

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 924 383**

51 Int. Cl.:

A61F 9/008

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **26.08.2014** **E 14182248 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **01.06.2022** **EP 2862548**

54 Título: **Método y sistema de registro del iris**

30 Prioridad:

15.10.2013 US 201361891149 P

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

06.10.2022

73 Titular/es:

LENSAR, INC. (100.0%)
2800 Discovery Drive Suite 100
Orlando FL 32826, US

72 Inventor/es:

MORLEY, DUSTIN

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 924 383 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

Método y sistema de registro del iris

5 Antecedentes de la invención

Campo de la invención

10 La presente invención se refiere a un método y a un sistema para registrar el iris de un ojo, de modo que el iris tenga una orientación conocida durante un procedimiento médico.

Análisis de la técnica relacionada

15 La industria de los dispositivos quirúrgicos oftálmicos ha experimentado un rápido crecimiento durante las dos últimas décadas. El uso de láseres Excimer en procedimientos tales como LASIK y PRK se ha convertido en una práctica estándar, y actualmente la cirugía de cataratas está experimentando una revolución similar con los láseres de femtosegundo. En cualquier cirugía oftálmica que implique la corrección del astigmatismo, es necesario tener en cuenta la ciclotorsión, que es una rotación significativa del ojo dentro de la órbita cuando una persona pasa de estar de pie o sentada a acostarse, así como cualquier pequeña variación en la inclinación de la cabeza u otros parámetros de alineación del sistema del paciente. En términos generales, el diagnóstico por imágenes para la planificación del tratamiento se realiza con el paciente en posición recta, mientras que la cirugía se realiza con el paciente acostado, lo que abre la puerta a la ciclotorsión para causar un error de alineación significativo si no se tiene en cuenta adecuadamente. Por lo tanto, con el fin de usar de forma fiable cualquier información de un dispositivo de diagnóstico por imágenes (tal como el eje del astigmatismo) para la planificación de incisiones, se debe determinar la diferencia de rotación ocular entre el dispositivo de diagnóstico y el dispositivo quirúrgico para que los sistemas de coordenadas de los dispositivos puedan alinearse correctamente.

30 Históricamente, la ciclotorsión se explica haciendo marcas de tinta a lo largo del eje "vertical" u "horizontal" del ojo cuando el paciente está de pie y usando esas marcas de tinta como eje de referencia al realizar el procedimiento quirúrgico. Sin embargo, en el contexto de los procedimientos LASIK, VISX (Abbott Medical Optics) fue el primero en cambiar a un método de registro automático usando los patrones del iris del paciente, que no requiere marcas de tinta ni intervención manual por parte del cirujano. El registro automático del iris implica que un sistema de láser quirúrgico que recibe una imagen del ojo del paciente tal como se vio por el dispositivo de diagnóstico cuando se planeó el tratamiento, tomando su propia imagen del ojo del paciente y registrando la alineación entre estas dos imágenes usando los patrones del iris. Hasta la fecha, estos algoritmos solo se han usando en situaciones en donde el ojo del paciente no ha experimentado dilatación de la pupila inducida por fármacos. Todos los algoritmos existentes se basan en puntos de referencia, lo que significa que los puntos de interés específicos en el iris se identifican tanto en las imágenes de pretratamiento como en las de tratamiento, y el registro se realiza haciendo coincidir estos puntos entre las dos imágenes.

40 Sin embargo, con el fin de ser utilizable en aplicaciones de cirugía de cataratas, es necesario que el ojo del paciente experimente una dilatación de la pupila inducida por fármacos. Los procedimientos de corrección del astigmatismo como parte de la cirugía de cataratas normalmente implican incisiones arqueadas de espesor parcial, incisiones corneales transparentes de espesor total, lentes intraoculares tóricas o una combinación de las tres. Existe la posibilidad de que todos estos métodos se benefician en gran medida de tener en cuenta con precisión la ciclotorsión mediante el registro automático del iris. La técnica anterior adicional se desvela en los documentos US2002/097378, WO2004/089214, US2003/223037 y EP1800636.

Sumario

50 Un aspecto de la presente divulgación se refiere a un método que incluye iluminar un ojo con luz una primera vez y una segunda vez y generar una primera imagen del ojo basada en la luz que ilumina el ojo la primera vez. El método incluye además generar una segunda imagen del ojo basada en la luz que ilumina el ojo una segunda vez. El método incluye además posicionar una fuente de láser con respecto al ojo, en donde la fuente de láser genera un haz de láser terapéutico que se dirigirá al ojo, en donde la primera vez es justo antes de que el haz de láser terapéutico se dirija al ojo y la segunda vez es anterior a la primera vez.

El método incluye además corregir la orientación de la fuente de láser con respecto al ojo basándose en una función de correlación que se define para la primera y segunda imágenes del ojo.

60 Un segundo aspecto de la presente divulgación se refiere a un sistema láser terapéutico que incluye una fuente de láser que emite un haz de láser terapéutico hacia un ojo y un sistema de control de láser que está en comunicación con la fuente de láser, en donde el sistema de control de láser controla uno o más parámetros del haz de láser terapéutico. El sistema incluye un analizador que tiene una fuente de luz que ilumina el ojo y uno o más detectores que reciben la luz reflejada del ojo y generan imágenes del ojo. El analizador incluye además una memoria que contiene instrucciones ejecutables por ordenador y un procesador en comunicación con el sistema de control de láser,

el uno o más detectores y la memoria, en donde el procesador recibe las imágenes del ojo y ejecuta las instrucciones ejecutables por ordenador para generar una señal basada en una función de correlación que se define para las imágenes del ojo y la señal es capaz de corregir la orientación del haz de láser terapéutico con respecto al ojo. Además, la señal se recibe por el sistema de control de láser, que usa la señal para cambiar la orientación del haz de láser terapéutico con respecto al ojo.

Uno o más de los aspectos mencionados anteriormente proporcionan la ventaja de permitir el registro de un iris cuando se usa la dilatación de la pupila inducida por fármacos para procedimientos médicos, tales como aplicaciones de cirugía de cataratas y procedimientos de corrección del astigmatismo como parte de una cirugía de cataratas que normalmente implican incisiones arqueadas de espesor parcial, incisiones corneales transparentes de espesor total, lentes intraoculares tóricas o una combinación de las tres.

Uno o más de los aspectos mencionados anteriormente proporcionan la ventaja de tener en cuenta con precisión la ciclorsión. La invención se define por las reivindicaciones 1 y 11. Las realizaciones preferidas se definen por las reivindicaciones dependientes. Las realizaciones adicionales, aspectos y ejemplos que se desvelan en el presente documento tienen únicamente fines ilustrativos y no forman parte de la invención.

