



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 366 678**

51 Int. Cl.:
A61B 3/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **02791825 .9**

96 Fecha de presentación : **13.12.2002**

97 Número de publicación de la solicitud: **1455638**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **15.09.2004**

54 Título: **Medición de frente de onda con barrido secuencial mejorada y topografía de la retina.**

30 Prioridad: **14.12.2001 US 340529 P**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
24.10.2011

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
24.10.2011

73 Titular/es: **BAUSCH & LOMB INCORPORATED**
One Bausch & Lomb Place
Rochester, New York 14604, US

72 Inventor/es: **Polland, Hans-Joachim**

74 Agente: **Ungría López, Javier**

ES 2 366 678 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

Medición de frente de onda con barrido secuencial mejorada y topografía de la retina

5 Antecedentes de la invención

Campo de la Invención

10 La invención se refiere en general a la medición de la topografía y de frente de onda oftálmico y más en particular a dispositivos y métodos para una medición mejorada de frente de onda usando una técnica de barrido secuencial, y a un aparato y un método para realizar mediciones de topografía de la retina.

Descripción de la técnica relacionada

15 Se conocen diversos dispositivos y técnicas de diagnóstico oftálmico y se encuentran disponibles para crear mapas de las características físicas y ópticas del ojo. Pueden obtenerse datos físicos tales como la topología de la córnea, paquimetría, refracción y otros datos paramétricos a partir de sistemas de topografía corneal tales como el sistema de topografía corneal Orbscan II (Bausch & Lomb Incorporated, Rochester, Nueva York). Puede obtenerse información óptica tal como la aberración de frente de onda del ojo a partir de diversos dispositivos y metodologías de medición. Un aberrómetro de este tipo usa un sensor de frente de onda Hartmann-Shack para medir aberraciones de frente de onda oculares a lo largo de toda la zona óptica del ojo en un solo paso. Esto se consigue iluminando un punto sobre la retina con un haz de láser de diámetro muy pequeño y enfocando la luz saliente de la pupila de salida del ojo con una serie de microlentes en un detector. Las aberraciones del frente de onda provocan que los puntos focales en el detector que se crean por la serie de microlentes se desplacen a partir de las posiciones de un frente de onda sin aberración que pasa a través de la serie de microlentes. Estos desplazamientos permiten el cálculo directo del error de frente de onda. Varias desventajas bien conocidas del dispositivo de tipo Hartmann-Shack incluyen compensaciones de intervalo dinámico / resolución, bajas razones de señal con respecto a ruido, lecturas sospechosas en ojos patológicos, y otros conocidos para los expertos en la técnica.

30 El documento WO 00/19885 describe un dispositivo para medir aberración de refracción del ojo.

Una de las varias técnicas alternativas para medir aberraciones de frente de onda deriva de un enfoque de trazado de rayos psicofísico atribuido originalmente a Scheiner y basado en el concepto del disco de Scheiner. En resumen, este concepto se basa en el ajuste de la dirección de la luz de una imagen que llega al ojo hasta que la imagen de la retina se alinea con la imagen de la retina producida por una dirección de luz de entrada de referencia. Una explicación adicional y descripción más detallada puede encontrarse en MacRae *et al.*, Customized Corneal Ablation. The Quest for Super Vision, capítulo 16, Slack Incorporated (2001). El concepto de Scheiner se desarrolló aún más por Penney *et al.*, y su dispositivo llegó a conocerse como el refractómetro de resolución espacial (SRR). El SRR funciona haciendo que un paciente mire un objeto puntual introducido en el ojo en 37 posiciones seleccionadas sobre la córnea de manera secuencial y preguntando al paciente cuándo se enfoca la imagen en una ubicación de referencia particular a medida que se cambia la direccionalidad del objeto de entrada. Las desviaciones de rayos resultantes proporcionan información de pendientes de frente de onda a partir de la cual puede determinarse el frente de onda.

45 Una variante del concepto de SRR adaptado por Tracey Technologies LLC (Bellaire, Texas) se denomina barrido secuencial o trazado de rayos de haz delgado. La técnica de barrido secuencial se basa en introducir secuencialmente un haz de láser colimado de pequeño diámetro en el ojo en puntos seleccionados sobre la superficie de la córnea y en última instancia medir el desplazamiento ($\Delta x, \Delta y$) de cada punto de imagen sobre la superficie de la retina con respecto a una ubicación de punto de la retina de referencia (x_0, y_0). Los errores de desplazamiento son una medición directa de la aberración transversal para cada punto particular en la pupila de entrada. Con medios ópticos y de cálculo algebraico relativamente sencillos apropiados pueden medirse los desplazamientos en un detector y calcularse la aberración de frente de onda.

