



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 253 139**

51 Int. Cl.:
A61B 5/117 (2006.01)
A61B 3/00 (2006.01)
G06K 9/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **04724579 .0**
96 Fecha de presentación : **31.03.2004**
97 Número de publicación de la solicitud: **1613215**
97 Fecha de publicación de la solicitud: **11.01.2006**

54 Título: **Sistema y método para adquirir datos de un ojo.**

30 Prioridad: **11.04.2003 US 462551 P**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
06.07.2011

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
06.07.2011

73 Titular/es: **Bausch & Lomb Incorporated**
One Bausch & Lomb Place
Rochester, New York 14604-2701, US

72 Inventor/es: **Björn, Kahlen**

74 Agente: **Ungría López, Javier**

ES 2 253 139 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 y método para adquirir datos de un ojo

- 5 La invención se refiere, en general, al campo de la diagnosis y tratamiento de un ojo y se refiere más particularmente a un sistema y un método para adquirir datos de un ojo de un paciente.

10 El documento WO 01/78584 A2 describe el registro de un ojo y un sistema de control de alineación de astigmatismo y un método correspondiente. Un sistema de orientación para cirugía ocular correctiva incluye una cámara para realizar un primer mapeado de imagen del ojo de un paciente usando una característica del ojo predeterminada y un software para procesar el primer mapa de imagen para determinar una localización de borde de la característica. Un segundo mapeo de imagen se realiza con el paciente en una posición diferente. El segundo mapa de imagen se procesa para localizar la característica. Como alternativa, se usa un bolígrafo para realizar dos marcas de alineación en el ojo. Se forman imágenes del ojo con un paciente en otra posición, y la imagen se expone. El software superpone una retícula gráfica sobre la imagen del ojo, que puede moverse para alinearse con las dos marcas de alineación. En ambos casos el software calcula también un cambio de orientación a aplicar a una prescripción correctiva para un procedimiento quirúrgico a realizar en el ojo, con un paciente en la segunda posición.

20 En el documento US 2002/0097378 A1 se describen un aparato y un método para la medición de la pupila y un aparato de corrección de la refracción. El aparato de medición de pupila comprende una videocámara para obtener una imagen del globo ocular. Comprende adicionalmente una unidad de procesamiento para calcular la posición y torsión de una pupila del globo ocular, y una unidad indicadora para producir la posición calculada y el ángulo de torsión. El resultado puede usarse para un ajuste automatizado durante la cirugía con láser refractivo. Más específicamente, una posición central del dispositivo aritmético determina la posición central de la pupila, que se comprara con la posición de referencia de la pupila. Adicionalmente, un ángulo de torsión del dispositivo aritmético recibe los datos de imagen que han experimentado la filtración y las coordenadas polares/transformación ortogonal. En esta unidad, los datos de imagen recibidos se correlacionan con los datos de imagen almacenados previamente del ojo. Haciendo girar los datos de imagen almacenados alrededor de un eje de rotación mediante un ángulo de rotación predeterminado se calcula un valor de correlación para cada uno de la pluralidad de ángulos de rotación usando una función de correlación mutua. El valor del ángulo de rotación al que el valor de correlación se maximiza se calcula como un ángulo de torsión.

35 El documento WO 02/064031 A2 se refiere a un sistema de seguimiento de un ojo multidimensional y de medición de la posición para diagnosis y tratamiento del ojo. Más específicamente, una imagen obtenida a partir de un dispositivo de formación de imagen se procesa para medir las posiciones horizontal vertical y torsional del ojo determinando la posición de las marcas de referencia naturales o artificiales en el ojo, tales como, entre otras, pupila, estructuras del iris, límite iris/limbo, vasos sanguíneos, marcadores/marcas aplicados, reflexiones de la iluminación, los límites de solapa LASIK de la córnea y también las marcas aplicadas con la láser sobre la córnea. El seguimiento independiente del tamaño de la pupila se obtiene corrigiendo periódicamente cualquier desviación del centro de pupila introducida por la dilatación de la pupila u otros factores. La corrección se realiza mediante el trazado paralelo de puntos de referencia que se sabe que son estables con respecto a la córnea durante la cirugía, tales como, por ejemplo, el límite del limbo. Un seguimiento del ojo torsional se realiza mediante el registro de al menos dos marcas de referencia distintas en el ojo. En una etapa de inicialización se adquiere una imagen de referencia y se analiza para determinar las marcas de referencia adecuadas para el registro, y dichos puntos de referencia se almacenan como plantillas de imagen junto con su posición relativa al centro de pupila. En una etapa de seguimiento se busca la plantilla de cada punto de referencia en la imagen entrante mediante técnicas de correlación cruzada. La torsión entre la imagen de referencia y la actual se calcula mediante una aproximación de mínimos cuadrados óptima de la matriz de rotación de la plantilla de referencia y la plantilla correspondiente.

50 El documento WO 128476A describe un sistema y un método en el que se toma una imagen del iris o del ojo durante un análisis de diagnosis refractiva. La imagen se emplea para alinear datos a partir del análisis con datos de otros instrumentos de análisis refractivo, así como para la alineación de una herramienta quirúrgica refractiva, tal como un láser, con el ojo para tratamiento. Adicionalmente, la imagen del iris almacenada se compara con el iris del paciente antes del tratamiento, verificando que se va a tratar el ojo correcto, con un patrón de tratamiento desarrollado. Puede usarse una diversidad de instrumentos refractivos, tal como sistemas de topografía corneana y sistemas de aberración del frente de ondas.