Breve descripción de los dibujos

La figura 1 muestra esquemáticamente una realización de un sistema de láser terapéutico de acuerdo con la presente invención;
la figura 2 muestra un diagrama de flujo de una realización del método de registro de un objeto usando el sistema de láser terapéutico de la figura 1 de acuerdo con la presente invención;
la figura 3 muestra una posible imagen usada para realizar una realización de un proceso para detectar un límite de una interferencia de iris y párpado según el proceso mostrado en la figura 2;
la figura 4 muestra una posible imagen de tratamiento usada para realizar una realización de un proceso para detectar un límite de un iris según el proceso mostrado en la figura 2;
la figura 5 muestra esquemáticamente una forma posible de aproximar un arco circular durante la realización de una realización de un proceso para detectar un límite de una interferencia de iris y párpado por el proceso mostrado en la figura 2;
las figuras 6 (a)-(f) muestran una realización de un proceso para reducir la interferencia del párpado según el proceso mostrado en la figura 2;
las figuras 7 (a)-(b) muestran posibles imágenes que muestran los resultados de reducir la interferencia de párpado y pestañas según el proceso mostrado en la figura 2;
las figuras 8 (a)-(b) muestran posibles imágenes que muestran los resultados de desplegar una imagen de un iris y realizar el filtrado DOG según el proceso mostrado en la figura 2;
la figura 9 muestra un gráfico de una posible relación entre las medidas de correlación frente al ángulo de ciclorsión según el proceso mostrado en la figura 2;
las figuras 10 (a)-(b) muestran posibles imágenes que muestran los resultados del registro según el proceso mostrado en la figura 2; y
las figuras 11 (a)-(b) muestran gráficos de posibles relaciones entre las medidas de correlación frente al ángulo de ciclorsión según el proceso mostrado en la figura 2.

Descripción de las realizaciones

Como se muestra esquemáticamente en la figura 1, un sistema de láser terapéutico 100 incluye una fuente de láser 102, una óptica de láser 103 y un sistema de control de láser 104 en comunicación con los mismos. La fuente de láser 102 genera un haz de láser terapéutico 106 que se dirige al ojo 108 de un paciente a través de la óptica 103. El haz de láser 106 se usa para realizar diversos procedimientos médicos en el ojo 108, tales como capsulotomías, fragmentación del cristalino e incisiones corneales. El sistema de control 104, a través de su comunicación con la óptica 103 y la fuente de láser 102, controla una serie de parámetros del haz de láser, tales como la dirección, el ancho del pulso y la frecuencia del pulso. Los ejemplos de una posible fuente de láser 102, óptica 103 y sistema de control de láser 104 se desvelan en las Patentes de EE.UU. N.º 8.262.646 y 8.465.478.

En comunicación con la fuente de láser 102 y el sistema de control de láser 104 hay un analizador 110. El analizador 110 incluye una fuente de luz 112 que ilumina el ojo 108. Uno o más detectores o cámaras 114 reciben luz reflejada por el ojo 108 y generan imágenes del ojo 108. Una imagen del ojo 108 es una imagen de pretratamiento porque se toma antes de que el ojo del paciente 108 se someta al haz de láser terapéutico 106. Una segunda imagen del ojo 108 es una imagen de tratamiento y se toma sustancialmente en el momento en que el haz de láser terapéutico 106 trata el ojo 108. Las imágenes de pretratamiento y de tratamiento se almacenan en un medio de registro, tal como una memoria 116, y se procesan en un procesador 118, que está en comunicación con el controlador 104, la memoria 116 y la fuente de luz 112. Un ejemplo de un analizador 110 que puede usarse es el analizador de córnea Topcon CA-200F, fabricado por Topcon con sede en Japón.

El procesador 118 ejecuta las instrucciones almacenadas en la memoria 116 de manera que se ejecuta un algoritmo con un enfoque muy diferente al usado por los algoritmos existentes. El algoritmo propuesto aquí es un algoritmo de

correlación global, en el que el registro se basa en una función de correlación que se define para las imágenes de pretratamiento y tratamiento sin singularizar puntos particulares en el iris. Durante el funcionamiento, el analizador 110 forma imágenes del ojo 108 antes de la dilatación inducida por el fármaco. A continuación, el ojo 108 se somete a un procedimiento con láser, tal como una cirugía de cataratas, usando la fuente de láser 102 y el sistema de control de láser 104. Las etapas/procesos básicos para el proceso o algoritmo 200 se muestran esquemáticamente en la figura 2 y son los siguientes:

202 - Detectar los límites pupila-iris e iris-esclerótica en ambas imágenes, así como cualquier interferencia del párpado;

204 - Filtrar y desplegar el iris en ambas imágenes;

206 - Convertir las imágenes desplegadas de la representación de píxeles a la representación de características, en donde cada píxel da lugar a un vector de características;

208 - Medir la fuerza de correlación global entre mapas de características para cada posible ángulo de ciclorsión;

210 - Tomar el ángulo que dé la correlación más fuerte; y

212 - Girar el sistema de coordenadas en consecuencia.

Durante el funcionamiento, el algoritmo o algoritmos relacionados con los procesos 202-212 enumerados anteriormente se almacenan en la memoria 116 como instrucciones ejecutables por ordenador, en donde el procesador 118 ejecuta las instrucciones para procesar las imágenes de pretratamiento y tratamiento con el fin de generar una señal que sea capaz de corregir la orientación del haz de láser terapéutico. Dicha señal se envía al controlador 104 que controla la óptica 102 y la fuente de láser 103 para generar un haz de láser 106 correctamente orientado.

Detección de límites - Proceso 202

El límite más fácil de encontrar es el límite pupila-iris, ya que este límite es extremadamente fuerte y la propia pupila es uniformemente oscura. Primero se encuentra un ajuste elíptico al límite aproximando el centro con un método de histograma, realizando un filtro de borde radial desde este centro en los bordes extraídos con el algoritmo de Canny estándar, extrayendo hasta 4 círculos con un algoritmo RANSAC y combinando círculos coincidentes en un ajuste elíptico. Se usa un algoritmo adicional para afinar aún más el resultado, que es básicamente una implementación simplificada de Active Contours o Snakes. Este algoritmo toma como entrada la imagen y un ajuste elíptico encontrado previamente con respecto al límite de la pupila, y "explora" la imagen en la vecindad del límite en varios valores de theta, encontrando la ubicación que maximiza el componente radial del gradiente de valores de intensidad en la imagen para cada theta. Esto construye una lista de puntos que describen el punto por punto límite en coordenadas polares (con el origen siendo el centro de la elipse encontrada previamente). A continuación, se realiza un suavizado gaussiano simple en esta lista de puntos para reforzar la continuidad. La lista suavizada de puntos se toma entonces como el límite de la pupila.

Para encontrar el límite iris-esclerótica en la imagen de diagnóstico de la figura 3, por ejemplo, se usa un algoritmo de splines circulares, que atraviesa un espacio de parámetros tridimensionales adecuadamente restringido (centro y radio de un círculo) tratando distintas regiones angulares por separado, buscando maximizar el producto escalar entre el gradiente y la normal exterior de las splines circulares. La estructura básica del algoritmo se puede formular de la siguiente manera: para cada opción de centro y radio, formar un círculo y asignar una puntuación para este círculo a cada región angular del componente radial del gradiente; para cada región angular para la que la puntuación obtenida con este círculo sea superior a la puntuación máxima anterior para esa región angular, almacenar la nueva puntuación máxima y el círculo que la alcanzó. Esto da como resultado un conjunto de splines circulares que a continuación se filtran, eliminando splines que no encajan muy bien con las demás. Se usan ocho splines para la imagen de la figura 3, representando así ocho regiones angulares separadas de 45 grados cada una.

Para encontrar el límite iris-esclerótica en la imagen de tratamiento, la elipse que describe el limbo en la imagen de diagnóstico se transfiere a la imagen de tratamiento escalando los dos radios de la elipse de acuerdo con las diferentes resoluciones de las dos cámaras, suponiendo que no hay ciclorsión al colocar el eje de la elipse, y suponiendo que en la imagen de tratamiento el limbo será aproximadamente concéntrico con la pupila dilatada. Esto constituye una buena aproximación inicial, que a continuación se mejora usando primero el mismo algoritmo de Snake que se usa para el límite de la pupila y ajustando entonces una elipse al conjunto de puntos resultante.