55 Aunque el método de barrido secuencial para la medición de la aberración de frente de onda tiene ciertas ventajas sobre técnicas de medición de frente de ondas alternativas, este método se ve afectado por ciertas carencias inherentes que están relacionadas principalmente con basarse en ciertas suposiciones sobre el ojo. Estas suposiciones se refieren particularmente a determinar una longitud correcta del bulbo ocular; y, en segundo lugar, la suposición de que la superficie de la retina es un plano liso en la superficie posterior del ojo. En realidad, sin embargo, la superficie de la retina es en el mejor de los casos una envuelta curvada que tiene una topografía de colinas y valles irregulares. Los inventores creen que esto es especialmente manifiesto en retinas enfermas y en el punto ciego de la fovea. Debido al perfil no plano de la retina, la medición de aberraciones de frente de onda realizada usando haces de entrada que son paralelos a un eje de medición de referencia tal como el eje visual o el eje óptico del ojo perderán precisión a medida que la ubicación de la retina de una imagen se desvía del plano de la retina para seguir el perfil de la envuelta de la retina real.

65 Por consiguiente, los inventores han reconocido una necesidad de un modo de mejorar la precisión de la técnica de

frente de onda con barrido secuencial; y de una mejor comprensión de la topografía de la retina alrededor de una ubicación de referencia en la retina y la capacidad para medir esta topografía.

Sumario de la invención

5 Una realización de la invención se refiere a un método mejorado para medir una aberración de frente de onda basándose en una técnica de barrido secuencial para medir tal aberración. La técnica conocida se basa en introducir un haz de referencia en el ojo que es paralelo a un eje de referencia conocido y que intersecta ojo en una ubicación de la córnea conocida. La luz se proyecta sobre la retina y se dispersa a partir de la misma hacia fuera a través del
10 ojo y se proyecta mediante una lente sobre un detector en el que se registra la posición de la imagen. Un segundo haz se introduce en el ojo paralelo al eje de referencia y desplazado una distancia conocida con respecto al haz de referencia de manera que incide en el ojo en una ubicación de la córnea deseada. El segundo haz se proyecta sobre la retina en una ubicación de la retina diferente a la del primer haz, se dispersa, y se proyecta igualmente sobre un detector. El desplazamiento entre la segunda imagen y la primera imagen en el detector se usa entonces de una
15 manera conocida para calcular la aberración de frente de onda del ojo. La mejora, según la invención, se basa en introducir un tercer haz en el ojo en la misma posición que el segundo haz sobre la superficie de la córnea pero inclinado con un ángulo con respecto al eje de referencia de manera que la ubicación de la imagen en la retina de la tercera imagen se haga coincidir con la ubicación de la imagen en la retina de la primera imagen. La luz de la tercera imagen dispersada desde la retina se proyecta sobre el detector y el desplazamiento entre la ubicación de la tercera
20 imagen y la ubicación de la imagen de referencia se usa de una manera conocida para proporcionar una medición más precisa del frente de onda que la proporcionada por la segunda imagen.

En otra realización, se describen un método y un dispositivo para determinar una variación topográfica de la superficie de la retina. Basándose en el poder de enfoque conocido del ojo e información paramétrica tal como la
25 longitud del bulbo, una medición de aberración de frente de onda indicativa de un cambio en el poder de enfoque esférico puede usarse de una manera conocida para determinar la variación en la longitud del bulbo que daría lugar al cambio medido en el poder de enfoque esférico. Con referencia de nuevo a la realización, las mediciones en el detector pueden usarse para determinar el desplazamiento lateral sobre la superficie de la retina correspondiente al desplazamiento de puntos de imagen con respecto al haz de referencia y el segundo haz. La medición más precisa
30 obtenida a partir del tercer haz, tal como se describió anteriormente, puede usarse entonces para determinar el cambio en la longitud del bulbo dando lugar al error de medición refinado. La diferencia en la longitud del bulbo basada en este error medido será indicativa de la topografía de la retina en esa ubicación de imagen particular sobre la retina. Por tanto, puede crearse un mapa de la topografía de la retina correspondiente a las diversas ubicaciones sobre la superficie de la córnea en las que se introducen los haces de entrada en el ojo.

35 Las realizaciones descritas anteriormente tienen una base en técnicas de barrido secuencial y aparato convencionales y comprenden mejoras y modificaciones en los sistemas y métodos conocidos para mejorar la precisión de mediciones convencionales y proporcionar mediciones paramétricas adicionales del ojo.