60 El documento US-A-5291560 describe un sistema para identificación rápida y automática de personas. El iris del ojo se usa como una huella dactilar óptica. Los algoritmos de análisis de imagen encuentran el iris en una imagen de vídeo en vivo de la cara de una persona y codifican su textura en una firma compacta o "código de iris". La textura del iris se extrae de la imagen a múltiples escalas de análisis mediante un conjunto auto-similar filtros de paso de banda de cuadratura (2-D Gabor) definidos en un sistema de coordenadas polares adimensional. El signo de la proyección de muchas partes diferentes del iris sobre estos filtros de cuadratura multi-escala determina cada bit en un código de iris abstracto (256 bytes). El reconocimiento del patrón se consigue combinando métodos de procesamiento de señales especiales con una teoría de decisión estadística, que conduce a un ensayo estadístico de independencia basado en una similitud métrica (la distancia de Hamming) que se calcula a partir del XOR de dos

códigos de iris cualquiera.

El objeto subyacente de la presente invención es proporcionar un sistema y un método para adquirir datos de un ojo y un sistema para alinear y seguir un ojo con referencia a una unidad oftálmica para realizar la diagnosis o tratamiento del ojo sin necesidad de marcar la córnea y que es más preciso y rápido, y proporciona características de seguridad adicionales.

Este objeto se resuelve con las características de las reivindicaciones.

De acuerdo con un primer aspecto de la invención se proporciona un sistema y el método correspondiente para adquirir datos de un ojo de un paciente que comprende una unidad de diagnosis para adquirir datos de diagnosis del ojo y una unidad de reconocimiento del iris para adquirir un código de iris del ojo de acuerdo con las reivindicaciones 1 y 23.

De acuerdo con un aspecto adicional de la invención el sistema comprende además un sistema para alinear y/o seguir un ojo de un paciente con referencia a una unidad oftálmica para realizar la diagnosis y/o tratamiento del ojo, comprendiendo dicho sistema un medio para proporcionar un código de iris previamente adquirido del ojo, una unidad de reconocimiento del iris para adquirir un código de iris del ojo que se está investigando y un comparador para comparar el código de iris previamente adquirido con el código de iris presente y proporcionar un resultado de comparación, en el que dicha unidad oftálmica realiza dicha diagnosis y/o tratamiento del ojo cuando dicho resultado de comparación es mayor que un nivel que determina la identificación.

Una unidad de reconocimiento de iris que es especialmente adecuada para su uso en el sistema y el método de acuerdo con el primer y el segundo aspectos de la invención comprende una unidad captadora de imágenes para adquirir una imagen del ojo, una unidad de procesamiento de imágenes para determinar la información del iris en una pluralidad de posiciones de la imagen del ojo y una unidad generadora para generar un código de iris basado en la determinación de la información del iris en una pluralidad de posiciones de la imagen del ojo.

Básicamente, la presente invención tiene la capacidad de realizar el reconocimiento del iris de ojos humanos que se usa de dos maneras para diagnosis o tratamiento de un ojo, en particular para tratamientos con láser refractivo. Específicamente en tratamientos con láser refractivo la presente invención proporciona en primer lugar una "huella dactilar" del iris que se usa para seguir las ciclotorsiones y el desplazamiento del centro de pupila en los ojos de los pacientes, para la alineación del patrón de ablación con láser. La invención es específicamente adecuada para compensar la rotación del ojo que ocurre entre las mediciones de diagnosis con una unidad de diagnosis, tal como un aberrómetro Zywave, cuando el paciente está sentado erguido, y el tratamiento con láser realizado cuando el paciente está tumbado horizontalmente. La invención compensa adicionalmente el desplazamiento del centro de pupila entre las mediciones de diagnosis en el aberrómetro Zywave cuando la pupila está dilatada y el tratamiento con láser cuando la pupila no está dilatada. Ambos parámetros de colocación se valoran como que tienen un impacto significativo sobre las salidas clínicas de los tratamientos personalizados. La presente invención proporciona adicionalmente características de seguridad añadidas, puesto que la característica de reconocimiento del iris se añade a cualquier dato de diagnosis, de manera que, en particular, se elimina el potencial para la diagnosis incorrecta que se usa para tratar al paciente, por ejemplo el ojo izquierdo frente al ojo derecho.

Además, la invención proporciona una alineación precisa, rápida y fiable y/o un seguimiento del ojo usando una cámara de seguimiento del ojo que funciona a una velocidad de muestreo que aumenta desde una corriente de 120 Hz hasta 240 Hz o 360 Hz, de manera que el tiempo de reacción global de todo el sistema de compensación mejora significativamente.

De acuerdo con una realización preferida de la invención la alineación/seguimiento del ojo se realiza en todas las dimensiones posibles, en particular a lo largo de un eje X e Y, en la dirección rotacional y con respecto al eje Z, es decir, la dirección de la altura.

La tecnología de la presente invención, en particular la característica de reconocimiento del iris, podría usarse en el campo oftalmológico completo para almacenar la información del iris específica para cada paciente individual en una "Tarjeta de Chip para Diagnosis de Pacientes". Cuando el paciente se examina o se trata con un instrumento oftalmológico, el código de iris podría usarse para identificar a la persona y cargar o almacenar toda la información relacionada con el paciente analizando la estructura del iris con una unidad de reconocimiento de iris, de acuerdo con la presente invención en los sistemas.