A menudo, las imágenes tomadas en un dispositivo de diagnóstico, tal como el analizador 110, tienen algún grado de interferencia de párpado o pestañas que oculta una parte del iris. Para enmascarar estas regiones de la consideración en el algoritmo de registro, los límites del párpado/iris deben segmentarse en una imagen obtenida del analizador 110, tal como se muestra en la figura 6 (a). La primera etapa en la segmentación es detectar todos los pequeños destellos en la imagen, ya que tiende a haber varios de estos pequeños destellos en la vecindad de los límites del párpado/iris. A continuación, se aplica un filtro de diferencia de gaussianas (DOG, por sus siglas en inglés), que se ha parametrizado empíricamente para eliminar los límites del párpado/iris de la imagen (es decir, el área que contiene el límite se oscurece) y convierte la imagen (a) de la figura 6 en la imagen de la figura 6(b). A continuación, la imagen se convierte en una imagen binaria invertida: todos los píxeles por debajo de un determinado umbral se vuelven blancos y todos los demás píxeles se vuelven negros, lo que da como resultado la imagen de la figura 6(c). A continuación, los píxeles

que pertenecen a pequeños destellos se "rellenan" (es decir, se vuelven blancos). La imagen resultante tiene un borde blanco muy grueso que representa la interferencia del párpado o las pestañas con el iris, así como algunos bordes blancos extraños más pequeños. A continuación, estos bordes extraños se filtran mediante un algoritmo novedoso que utiliza el concepto de imagen integral, que produce la imagen de la figura 6(d). El concepto subyacente es similar al algoritmo clásico de "erosión" que a menudo se usa para deshacerse de pequeños grupos de bordes extraños, con la diferencia de que la intensidad promedio en la "vecindad" de un píxel blanco determina si se mantiene o se elimina, a diferencia de la cantidad de sus vecinos que son blancos tomando la determinación. La "vecindad" se forma de acuerdo con lo que se espera para el párpado. El párpado se puede representar bastante bien mediante un círculo de baja curvatura, que se puede aproximar toscamente a una forma con "parte superior trapezoidal". Por lo tanto, cada píxel tiene tres oportunidades para pasar una prueba de imagen integral: una con un rectángulo horizontal, una para cada uno de los dos paralelogramos inclinados 45° como se muestra en la figura 5.

Si se alcanza el umbral de intensidad promedio mínima en cualquiera de estas tres pruebas, el píxel permanece blanco; de lo contrario, el píxel se vuelve negro. A continuación, se aplica una máscara circular para enmascarar las áreas que están demasiado cerca de los bordes superior e inferior de la imagen a considerar, y se aplica el clásico algoritmo de erosión para adelgazar la región de interferencia del párpado/pestañas, así como para eliminar cualquier borde persistente no deseado, dando como resultado la imagen de la figura 6(e). La razón por la que se usa el novedoso algoritmo "de tipo erosión" en primer lugar es porque el algoritmo "de tipo erosión" que se describe aquí elimina la gran mayoría de los bordes no deseados y, en esencia, deja los bordes de interés completamente intactos, lo que permite que el clásico algoritmo de erosión simplemente termine el trabajo. Si se omite este algoritmo a favor de usar solo el clásico algoritmo de erosión, se vuelve imposible tener un umbral que elimine todos los bordes extraños sin eliminar también grandes porciones de la región de interferencia del párpado/pestañas. Básicamente, este algoritmo permite desacoplar el filtrado de pequeños bordes extraños y la reducción de los límites gruesos.

Finalmente, se aplica un filtro de abajo hacia arriba a la región del párpado superior que da como resultado la imagen de la figura 6(f) y un filtro de arriba hacia abajo para la región del párpado inferior, y se usa un algoritmo de búsqueda de círculo RANSAC en la imagen resultante para extraer el mejor círculo para cada párpado. El algoritmo RANSAC está restringido al área sobre la pupila para el párpado superior y el área debajo de la pupila para el párpado inferior (en otras palabras, la pupila está enmascarada). Si RANSAC no puede encontrar una curva que contenga al menos un número de píxeles determinado empíricamente, se asume que no hay interferencia del párpado (o es insignificante). Si se encuentra interferencia del párpado, entonces la región de interferencia se enmascara tanto del algoritmo de detección del límite iris-esclerótica como del algoritmo de registro. En las figuras 7A-B se muestran resultados de ejemplo para la detección de interferencia de párpado/pestañas.

Filtrado y despliegue del Iris - Proceso 204

El iris durante la dilatación se aproxima mediante un modelo de hoja de goma, de modo que se supone que el iris en el ojo no dilatado es básicamente una versión estirada del iris en el ojo dilatado. En esta aproximación, se realiza un mapeo pseudopolar para desplegar el iris en una imagen rectangular en la que las dimensiones representan el ángulo y la distancia desde el límite interno (pupila). Si la detección del límite es perfecta, entonces la fila superior de esta imagen representará perfectamente el límite de la pupila y la fila inferior representará perfectamente el límite de la esclerótica. El tamaño del área promedio usada para rellenar cada píxel en la imagen desplegada aumenta linealmente en función de la distancia desde el centro de la pupila. Obviamente, técnicamente hay una pérdida de información asociada a este enfoque, y la cantidad de pérdida de información aumenta con la distancia desde el centro de la pupila. Sin embargo, esta pérdida no tiene ningún impacto apreciable y, de hecho, ejecutar algoritmos de registro en estas imágenes en lugar de las imágenes originales da como resultado una implementación más limpia y un tiempo de ejecución más rápido.

Después del despliegue, las imágenes se filtran con una técnica de diferencia de gaussianas (DOG). Esta técnica consiste simplemente en sustraer una versión muy borrosa de la imagen de una versión ligeramente borrosa de la imagen, que es en efecto un filtro de paso de banda en el dominio de la frecuencia. El resultado es una mayor intensidad de señal de las fibras del iris. En las figuras 8A-B se muestra un ejemplo de un iris filtrado por DOG desplegado.

Extracción de características - Proceso 206

Se construye un vector de características para cada imagen de iris desplegado, derivándose el contenido del vector de características de la información de gradiente del tensor de estructura y los filtros de Gabor. Por lo tanto, los componentes del vector de características de la imagen son en sí mismos vectores de características "locales" con un componente de filtro de Gabor y un componente de tensor de estructura, y cada uno de estos dos componentes son vectores en sí mismos. Se usan filtros de Gabor por J. Daugman en sus algoritmos de reconocimiento de iris (véase <http://www.cl.cam.ac.uk/~jgd1000/csvt.pdf> y la Patente de EE.UU. N.º 5.291.560). La información extraída del filtro de Gabor es un punto en el plano complejo que se calcula convolucionando una ondícula de Gabor bidimensional con un área del iris, de acuerdo con la siguiente fórmula:

$$\int \int I(\rho, \varphi) e^{-i\omega(\theta_0 - \varphi)} e^{\frac{-(r_0 - \rho)^2}{\alpha^2}} e^{\frac{-(\theta_0 - \varphi)^2}{\beta^2}} \rho d\rho d\varphi$$

en donde α , β y ω son parámetros de frecuencia y tamaño de ondícula, (r_0, θ_0) es el punto en torno al cual se centra el área del iris que se está considerando, y I es el valor de intensidad de la imagen del iris desplegado en un punto dado. En forma discreta, esta ecuación se aplica de la siguiente manera:

$$Parte\ real = \sum_{\varphi=\theta_-}^{\theta_+} \sum_{\rho=r_-}^{r_+} I(\rho, \varphi) \cos(\omega(\varphi - \theta_0)) e^{\frac{-(r_0 - \rho)^2}{\alpha^2}} e^{\frac{-(\theta_0 - \varphi)^2}{\beta^2}}$$

$$Parte\ imaginaria = - \sum_{\varphi=\theta_-}^{\theta_+} \sum_{\rho=r_-}^{r_+} I(\rho, \varphi) \sin(\omega(\varphi - \theta_0)) e^{\frac{-(r_0 - \rho)^2}{\alpha^2}} e^{\frac{-(\theta_0 - \varphi)^2}{\beta^2}}$$

