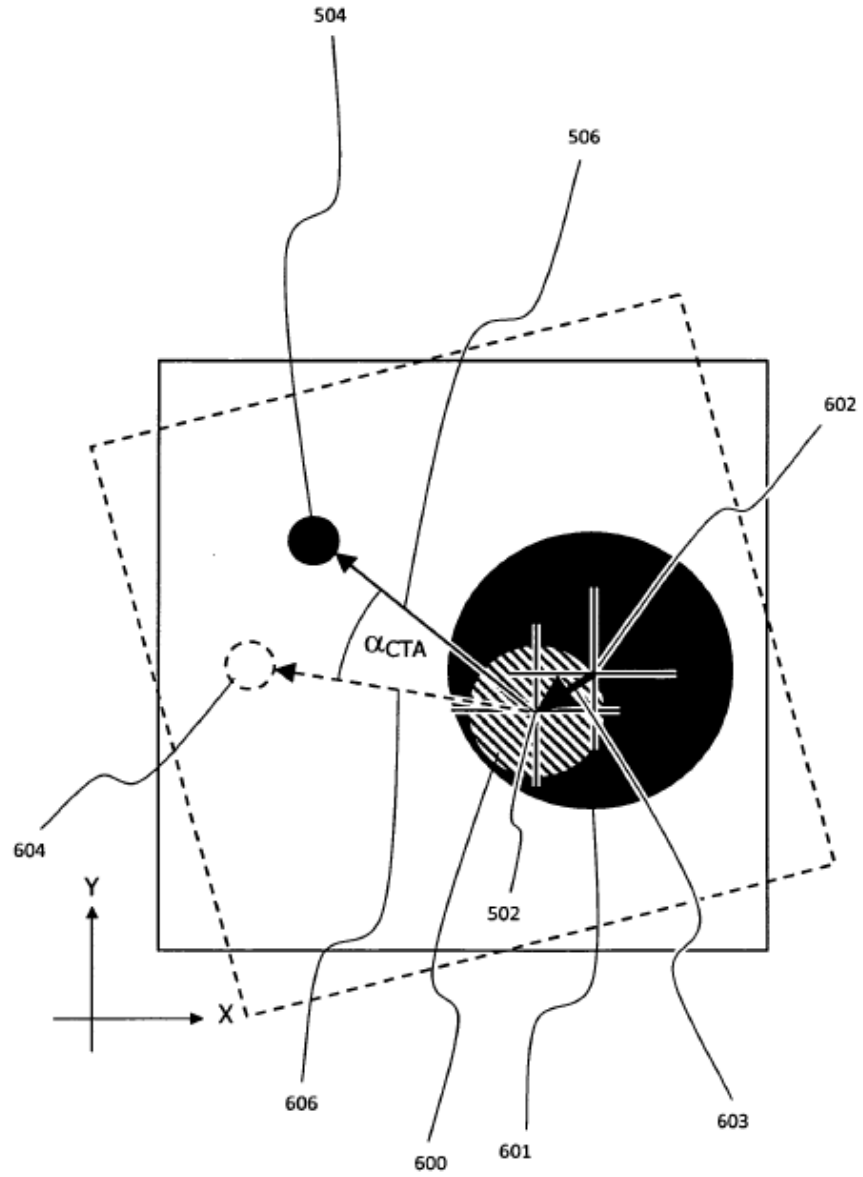

Fig. 6

222

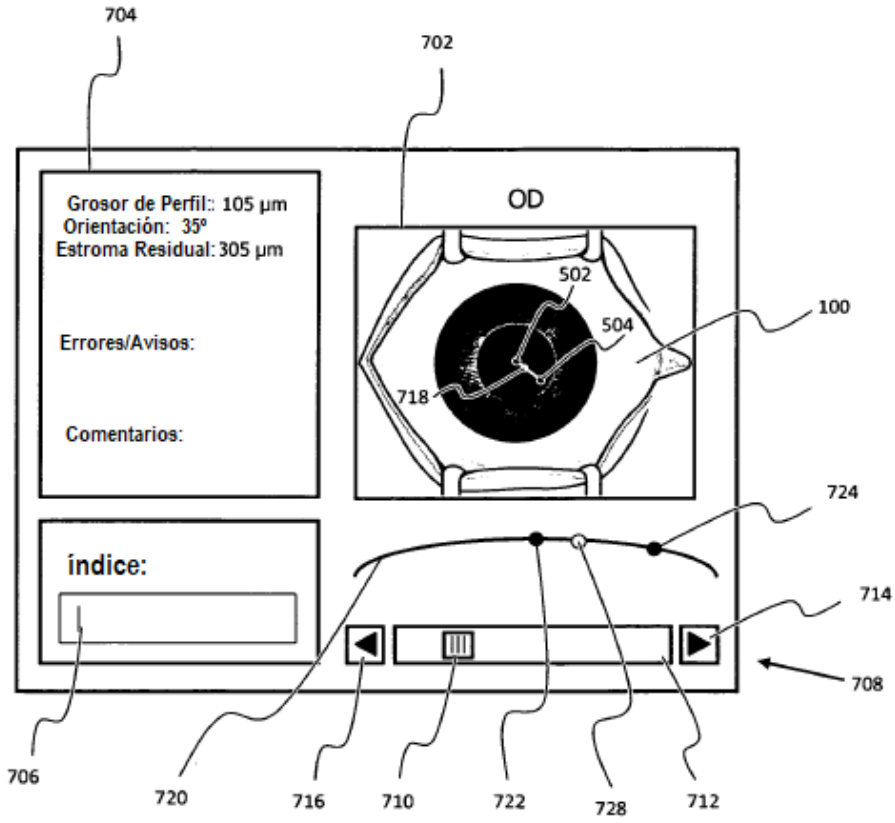
704
702
Grosor de Perfil:: 105 µm
Orientación: 35º
Estroma Residual: 305 µm
Errores/Avisos:
Comentarios:
OD
502
504
100
718
724
índice:
714
708
706
720
716
710
722
728
712