La presente invención proporciona las siguientes ventajas sobre la técnica anterior. No es necesario hacer marcas de la córnea. Debido al análisis de iris calculado está disponible un reconocimiento más preciso de la ciclotorsión. La invención permite una rutina quirúrgica más rápida. La invención añade seguridad adicional debido al reconocimiento del iris.

La presente invención se describirá, con detalle adicional, haciendo referencia a los ejemplos preferidos y los dibujos, en los que

La Figura 1 es una ilustración esquemática de una primera realización de la presente invención, y
 La Figura 2 es una ilustración esquemática de una segunda realización preferida de la presente invención.

5 En la Figura 1 se muestra una realización preferida de un sistema para adquirir datos de un ojo de un paciente. Como se muestra en la ilustración esquemática, este sistema comprende básicamente una cámara como una unidad captadora de imágenes 12, para adquirir imágenes de un ojo 10. Estas imágenes se procesan en una unidad de procesamiento de imágenes 14 para determinar la estructura del iris en una pluralidad de posiciones de una imagen del ojo. Una unidad generadora 16 recibe los datos procesados desde la unidad de procesamiento de imágenes 14 y genera un código de iris que se proporciona a un dispositivo de entrada/salida 20. El sistema comprende además una unidad de diagnóstico 18 que recibe imágenes desde la unidad captadora de imágenes 12. Como una unidad de diagnóstico puede usarse el aberrómetro Zywave para la medición de diagnóstico del ojo. En esta realización preferida el dispositivo de entrada/salida se proporciona para leer y escribir una tarjeta de chip 22 de un paciente.

15 A continuación se describe el funcionamiento de este sistema con referencia a un ejemplo específico. Para realizar la medición de diagnóstico se usa un aberrómetro Zywave. En principio, por ejemplo, se toman cinco imágenes del ojo no dilatado del paciente sentado erguido delante de la cámara 12. Para la medición de diagnóstico tres de cada cinco imágenes pueden tomarse para calcular el frente de ondas medio. Para el reconocimiento del iris una de estas cinco fotografías puede seleccionarse de acuerdo con uno o dos de los siguientes criterios. No había movimiento del ojo cuando se tomó la imagen y/o se selecciona la imagen con el mayor tamaño del ojo abierto. Es posible usar una videocámara que funciona preferiblemente en la región infrarroja como una unidad captadora de imágenes, que adquiere sucesivamente imágenes o dos semi-fotografías para cada imagen. Comparando las imágenes sucesivas o las dos semi-fotografías de cada imagen puede tomarse una decisión, haya o no cualquier movimiento del ojo. Adicionalmente, la imagen puede seleccionarse de acuerdo con una comparación del área del iris presente en una imagen. Se prefiere que el ojo a diagnosticar esté tan abierto como sea posible para reconocer el borde del limbo y para reconocer todo, o al menos una gran proporción, del iris. De acuerdo con una realización preferida, al menos el 50% del iris debería estar presente en una imagen.

30 De acuerdo con la presente realización, la unidad de procesamiento de imágenes determina la estructura del iris en una pluralidad de posiciones, preferiblemente en aproximadamente 1.000 a aproximadamente 10.000 posiciones del iris, más preferiblemente en aproximadamente 2.000 a 6.000 posiciones del iris y, en una realización preferida, en aproximadamente 4.000 posiciones del iris. En cada una de estas posiciones se comparan al menos dos píxeles, preferiblemente dos grupos de píxeles. Específicamente, los valores grises de los píxeles en este ejemplo pueden estar entre 0 y 127. Se comprara el valor gris de cada píxel, o el promedio respectivo de valores grises de un grupo de píxeles. Si, por ejemplo, dos píxeles vecinos o dos grupos de píxeles vecinos se compraran con respecto a sus valores grises, el valor gris del píxel en el lado a mano izquierda puede ser mayor que el valor gris del píxel en el lado a mano derecha en una posición específica. El resultado de esta comparación puede darse como un valor binario "0". Por otro lado, si el valor gris de un píxel en el lado a mano derecha es más oscuro que el valor gris del píxel en el lado a mano izquierda, con referencia a una posición particular, entonces el resultado de comparación sería "1". En la realización preferida se realizan las siguientes comparaciones en una posición seleccionada del iris. En cualquier posición, los píxeles presentes en un anillo interior alrededor de una posición seleccionada, los píxeles presentes en un anillo medio que rodea el anillo interior y los píxeles en un anillo externo que rodea el anillo medio se investigan para esa comparación. Adicionalmente, pueden compararse los píxeles por encima y por debajo del eje X y los píxeles en el lado a mano izquierda y el lado a mano derecha del eje Y, basados en un sistema de coordenadas cartesiano en el que el punto 0-0 corresponde a la posición seleccionada. Específicamente, el promedio de los valores grises de los píxeles dentro del anillo interior puede comprarse en primer lugar con el promedio de los valores grises de los píxeles del anillo medio para obtener un primer valor binario. Después, el promedio de los valores grises de los píxeles del anillo interior puede compararse con el promedio de los valores grises de los píxeles en el anillo externo para obtener un segundo valor binario. Después, el promedio de los valores grises de los píxeles dentro del anillo interior puede compararse con el promedio de los valores grises de los píxeles en el anillo medio y el anillo externo para obtener un tercer valor binario. Adicionalmente, el promedio de los valores grises de los píxeles presentes en el anillo interior y medio puede comprarse con el promedio de los valores grises de los píxeles presentes en el anillo externo para obtener un cuarto valor binario. Adicionalmente, el promedio de los valores grises de los píxeles por encima del eje X se compara con el promedio de los valores grises de los píxeles por debajo del eje X. Análogamente, el promedio de los valores grises de los píxeles en el lado a mano derecha del eje Y se compara con el promedio de los valores grises de los píxeles en el lado a mano izquierda del eje Y. De esta manera, en total se determinan seis valores binarios en cada posición seleccionada. Estos seis valores binarios para cada posición individual pueden tener el siguiente formato "110011", "111001", "100011" y similares.