En donde θ_- , θ_+ , r_- y r_+ representan los límites de la región de tipo concha sobre la que se realiza el cálculo. Para imágenes desplegadas, φ se convierte en x , ρ se convierte en y , y la región es rectangular en lugar de con forma de concha. Esto permite una implementación sencilla y computacionalmente rápida, que consiste en establecer r_0 y θ_0 en cero y rellenar una matriz bidimensional con valores de acuerdo con las ecuaciones anteriores con los valores de intensidad de la imagen eliminados, para cada una de la parte real e imaginaria y a continuación, convolucionar estas matrices bidimensionales con las imágenes. Esto produce, en cada píxel de cada imagen, un vector bidimensional con componentes para la parte real e imaginaria del resultado de centrar un filtro de gabor en ese píxel.

De manera similar, el tensor de estructura se usa para extraer información de gradiente en la vecindad local de cada píxel. Las entradas en la matriz de 2x2 que representan el tensor de estructura se completan promediando la cantidad basada en la derivada sobre toda la vecindad. A continuación, los valores propios y los vectores propios se extraen de la matriz resultante. Los vectores propios y los valores propios dan la dirección del gradiente dominante y una medida de la fuerza del gradiente, respectivamente.

$$S(x, y) = \begin{pmatrix} a & b \\ b & d \end{pmatrix} \equiv \begin{pmatrix} f_x^2 & f_x f_y \\ f_y f_x & f_y^2 \end{pmatrix}$$

Medición de la fuerza de correlación - Proceso 208

Considerar la imagen desplegada filtrada tomada en el momento de la cirugía I_1 y la imagen desplegada filtrada tomada antes de la cirugía I_2 . Definir un producto interno para la parte de la estructura de los vectores de características de las dos imágenes dado un ángulo hipotético particular de ciclorsión δ y una función de corte radial $\xi_\delta(x)$ (para permitir errores en la detección de límites y la aproximación del modelo de hoja de goma) de la siguiente manera:

$$P_S(I_1, I_2, \delta) = \left(\frac{1}{N_S} \right) \sum_{x,y} \frac{\overrightarrow{VI_1}(x, y) \cdot \overrightarrow{VI_2}(x + \delta, y + \xi_\delta(x))}{|\overrightarrow{VI_1}(x, y)| |\overrightarrow{VI_2}(x + \delta, y + \xi_\delta(x))|}$$

De manera similar, se define un producto interno para la parte de la ondícula de Gabor de los vectores de características de la siguiente manera:

$$P_G(I_1, I_2, \delta) = \left(\frac{1}{N_G} \right) \sum_{x,y} \frac{\overrightarrow{G_1}(x, y) \cdot \overrightarrow{G_2}(x + \delta, y + \xi_\delta(x))}{|\overrightarrow{G_1}(x, y)| |\overrightarrow{G_2}(x + \delta, y + \xi_\delta(x))|}$$

Con $\overrightarrow{G}(x, y)$ un vector bidimensional correspondiente al número complejo que resulta de aplicar el filtro de Gabor a la imagen m en el punto (x, y) . Algunos puntos (x, y) se ignoran debido a la saturación local o porque están demasiado cerca de las regiones identificadas de interferencia del párpado o del límite de la imagen. Además, el umbral se realiza tanto para las funciones de gradiente como para las funciones de Gabor, de modo que solo se conservan el 75 % superior (de acuerdo con la magnitud del vector plano complejo) de las características de Gabor y solo se conservan el 75 % superior (de acuerdo con el valor de valor propio más pequeño) de las características del gradiente. Por lo tanto, para cada métrica, la suma se toma solo sobre los valores que se mantienen para esa métrica y se normalizan con respecto al número de dichos valores. Como se ha mencionado previamente, para permitir un poco de error en la detección de límites y/o en el propio modelo de hoja de goma, se permite un pequeño corte radial y se calcula de la siguiente manera. En cada ubicación angular (coordenada x) y ángulo de ciclorsión δ , se calculan las puntuaciones para diferentes valores de un desplazamiento radial $\xi_\delta(x)$ (un desplazamiento aplicado a la coordenada y) y se toma

nota de qué valor de $\xi_\delta(x)$ (indicado aquí como $\xi_\delta(x)$) da la correlación más fuerte para la línea de registro radial definida por x y δ . Para hacer cumplir la continuidad del corte para cada ángulo de ciclorsión δ , $\xi_\delta(x)$ se elige de acuerdo con la siguiente función de promedio simple:

$$\xi_\delta(x) = \frac{1}{2w + 1} \sum_{x' = x-w}^{x+w} \xi'_\delta(x')$$

Al hacer este cálculo, w debe ser lo suficientemente grande para evitar que $\xi_\delta(x)$ sea completamente caótico, pero no tan grande como para arruinar todo el punto de permitir un desplazamiento radial variable. Por ejemplo, se ha

observado que 10° funcionan bien. Una vez que se calcula la función $\xi_\delta(x)$ para cada δ , los productos internos definidos en las ecuaciones al comienzo de esta sección se pueden calcular fácilmente.

Una correlación fuerte corresponde a valores grandes de ambos productos internos. El dominio de ambos productos internos es $[-1, +1]$; por lo tanto, la correlación neta se basa en el promedio de los dos productos internos. En un intervalo de $\pm 18^\circ$, un límite biológico razonable para la ciclorsión, la correlación neta se calcula a partir del promedio de los dos productos internos.

$$C(\delta) = \frac{P_S(\delta) + P_G(\delta)}{2}$$

En la figura 9 se muestra un ejemplo de mediciones de correlación en función del ángulo de ciclorsión propuesto.

Extracción y aplicación del ángulo de ciclorsión - Procesos 210 y 212

El ángulo de ciclorsión es el ángulo que produce la máxima fuerza de correlación entre las características extraídas, que corresponde al máximo global de la curva C en la figura 9. Se calcula una puntuación de confianza τ basándose en la fuerza del máximo global en relación con el siguiente máximo local más alto, de acuerdo con la siguiente fórmula:

$$\tau = 100 * (1 - 10^{1-r})$$

En donde r es la relación entre el máximo global y el siguiente máximo local más grande presente en la función de correlación después del suavizado gaussiano. Por ejemplo, en la función de correlación suavizada para el gráfico de la figura 9, el máximo global es de $+9,5$ grados y el siguiente máximo local más fuerte se produce a $-14,5$ grados. A partir de la función de correlación sin suavizar, las fuerzas de correlación en estos ángulos de ciclorsión son $0,39$ y $0,08$, respectivamente; por lo tanto, $r = 4,88$ y la puntuación de confianza resultante es prácticamente 100 . Cabe apreciar que $r = 1$ produce una puntuación de confianza de 0 , $r = 2$ produce una puntuación de confianza del 90% , y es imposible obtener una puntuación superior a 100 o inferior a cero (porque se garantiza que r es superior o igual a 1). La puntuación de confianza se multiplica junto con la fuerza de la correlación en el máximo global de la función de correlación no suavizada (exactamente como se ha observado en el gráfico anterior) para obtener una puntuación final que se puede usar para decidir si el registro fue exitoso o no basándose en un umbral de análisis experimental determinado (véase la sección de validación). Esto construye una métrica de confianza que depende tanto del valor absoluto de la fuerza de correlación como del valor de la fuerza de correlación con respecto al siguiente pico más convincente en la función de correlación. Es importante que la métrica dependa de ambos: uno puede imaginar que si los dos picos más altos tuvieran exactamente la misma altura, ciertamente no sería sensato elegir uno arbitrariamente. De manera similar, independientemente de la puntuación relativa, no se debe confiar en una fuerza de correlación absoluta significativamente menor que la de todos los pares de imágenes verificados como registrados correctamente.