Fig. 7

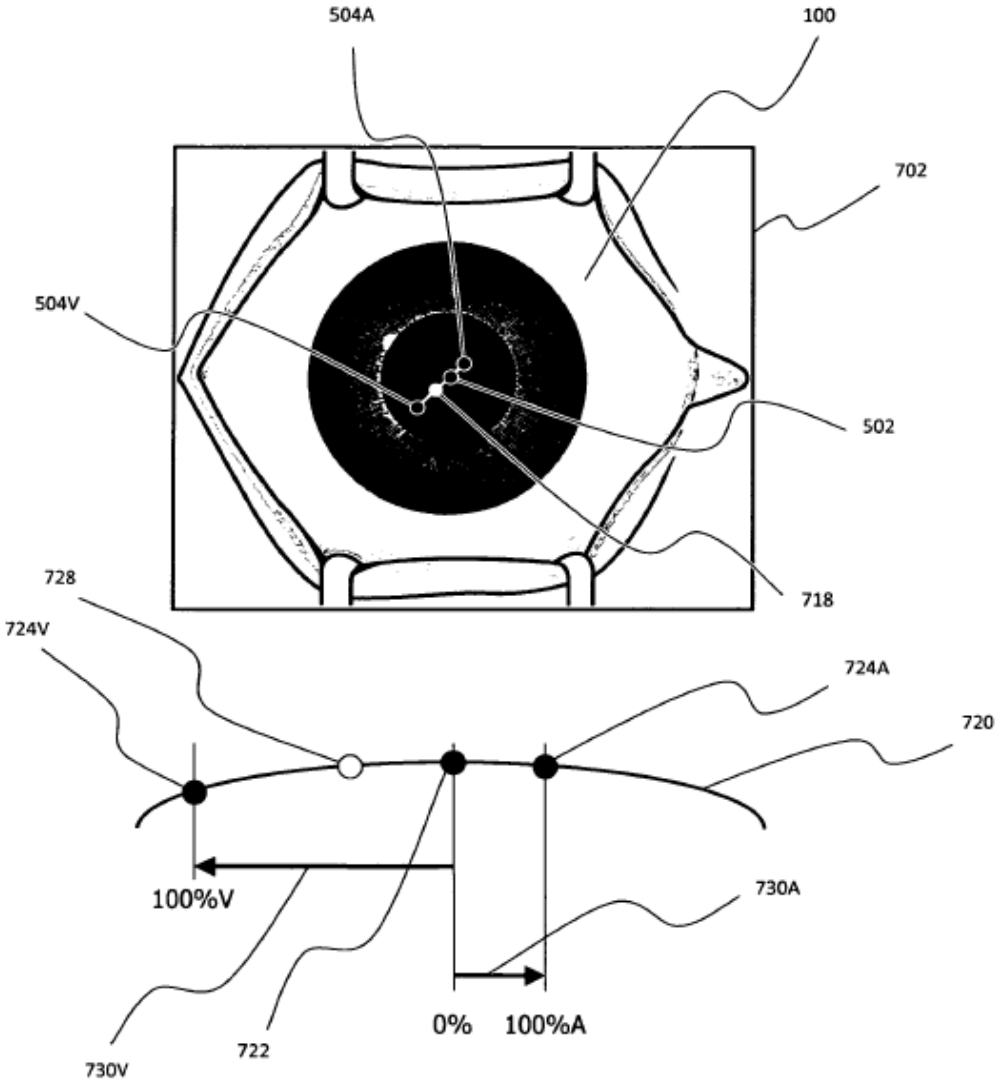
504A
100
702
504V
502
718
728
724V
724A
720
100%V
730A
0%
100%A
730V
722