60 En una realización preferida de la invención, las posiciones del iris están dispuestas en forma de un patrón. Para una situación idealizada la pupila de un ojo es circular y está localizada en el centro del iris. Adicionalmente, el límite iris/limbo es circular y el centro del mismo es el mismo que el centro de pupila. De esta manera, para esta situación idealizada la longitud de una línea radial que empieza en cualquier punto del límite iris/pupila hasta un punto correspondiente en el límite iris/limbo es siempre la misma. Para dicha situación idealizada un ejemplo de un patrón puede tener una pluralidad de posiciones que están dispuestas sobre una pluralidad de líneas radiales que están

5 espaciadas angularmente, en el que se selecciona cada línea radial entre el límite iris/pupila y el límite iris/limbo en posiciones espaciadas. De esta manera, aquellas posiciones pueden estar situadas en un número de anillos circulares dentro del área del iris. La distancia angular entre las líneas radiales es preferiblemente igual. La distancia entre los anillos circulares es preferiblemente igual, de manera que las posiciones en la línea radial son equidistantes.

10 Dicho patrón de referencia para una situación idealizada de un ojo formará la base para cualquier análisis de un ojo real en el que el límite iris/pupila puede que no sea circular y en el que el límite iris/limbo puede que no sea circular y en el que el centro del límite iris/pupila puede estar desviado del centro del límite iris/limbo. Para dicho ojo real el patrón de referencia estará a escala, de manera que la estructura del iris a en una pluralidad de posiciones puede compararse independientemente del tamaño de la pupila en particular, e independientemente de si el ojo está dilatado o no dilatado. Preferentemente, el cambio de escala del patrón se realiza basándose en la información de la distancia entre un cierto punto en el límite iris/pupila y un punto correspondiente en el límite iris/limbo.

15 En particular, para un ojo no dilatado que tiene una pequeña pupila y un área grande para el iris, dicha región para investigación puede tener una estructura de anillo. Por otro lado, para un ojo dilatado, la pupila es más grande y el área del iris es correspondientemente menor. El anillo del limbo es siempre el mismo. En este análisis se ha tenido en cuenta que el centro de pupila puede ser diferente para el ojo no dilatado y el ojo dilatado. De esta manera, la pluralidad de posiciones y la forma del área de investigación alrededor de una cierta posición del patrón es diferente para el ojo dilatado y el no dilatado, es decir, los anillos circulares pueden corresponder a anillos elípticos.

20 Preferentemente, el cambio de escala tiene que hacerse individualmente para cada posición seleccionada. De acuerdo con este principio, la relación de la longitud de una línea que conecta un punto en el borde externo de la pupila y el punto correspondiente en el borde del limbo para el ojo dilatado y la longitud para el ojo no dilatado se toma como un factor de escala. De acuerdo con un ejemplo, dos flechas dibujadas desde el centro del límite iris/pupila y el centro del límite iris/limbo son paralelas y los puntos de intersección con el límite iris/pupila y el límite iris/limbo están conectados por dicha línea.

25 De acuerdo con una realización preferida de la invención se analiza la estructura en 980 posiciones para determinar la uniformidad de la estructura del iris. Adicionalmente, se usan 980 posiciones para determinar cómo de grandes son los cambios de los valores grises. Ambos análisis se repiten para otro cambio de frecuencia que está relacionado con la diferencia de valores grises. De esta manera, se analizan 3.920 posiciones en total.

30 La unidad de procesamiento de imágenes 14 proporciona datos de imágenes analizando dichas posiciones dispuestas en dicho patrón. Los datos de imagen se proporcionan a la unidad generadora 16. La unidad generadora 16 proporciona un código de iris con referencia a los datos de posición obtenidos para el ojo que está siendo investigando. El código de iris digital en el sistema descrito anteriormente tendrá 3.920 palabras, cada una de las cuales tiene seis bits binarios, por ejemplo "110011", "111001", "100011" y similares. Este código de iris digital es único para cualquier ojo de cualquier persona, y puede usarse para la identificación de la persona. El código de iris digital puede estar dispuesto en forma de al menos una matriz. Esa matriz puede estar relacionada con el patrón usado para elegir la pluralidad de posiciones del iris.

35 En el sistema de la Figura 1 los datos de diagnóstico del aberrómetro Zywave 18 y el código de iris digital se proporcionan a un dispositivo de entrada/salida 20. En una realización preferida estos datos, junto con los datos posicionales de referencia, se almacenan en una tarjeta de chip para un paciente. Los datos pueden usarse en una diagnóstico o tratamiento posterior del ojo respectivo de un paciente.

40 La Figura 2 muestra una ilustración esquemática de una segunda realización preferida de la invención, que comprende un láser 32, un medio de control 34 y un medio de exploración 36. Comprende adicionalmente una unidad captadora de imágenes 12, una unidad de procesamiento de imágenes 14, una unidad generadora de imágenes 16 y un dispositivo de entrada/salida 22. Además, se proporciona una segunda unidad captadora de imágenes. Ambas unidades captadoras de imágenes 12 y 13 están dispuestas a un ángulo, de una manera tal que es posible el seguimiento en la dirección del eje Z, como se describirá a continuación.