En el sistema de coordenadas naturales zurdo de las imágenes, el ángulo de ciclorsión calculado indica qué valor del ángulo en la imagen del topógrafo se alineó con el ángulo cero en la imagen de tratamiento. En el sistema de coordenadas diestro (en donde el sentido contrario a las agujas del reloj corresponde a valores positivos de θ), esto es equivalente a cómo se giraría la imagen del topógrafo para alinearse con la imagen de tratamiento. Este es el número necesario, porque el tratamiento se planeó en el marco de referencia de la imagen del topógrafo. Por lo tanto, para un ángulo de ciclorsión de $9,5$ grados, la brújula que define el sistema de coordenadas angulares en el sistema láser debe girarse $+9,5$ grados. Este ángulo de rotación se calcula por el procesador 118 y se transmite al controlador 104 que gira el haz de láser 106 .

Como se muestra en las figuras 10A-B, existen cuatro regiones de particular alta correlación en el ángulo de ciclorsión propuesto. En las cuatro regiones se observa fácilmente que realmente se ven como los mismos parches del iris en ambas imágenes. En varios lugares, el comportamiento del iris bajo dilatación es algo no lineal; véase, por ejemplo, cómo la fibra brillante justo a la derecha de la región más a la izquierda cambia ligeramente de forma entre las dos imágenes. Esto ilustra la naturaleza del problema de registro bajo deformación y aclara por qué el algoritmo usado aquí es el enfoque correcto para este tipo de problema. La deformación en este problema corresponde

- esencialmente a las fibras del iris entre las dos imágenes desplegadas que cambian ligeramente de longitud, forma y/u orientación con respecto al límite de la pupila (por lo tanto, aquí solo se analiza la parte de la deformación que no se explica por el modelo de hoja de goma). Pequeños cambios en la longitud, la forma y la orientación en general causarán pequeñas rotaciones de los vectores propios del tensor de estructura, lo que de ninguna manera es drástico para una correlación basada en el producto interno entre estos vectores propios. Estas pequeñas deformaciones también se concentran en el dominio de las frecuencias más altas en lugar de las frecuencias más bajas, y las ondículas de Gabor extraen principalmente información de las frecuencias más bajas. Por lo tanto, ambas métricas de correlación usadas aquí son teóricamente capaces de manejar pequeñas deformaciones en el registro de imágenes.
- 10 También es posible alguna validación estadística significativa. Un método de ejemplo para hacer esto es extender el intervalo permitido de ángulos de ciclorsión hasta $\pm 180^\circ$ para verificar que los máximos globales permanezcan en la misma ubicación y examinar lo fuerte que es un máximo en relación con las fuerzas de correlación de todos los demás ángulos de ciclorsión. Se muestran un par de ejemplos en las figuras 11(a)-(b). En estos gráficos, se observa que parece haber un límite fundamental sobre lo fuerte que se puede obtener una correlación a partir de un ángulo de ciclorsión incorrecto.
- 15 Tener en cuenta la ciclorsión es de suma importancia en cualquier cirugía refractiva centrada en corregir y/o compensar el astigmatismo. Se propone un algoritmo que debería ser capaz de resolver este problema en la cirugía de cataratas ya sea en el contexto de incisiones de corrección del astigmatismo o asistencia en el posicionamiento de una LIO tórica. Un aspecto interesante de la aplicación del registro del iris a la cirugía de cataratas es la perspectiva de lanzar el primer algoritmo de registro del iris que puede adaptarse a la dilatación de la pupila inducida por fármacos.
- 20 A partir de la descripción anterior, un experto en la materia puede fácilmente determinar las características esenciales de la presente invención, y sin apartarse del alcance de las reivindicaciones adjuntas, puede realizar diversos cambios y/o modificaciones de la invención para adaptarla a diversos usos y condiciones.
- 25

REIVINDICACIONES

1. Un sistema terapéutico láser, que comprende:

5 una fuente de láser configurada para emitir un haz de láser terapéutico hacia un ojo;
un sistema de control de láser en comunicación con dicha fuente de láser, en donde dicho sistema de control de
láser está configurado para controlar uno o más parámetros de dicho haz de láser terapéutico;
un analizador que comprende: una fuente de luz configurada para iluminar dicho ojo;
10 uno o más detectores configurados para recibir la luz reflejada de dicho ojo y generar imágenes de un iris de dicho
ojo;
una memoria que comprende instrucciones ejecutables por ordenador; y
un procesador en comunicación con dicho sistema de control de láser, dicho uno o más detectores y dicha
memoria, estando dicho procesador configurado para recibir dichas imágenes de dicho iris de dicho ojo y para
15 ejecutar dichas instrucciones ejecutables por ordenador, **caracterizado por que** dichas instrucciones comprenden
un algoritmo de correlación global capaz de determinar con precisión una orientación del iris basándose en dichas
imágenes de dicho iris sin necesidad de singularizar puntos particulares en dicho iris o en dicho ojo, con el fin de
generar una señal basada en una función de correlación que se define para dichas imágenes de dicho iris de dicho
ojo y siendo dicha señal capaz de girar un sistema de coordenadas para corregir la orientación de dicho haz de
20 láser terapéutico con respecto a dicho ojo, y en donde dicha señal es recibida por dicho sistema de control de
láser, que está configurado para usar dicha señal para cambiar la orientación de dicho haz de láser terapéutico
con respecto a dicho ojo.

2. El sistema terapéutico láser de la reivindicación 1, en el que dichas imágenes comprenden una primera imagen que
se genera justo antes del tratamiento de dicho ojo por dicho haz de láser y una segunda imagen que se genera antes
25 de que se genere dicha primera imagen.

3. El sistema terapéutico láser de la reivindicación 1, en el que dichas instrucciones ejecutables por ordenador realizan
la función de detectar a partir de dichas imágenes un límite entre un iris y una pupila de dicho ojo.

30 4. El sistema terapéutico láser de la reivindicación 1, en el que dichas instrucciones ejecutables por ordenador realizan
la función de detectar a partir de dichas imágenes un límite entre un iris y una esclerótica de dicho ojo.

5. El sistema terapéutico láser de la reivindicación 3, en el que dichas instrucciones ejecutables por ordenador realizan
la función de detectar a partir de dichas imágenes un límite entre un iris y una esclerótica de dicho ojo.

35 6. El sistema terapéutico láser de la reivindicación 1, en el que dichas instrucciones ejecutables por ordenador realizan
la función de enmascarar en dichas imágenes regiones de un párpado de dicho ojo.

40 7. El sistema terapéutico láser de la reivindicación 1, en el que dichas instrucciones ejecutables por ordenador realizan
la función de enmascarar en dichas imágenes regiones de una pestaña de dicho ojo.

8. El sistema terapéutico láser de la reivindicación 1, en el que dichas instrucciones ejecutables por ordenador realizan
la función de filtrar y desplegar una imagen de un iris de dicho ojo.