Fig. 8

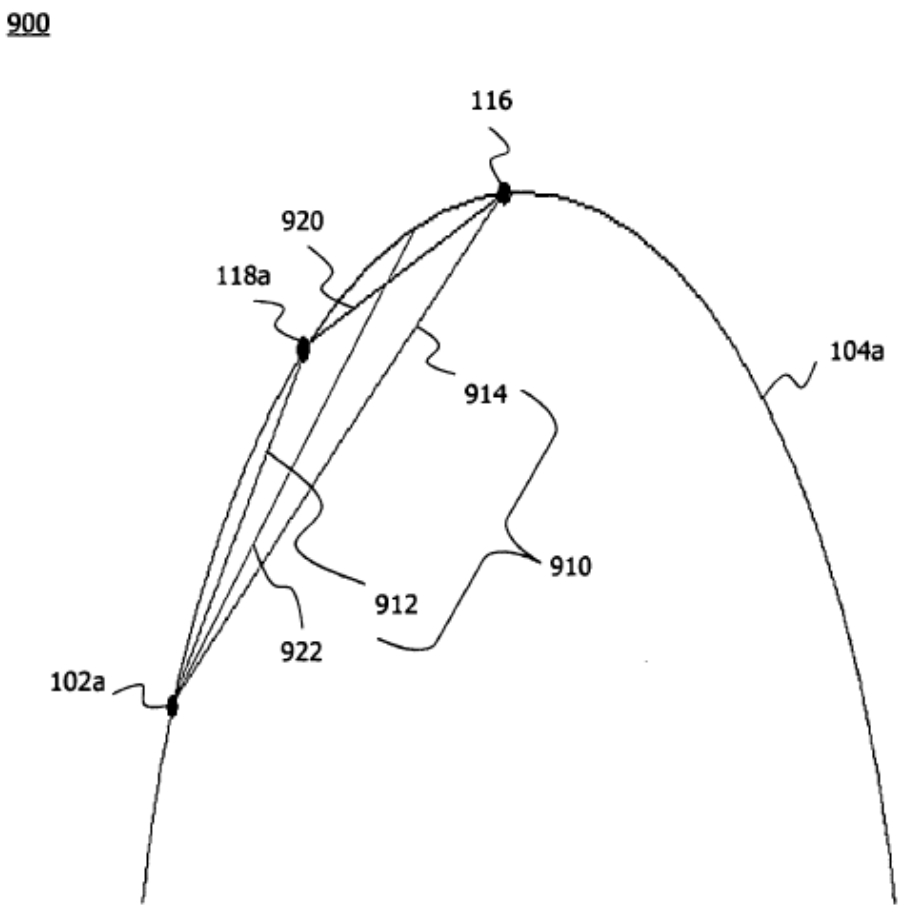

Fig. 9

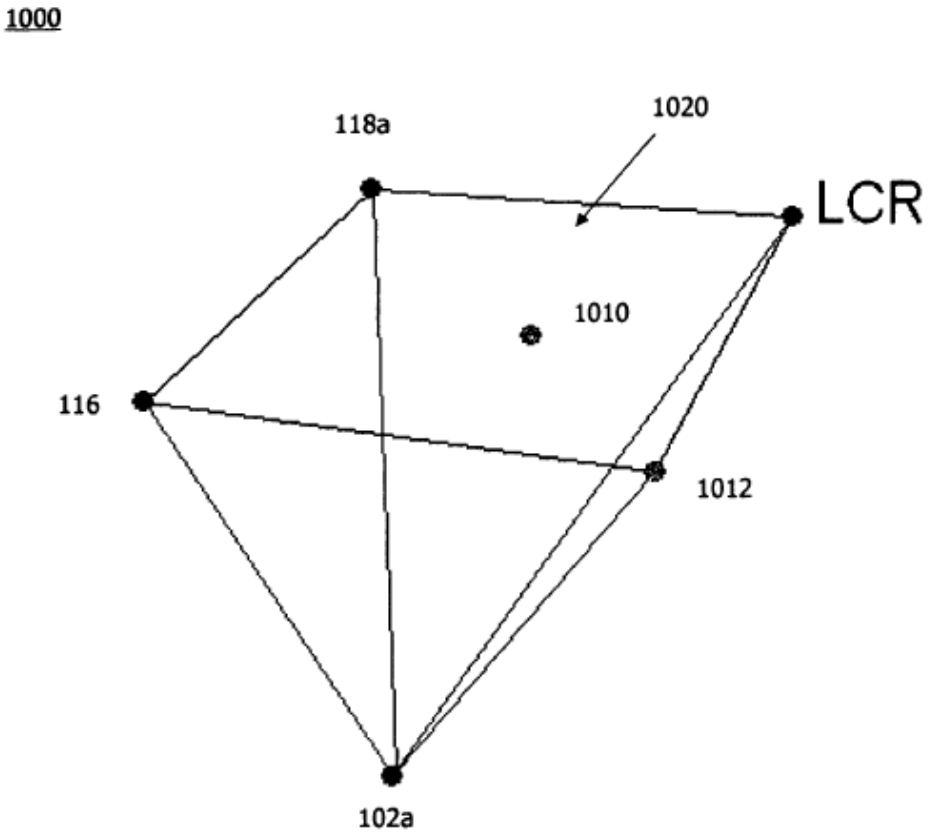

Fig. 10