45 La realización mostrada en la Figura 2 es solo un ejemplo, mientras que la invención puede usarse con cualquier tipo de unidad oftálmica para realizar la diagnóstico y/o tratamiento del ojo.

50 Al comienzo de cualquier diagnóstico o tratamiento del ojo se genera un código de iris digital de la misma manera que la descrita con referencia en la realización mostrada en la Figura 1. El código de iris digital se proporciona a un comparador que es parte de dicho medio de control 34, que compara el código de iris digital con un código de iris previamente adquirido, almacenado en un medio de almacenamiento. En el ejemplo mostrado, el código de iris previamente adquirido se carga desde una tarjeta de chip 24 mediante un dispositivo de entrada/salida 22. Basándose en un proceso de correlación, el código de iris presente y el código de iris previamente adquirido se comparan. Basándose en el resultado de comparación, se juzga si el ojo que está siendo investigando es idéntico al ojo previamente diagnosticado. En el caso de que se confirme la identidad, el sistema de acuerdo con la invención realizará una diagnóstico y/o tratamiento del ojo, de lo contrario se producirá una información correspondiente y/o no

se realizará ningún diagnóstico/tratamiento.

5 Cuando se compara el código de iris digital presente con el código de iris digital previamente adquirido ambos
 10 códigos de iris tienen que compararse para un número de posiciones rotacionales relativas. En una realización
 15 preferida, el código de iris presente o el código de iris obtenido en el sitio de diagnóstico se recalcula mediante una
 unidad de modificación tal que se obtiene un código de iris digital para cada una de las posiciones rotacionales
 posibles dentro de un intervalo rotacional de preferiblemente +/- 14°. En total, puede haber 84 posiciones rotacionales
 basándose en el cálculo del intervalo de 28°, con la condición de que se recalculen tres posiciones rotacionales por
 cada grado. En otras palabras, una sola matriz que representa el código de iris digital obtenido en el sitio de
 diagnóstico puede compararse con cada una de las 84 matrices calculadas basándose en el código de iris digital
 presente. Eficazmente, las 84 matrices diferentes para las 84 posiciones rotacionales correspondientes de una
 imagen tomada de un ojo de una persona podrían verse como 84 ojos diferentes de personas que se compararan
 con la matriz obtenida en el sitio de diagnóstico. Una unidad de determinación determina la mayor correlación entre
 dicho código de iris presente y dicho código de iris previamente adquirido, que se modifica durante un intervalo
 predeterminado de rotación relativa.

20 De acuerdo con la presente invención, se consigue una probabilidad de falso ajuste en la que al menos el 62% de
 todos los valores binarios corresponden uno a uno con los de la matriz previamente adquirida en la matriz presente,
 es decir, la matriz corresponde al código de iris digital en el sitio de tratamiento y cualquiera de las matrices
 almacenadas previamente en el sistema.

Alineación Rotacional

25 La alineación rotacional de los datos de diagnóstico y/o los datos de tratamiento correspondientes se realiza
 basándose en las características de la unidad de reconocimiento de iris. Cuando se compara el código de iris digital
 presente obtenido del ojo que está siendo investigado con un código de iris previamente adquirido se realiza un
 proceso de correlación para un número de posiciones rotacionales diferentes. El resultado muestra el mejor ajuste
 entre el código de iris digital presente y se toma el código de iris digital girado para determinar la desviación
 30 rotacional del ojo en el sitio de tratamiento, con referencia al ojo en el sitio de diagnóstico. Este valor para la
 desviación rotacional se usa para la alineación rotacional de la unidad oftálmica. En otras palabras, los datos de
 diagnóstico y/o los datos de tratamiento respectivos se referencian respecto a la posición del ojo presente.

35 En el sitio del tratamiento la persona normalmente está tumbada en una cama por debajo del láser de tratamiento.
 En esta situación, el ojo está desplazado rotacionalmente con respecto a la posición donde la persona está sentada.
 Por lo tanto, es necesario alinear cualquier patrón de ablación derivado de la información del frente de ondas del
 aberrómetro Zywave correspondiente a dicho desplazamiento rotacional. Además, normalmente está presente un
 desplazamiento X-Y, dependiendo del tamaño de la pupila en el sitio de tratamiento. Por lo tanto, se realiza una
 corrección traslacional y una corrección rotacional de la posición del patrón de ablación. De esta manera, los datos
 40 obtenidos a través de la tarjeta de chip 24 comprenden el código de iris digital, el desplazamiento X-Y y la
 información de la posición rotacional del ojo. Comprende adicionalmente la información del frente de ondas del
 aberrómetro Zywave. En el sistema láser para realizar la cirugía refractiva se calcula un patrón de tratamiento
 correspondiente. Este patrón de tratamiento tiene que aplicarse a la córnea, es decir, el rayo láser de un láser de
 excímero 32 se guía bajo el control del medio de control 34 con un medio de exploración 36 a las posiciones
 45 correctas del ojo. Para adaptar cualquier movimiento del ojo del paciente durante el tratamiento, se usa un seguidor
 X-Y 38. Este seguidor X-Y recibe las imágenes desde una segunda cámara 13. En una segunda realización
 preferida, la segunda cámara 13 es más rápida que la primera cámara 12, mientras que la primera cámara 12 tiene
 una mayor resolución.