45 9. El sistema terapéutico láser de la reivindicación 1, en el que dichas instrucciones ejecutables por ordenador realizan
la función de convertir dichas imágenes de una representación de valor de píxel en una representación basada en
características.

50 10. El sistema terapéutico láser de la reivindicación 1, en el que dichas instrucciones ejecutables por ordenador
realizan la función de medir la fuerza de correlación en función del ángulo de ciclorsión propuesto basándose en
dichas imágenes.

11. Un método para ajustar la orientación de un haz de láser terapéutico en un sistema láser terapéutico, que
comprende:

55 proporcionar una primera imagen de un iris de un ojo basada en una primera vez;
proporcionar una segunda imagen de dicho iris de dicho ojo una segunda vez;
posicionar una fuente de láser con respecto a dicho ojo, en donde dicha fuente de láser está configurada para
generar un haz de láser terapéutico, en donde dicha primera vez es justo antes de que dicho haz de láser
60 terapéutico se dirija a dicho ojo y dicha segunda vez es anterior a dicha primera vez;
caracterizado por
girar un sistema de coordenadas basándose en una función de correlación que se define para dichas imágenes
primera y segunda de dicho iris de dicho ojo para corregir la orientación de dicha fuente de láser con respecto a
dicho ojo, estando dicha función de correlación basada en determinar con precisión las orientaciones del iris sin
65 necesidad de singularizar puntos particulares en dicho iris o en dicho ojo.

12. El método de la reivindicación 11, que comprende además detectar a partir de dichas imágenes primera y segunda un límite entre un iris y una pupila de dicho ojo.
- 5 13. El método de la reivindicación 11, que comprende además detectar a partir de dichas imágenes primera y segunda un límite entre un iris y una esclerótica de dicho ojo.
14. El método de la reivindicación 12, que comprende además detectar a partir de dichas imágenes primera y segunda un límite entre un iris y una esclerótica de dicho ojo.
- 10 15. El método de la reivindicación 11, que comprende además enmascarar en dichas imágenes primera y segunda regiones de un párpado de dicho ojo.
16. El método de la reivindicación 11, que comprende además enmascarar en dichas imágenes primera y segunda regiones de una pestaña de dicho ojo.
- 15 17. El método de la reivindicación 11, que comprende además filtrar y desplegar una imagen de un iris de dicho ojo.
18. El método de la reivindicación 11, que comprende además convertir dichas imágenes de una representación de valor de píxel en una representación basada en características.
- 20 19. El método de la reivindicación 11, que comprende además medir la fuerza de correlación en función del ángulo de ciclorsión propuesto basándose en dicha imágenes primera y segunda.

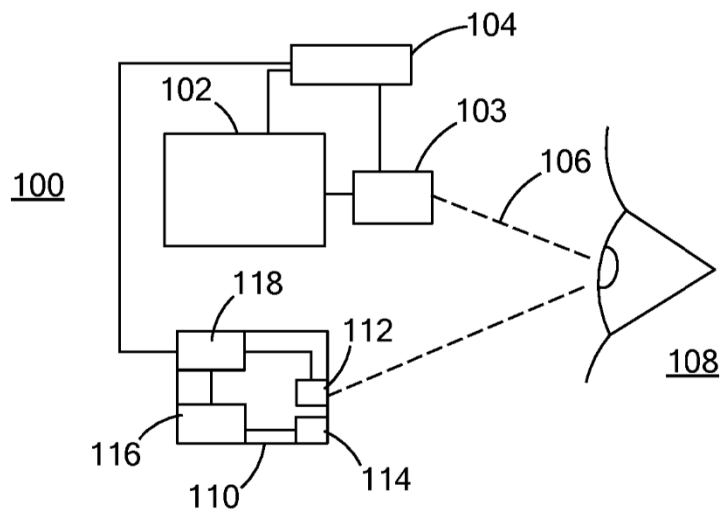


FIG. 1

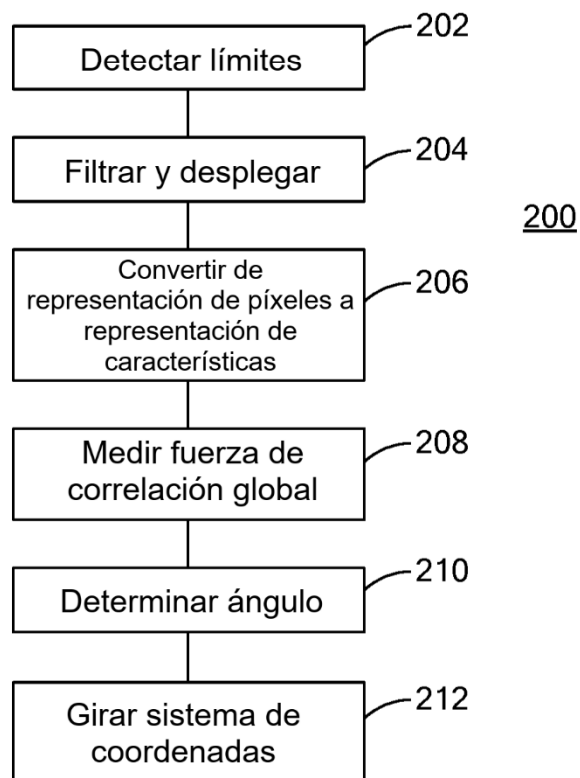
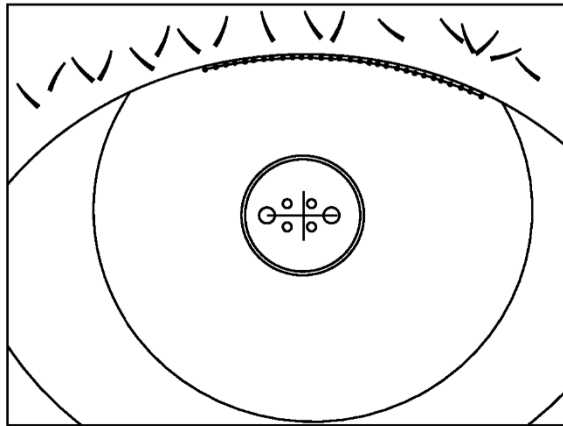
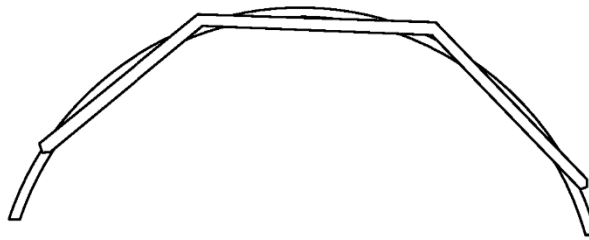


FIG. 2



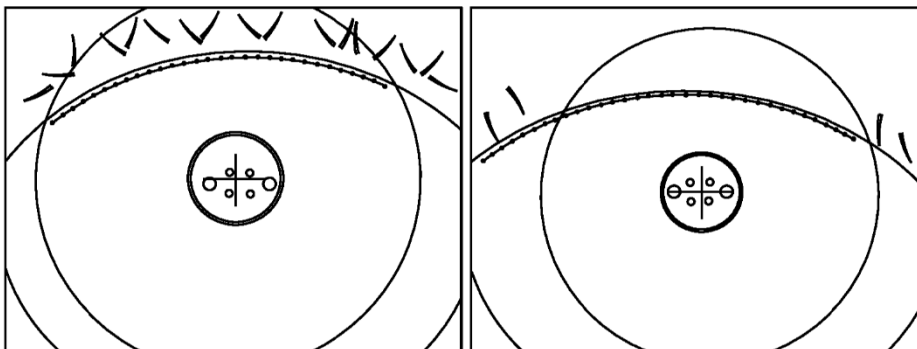
Detección del límite del iris e interferencia del párpado para una imagen CA-200F

FIG. 3



Aproximación de un arco circular usando 3 segmentos de línea

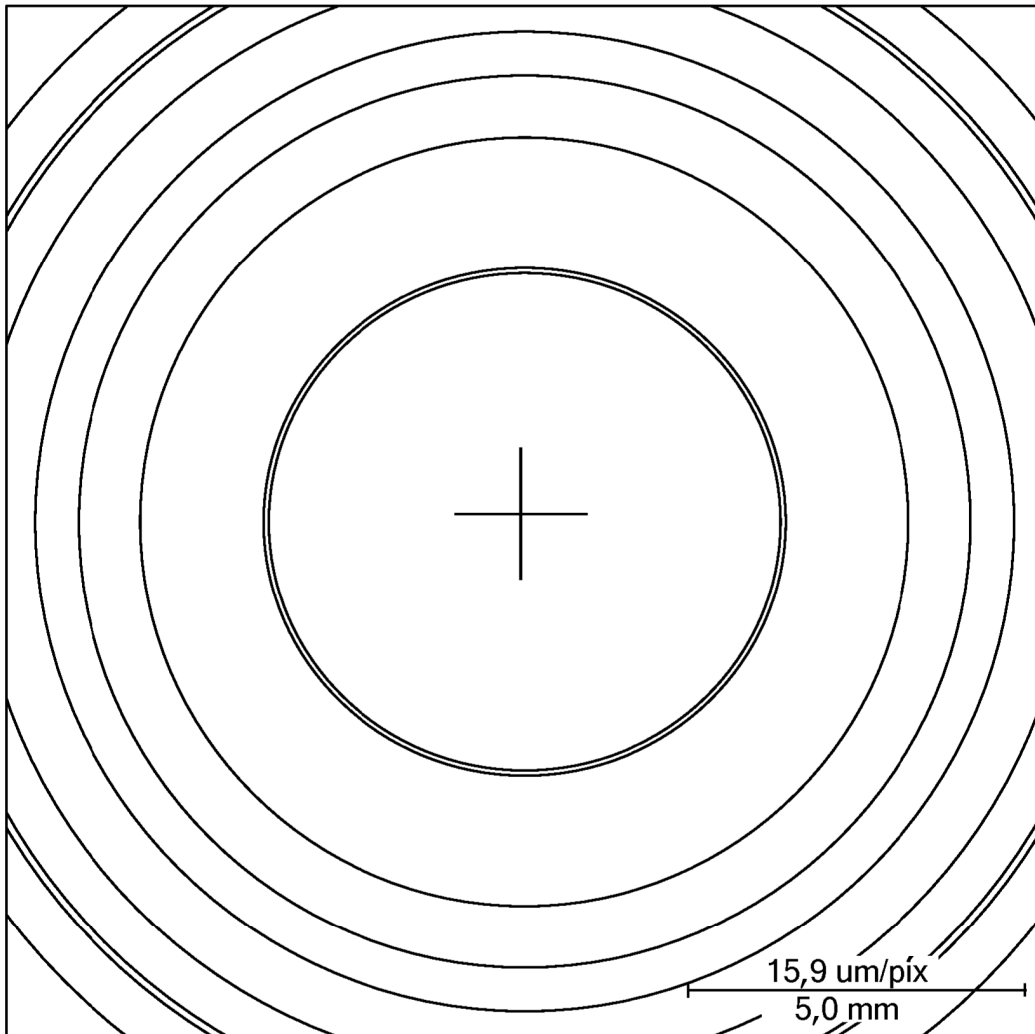
FIG. 5



Resultados de ejemplo de la detección de interferencia del párpado/pestañas

FIG. 7A

FIG. 7B



Detección del límite del iris para la imagen de tratamiento

FIG. 4

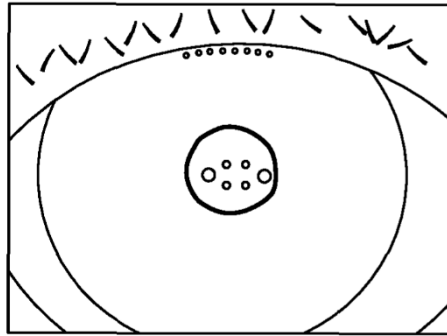


FIG. 6A

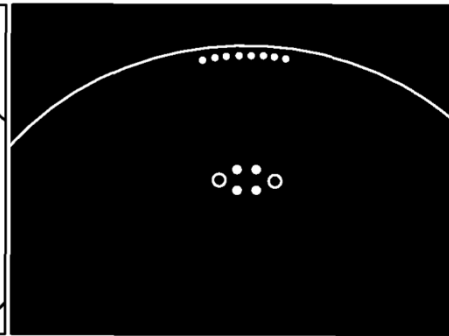


FIG. 6B

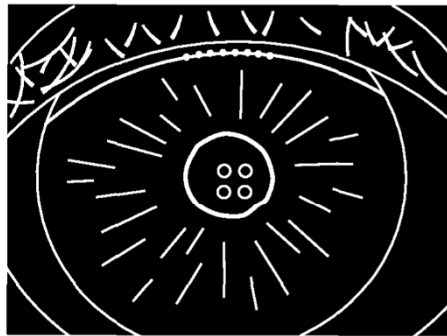


FIG. 6C

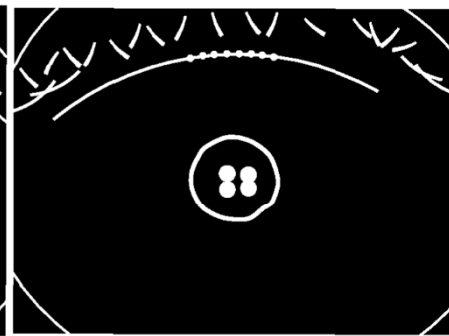


FIG. 6D

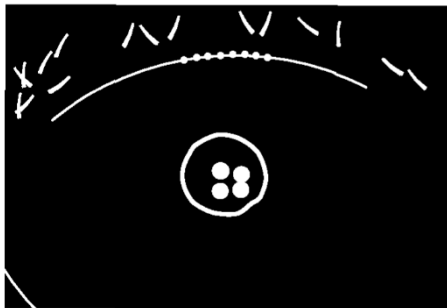


FIG. 6E

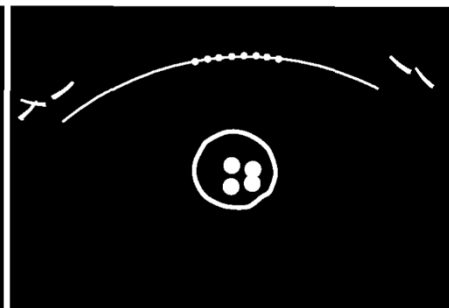


FIG. 6F

Procedimiento de filtrado de imágenes para la detección de interferencia del párpado



FIG. 8A

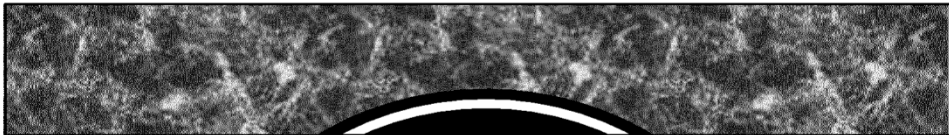


FIG. 8B

Iris filtrado por DOG desplegado (parte superior de tratamiento, parte inferior del topógrafo)