50 Mediante el seguimiento X-Y del ojo, el patrón de ablación aplicado durante la cirugía refractiva sigue cualquier
 movimiento del ojo dentro de un cierto intervalo. En el caso de que el ojo se mueva fuera de ese intervalo, el
 tratamiento con láser se interrumpirá automáticamente.

55 La presencia de las dos unidades captadoras de imágenes 12 y 13 dispuestas a un ángulo proporciona la
 característica adicional de seguimiento del ojo en la dirección del eje Z, es decir, en la dirección de la altura. Ambas
 unidades captadoras de imágenes están dispuestas de tal manera que la imagen tomada de la primera unidad
 captadora de imágenes 12 y la imagen tomada de la segunda unidad captadora de imágenes 13 solo se ajustarán a
 una cierta posición de altura del ojo a tratar. Esta característica permite observar la posición de la altura del ojo a lo
 largo del eje Z durante el tratamiento. Además, un cirujano puede usar medios convencionales para ajustar al
 paciente antes de iniciar el tratamiento. Dicho sistema convencional puede comprender dos rayos láser, es decir, un
 60 rayo láser rojo y un rayo láser verde, que se cruzan en un cierto punto del eje Z del sistema. Esta realización
 proporciona la ventaja de que mediante la comprobación continua del ajuste de las dos imágenes tomadas mediante
 la primera y segunda unidades de captación de imágenes, el tratamiento puede interrumpirse automáticamente tan
 pronto como el paciente mueva la cabeza, de manera que el ojo ya no esté en la posición de altura correcta.

65 La presente invención puede verse en cualquier característica individual descrita en este documento. Las
 realizaciones preferidas de la invención están basadas en la combinación de características individuales o la

combinación de grupos de características individuales descritas en este documento. El alcance de la presente invención no se limita a las realizaciones preferidas descritas en este documento, sino que está definido por las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Sistema para adquirir datos de un ojo de un paciente, que comprende una unidad de diagnóstico (18) para adquirir datos de diagnóstico del ojo y
 5 una unidad de reconocimiento de iris para adquirir un código de iris del ojo, que comprende además una unidad captadora de imágenes (12) para adquirir una imagen del ojo, una unidad de procesamiento de imágenes (14) para determinar la información de iris en una pluralidad de posiciones de la imagen del ojo, en el que dicha unidad de procesamiento de imágenes (14) comprende medios de comparación para comparar los valores grises de al menos dos píxeles individuales en, o cerca de, cada posición
 10 respectiva de dicha pluralidad de posiciones, y una unidad generadora (16) para generar dicho código de iris basado en los datos de imagen procesados, recibidos desde la unidad de procesamiento de imágenes (14).
2. El sistema de la reivindicación 1, que comprende además medios de procesamiento para determinar las
 15 coordenadas de un centro de pupila del ojo.
3. El sistema de la reivindicación 1 o 2, en el que los datos de diagnóstico y/o el código de iris y/o el centro de pupila del ojo están referidos a un sistema de coordenadas común.
- 20 4. Sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, que comprende además medios de almacenamiento para almacenar al menos dos de los siguientes datos, los datos de diagnóstico, el código de iris, las coordenadas de centro de pupila cuando la pupila no está dilatada y las coordenadas de centro de pupila cuando la pupila está dilatada, un dato que designa a un paciente y un ojo respectivo y datos tocantes a la adquisición de datos.
- 25 5. Sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en el que la unidad de diagnóstico (18) comprende un aberrómetro que, preferiblemente, adquiere datos de diagnóstico del ojo de un paciente que está sentado erguido, preferiblemente un aberrómetro Zywave.
- 30 6. Sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, que comprende una unidad captadora de imágenes (12), preferiblemente una videocámara que, preferiblemente, trabaja en la región infrarroja.
7. Sistema de cualquiera de las reivindicaciones 4 a 6, en el que los medios de almacenamiento comprenden medios para leer y escribir datos sobre un soporte de datos, preferiblemente una tarjeta de chip.
- 35 8. Sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, que comprende además un sistema para alineación y seguimiento de un ojo de un paciente con referencia a la unidad de diagnóstico (18) y/o una unidad oftálmica para efectuar un tratamiento del ojo que comprende
 40 medios para proporcionar un código de iris previamente adquirido, de un ojo de un paciente; una unidad de reconocimiento de iris para adquirir un código de iris del ojo que está siendo investigado como un código de iris presente, y un comparador para comparar el código de iris presente con un código de iris previamente adquirido y proporcionar un resultado de comparación, en el que dicha unidad oftálmica realiza dicha diagnóstico y/o tratamiento del ojo cuando dicho resultado de comparación es mayor que un nivel que determina la
 45 identificación.
9. Sistema de la reivindicación 8, en el que dicho comparador comprende medios para establecer una correlación entre dicho código de iris presente y dicho código de iris previamente adquirido, en el que dicho código de iris presente está referido a una primera posición rotacional y dicho código de iris previamente adquirido está referido a
 50 una segunda posición rotacional,
 una unidad de modificación para modificar el código de iris presente y/o el código de iris previamente adquirido tal que se cambia la posición relativa entre la primera posición rotacional y la segunda posición rotacional, y
 55 una unidad de determinación para determinar la máxima correlación entre dicho código de iris presente y dicho código de iris previamente adquirido que se está modificando a lo largo de un intervalo predeterminado de rotación relativa.
10. Sistema de la reivindicación 9, en el que el ojo que está siendo investigado se alinea con la unidad oftálmica por dicho desplazamiento rotacional correspondiente a la correlación máxima entre el código de iris presente y el
 60 código de iris previamente adquirido.
11. Sistema de cualquiera de las reivindicaciones 8 a 10, que comprende además medios de procesamiento para determinar las coordenadas de un centro de pupila del ojo que está siendo investigado, en el que se utilizan las presentes coordenadas del centro de pupila en la alineación y seguimiento del ojo con referencia a la unidad
 65 oftálmica.

12. Sistema de cualquiera de las reivindicaciones 8 a 11, en el que la unidad oftálmica comprende un aparato de cirugía refractiva que comprende un láser de excímero para la corrección de defectos retroactivos del ojo.
- 5 13. Sistema de la reivindicación 12, en el que dicho sistema de cirugía refractiva realiza la corrección de defectos refractivos basándose en datos de diagnóstico previamente adquiridos para dicho ojo.
- 10 14. Sistema de cualquiera de las reivindicaciones 8 a 13, que comprende una primera unidad captadora de imágenes (12) que tiene una alta resolución para proporcionar una imagen del ojo a la unidad de reconocimiento del iris y preferiblemente una segunda unidad captadora de imágenes (13) que, preferiblemente, es más rápida que dicha primera unidad captadora de imágenes (12) para proporcionar imágenes que se usan para el seguimiento del ojo con referencia a la unidad oftálmica.
- 15 15. Sistema de la reivindicación 14, en el que dicha primera y dicha segunda unidades captadoras de imágenes (12, 13) están dispuestas formando un ángulo entre sí tal que las respectivas imágenes tomadas en el ojo corresponden a una posición de altura predeterminada del ojo que está siendo investigando.
- 20 16. Sistema de la reivindicación 15, que comprende además medios de control (34) para realizar la diagnosis y/o el tratamiento del ojo por dicha unidad oftálmica cuando se detecta una correspondencia entre dichas imágenes de la primera y segunda unidades captadoras de imágenes (12, 13).
- 25 17. Sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 16, que comprende medios para determinar el límite iris/pupila y/ el límite iris/limbo, en el que dicha unidad de procesamiento de imágenes (14) determina la pluralidad de posiciones basándose en la posición relativa del límite iris/pupila con respecto al límite iris/limbo.
- 30 18. Sistema de la reivindicación 17, en el que dicha posición relativa de dicho límite iris/pupila con respecto a dicho límite iris/limbo se calcula basándose en una desviación de un punto central del límite iris/pupila con respecto a un punto central del límite iris/limbo, y/o la longitud de una línea radial que empieza en un cierto punto en el límite iris/pupila y que termina en un punto correspondiente en el límite iris/limbo.
- 35 19. Sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 18, en el que dicho medio de comparación compara los valores grises de los píxeles presentes en al menos una de las siguientes regiones, un anillo interior que rodea una posición particular, un anillo medio que rodea a dicho anillo interior, un anillo externo que rodea a dicho anillo medio, la región que está por encima y por debajo de un eje horizontal y la región que está a la izquierda y a la derecha de un eje vertical que atraviesa dicha posición particular.
- 40 20. Sistema de la reivindicación 19, en el que dichos medios de comparación comparan un promedio de los valores grises de los píxeles dentro de una de dichas regiones con el promedio de los valores grises de píxeles dentro de una región vecina y proporciona el resultado binario para cada comparación basándose en si la diferencia de los respectivos valores promedio es mayor o menor que un valor umbral.
- 45 21. Sistema de cualquiera de las reivindicaciones 1 a 20, en el que dicha unidad generadora (16) recibe los resultados de comparación como un conjunto de valores binarios, preferiblemente seis valores binarios para cada posición particular y proporciona dicho código de iris poniendo dichos conjuntos de valores binarios en un orden predeterminado que corresponde a las posiciones relativas utilizadas en la unidad de procesamiento de imágenes (14).
- 50 22. Sistema de la reivindicación 21, en el que el código de iris comprende dichos conjuntos de valores binarios en forma de al menos una matriz.
23. Método para adquirir datos de un ojo de un paciente utilizando un sistema de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 22.