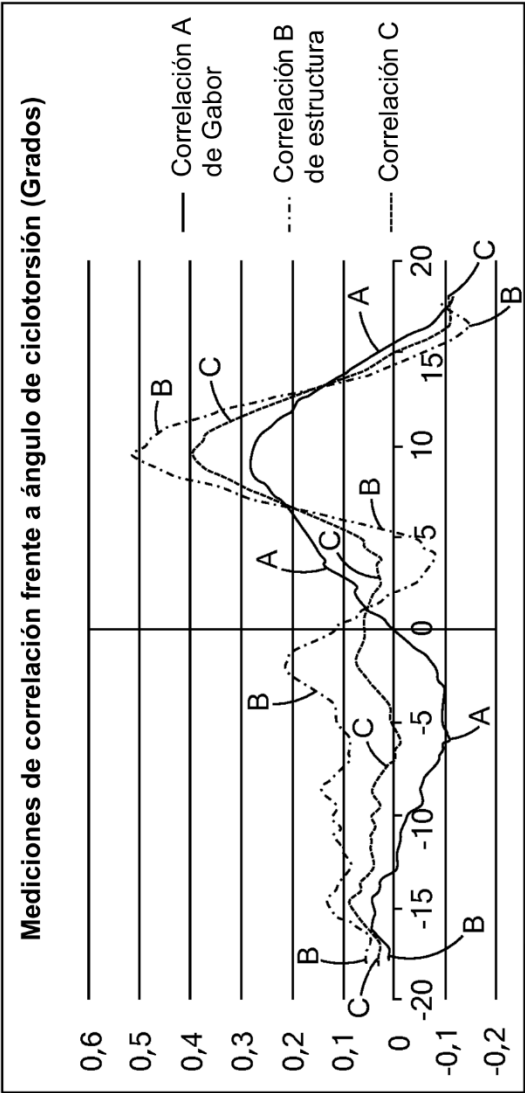


FIG. 9

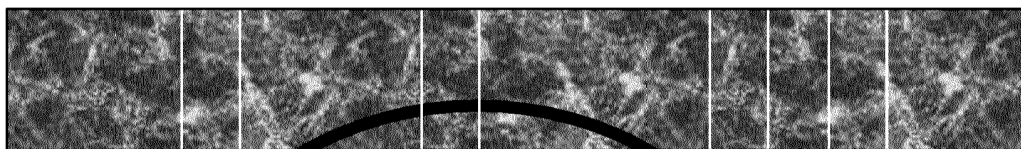


FIG. 10A

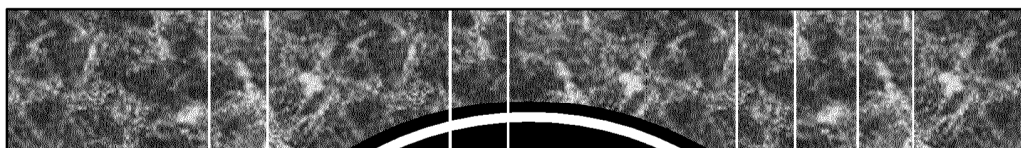


FIG. 10B

Resultado de los registros

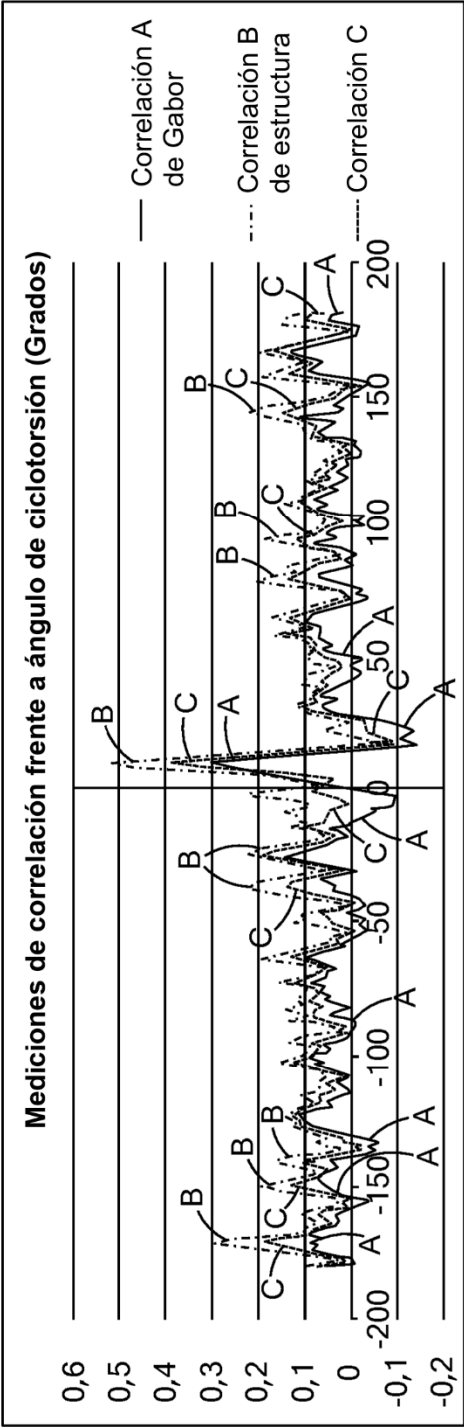


FIG. 11A

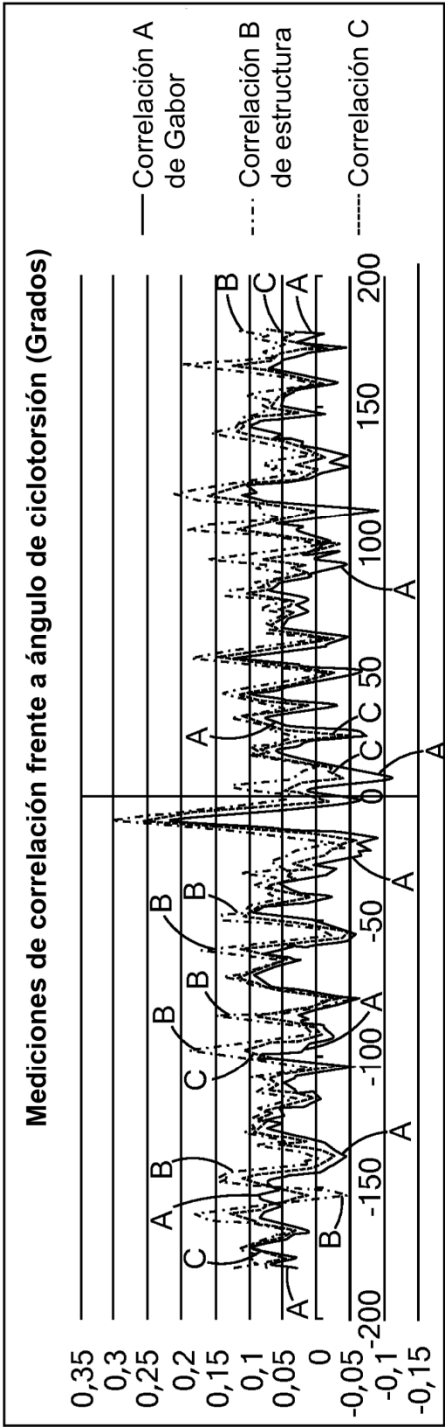


FIG. 11B

- Gráficos de correlación expandidos a ± 180 grados