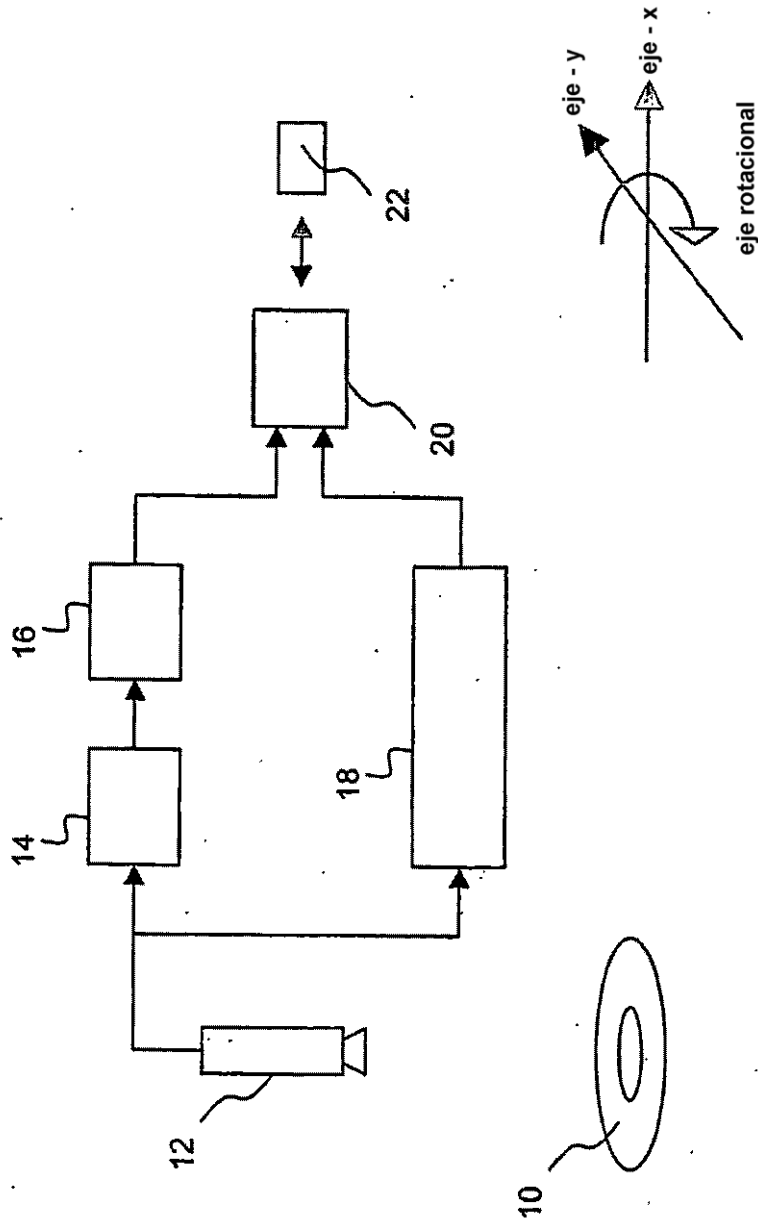


Fig. 1

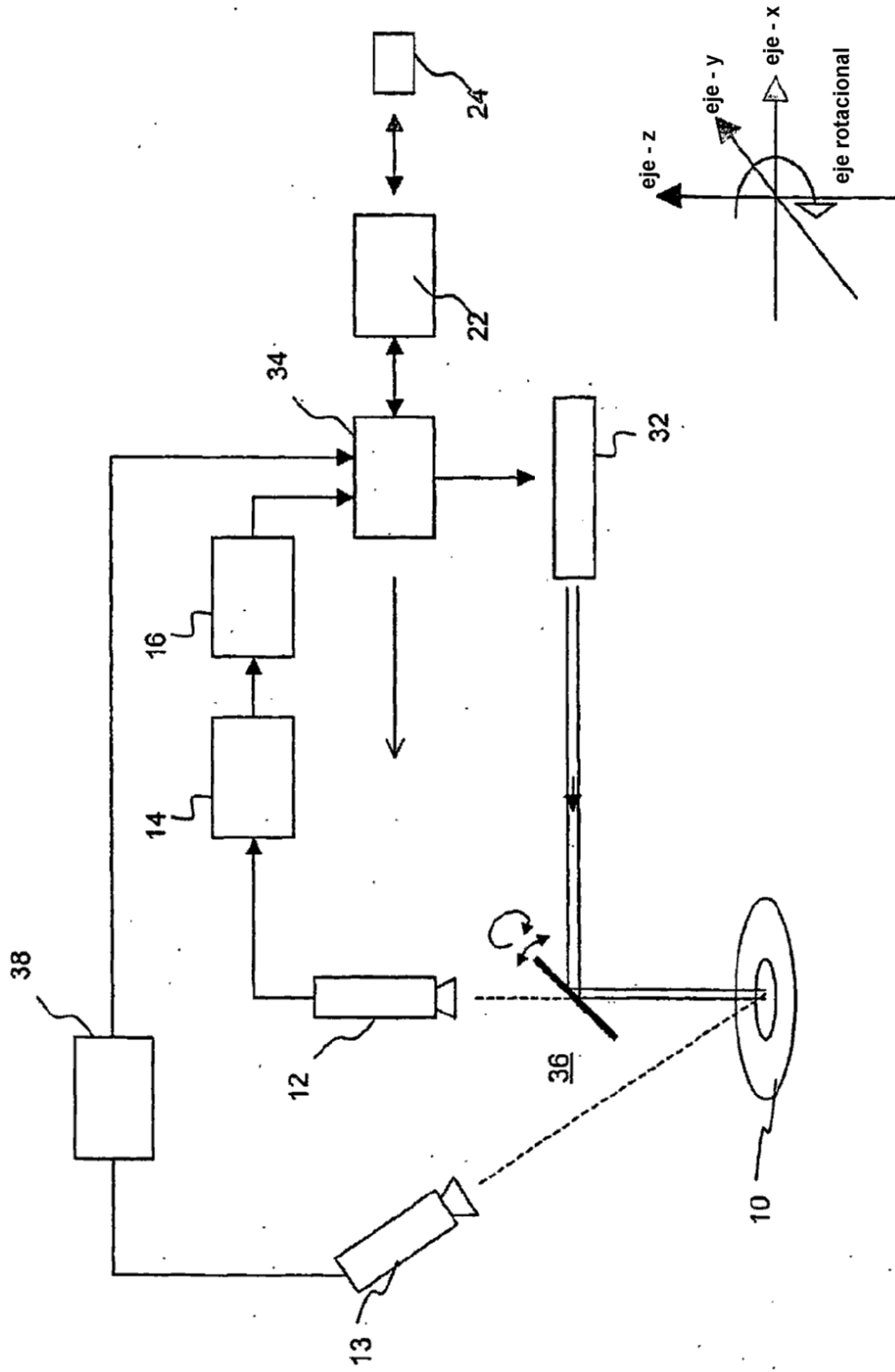


Fig. 2