40 Estos y otros objetivos de la presente invención se harán más fácilmente evidentes a partir de la descripción detallada que sigue. Sin embargo, debe entenderse que la descripción detallada y los ejemplos específicos, aunque indican las realizaciones preferidas de la invención, se facilitan sólo a modo de ilustración, puesto que para los expertos en la técnica se harán evidentes diversos cambios y modificaciones dentro del alcance de la invención, basándose en la descripción y los dibujos del presente documento y en las reivindicaciones adjuntas.

45 **Breve descripción de los dibujos**

Las figuras 1a y 1b son ilustraciones esquemáticas que muestran trayectorias de rayos de luz que ilustran un sistema y un método según realizaciones de la invención;
50 la figura 2 es un dibujo de trazado de rayos que muestra diferentes trayectorias de luz según una realización de la invención;
la figura 3 muestra una representación gráfica de la relación entre el error de desenfoque esférico y la dirección de los rayos de luz que salen del ojo; y
la figura 4 es una ilustración esquemática que muestra trayectorias de rayos de luz en una realización de la
55 invención dirigida a la medición de la topografía de la retina.

Descripción detallada de una realización preferida de la invención

Una realización preferida de la invención para medir de manera más precisa una aberración de frente de onda de un ojo usando una técnica de barrido secuencial se describe junto con las figuras 1a y 1b. En la figura 1a, un ojo 10 que va a medirse tiene un plano 12 de la córnea anterior representativo y un plano 14 de la retina representativo. Un eje 16 de referencia está representado mediante el eje visual del ojo cuando se fija en un objetivo 18. Un divisor 20 de haz permite que los primeros y segundos haces 22, 24 de entrada paralelos alcancen la córnea a partir de una fuente 19 de láser que incorpora un aparato de barrido (no mostrado), y dirige haces de retorno dispersados desde el plano de la retina a través de una lente 30 de formación de imágenes hasta un detector 28. Los primeros y segundos haces 22, 24 son preferiblemente haces de láser colimados que tienen un diámetro entre

aproximadamente 0,2 mm y 2,0 mm y más preferiblemente entre aproximadamente 0,4 mm y 0,5 mm. El intervalo de longitud de onda del haz de entrada está preferiblemente entre aproximadamente 400 nm y 1200 nm y más preferiblemente en el intervalo del IR cercano de aproximadamente 700 nm a 900 nm.

5 Un experto en la técnica apreciará que la configuración comprende todo el hardware y software de dispositivo para medir aberraciones de frente de onda del ojo con un analizador de frente de onda de barrido secuencial. Los componentes del dispositivo incluyen en general medios para introducir secuencialmente un haz de luz de referencia en el ojo en una ubicación seleccionada sobre la córnea que tiene una trayectoria de propagación coincidente con un eje de referencia, y una pluralidad de haces de luz de medición en el ojo en ubicaciones seleccionadas sobre la
10 córnea que tienen trayectorias de propagación que son paralelas entre sí y paralelas al eje de referencia. Además, el dispositivo comprende en general medios para capturar luz de cada uno de los haces de entrada dispersados a partir de diferentes ubicaciones de la superficie de la retina y proyectar esta luz en una ubicación externa deseada, un detector para recibir la luz proyectada y detectar un desplazamiento de la imagen con respecto a una imagen de referencia en el detector, y hardware / software para calcular la aberración de frente de onda correspondiente a una
15 ubicación en la córnea particular a partir de los datos de desplazamiento de la imagen en el plano del detector. La disposición real de un dispositivo comprende diseños de ingeniería que no son cruciales para entender la presente invención y, por tanto, no se discuten con mayor detalle.

Con referencia de nuevo a la figura 1a, un método conocido para medir la aberración de frente de onda del ojo mediante una técnica de barrido secuencial es tal como sigue: se introduce un primer haz 22 de láser de entrada en el ojo 10 a lo largo del eje 16 visual del paciente y aproximadamente por el centro de la pupila. El primer haz 22 de entrada corta la superficie de la córnea en la ubicación P_1 . El sistema óptico del ojo enfoca este haz en la ubicación (1) sobre el plano 14 de la retina para un ojo emétrope. Si no se corrige el desenfoque miope o hipermetrópe, la posición focal real de la luz de entrada se ubicaría en f_2 tal como se muestra en la figura 1b en lugar de en la
20 ubicación (1) sobre el plano 14 de la retina. La luz en la posición (1) sobre el plano 14 de la retina se dispersa y sale del ojo a lo largo de su trayectoria de entrada tras lo cual se dirige mediante un óptico 20 a través de la lente 30 de obtención de imágenes. Las lente de obtención de imágenes proyecta la luz dispersada sobre el detector 28 en la ubicación 31 de referencia teniendo las coordenadas de posición de referencia (x_1, y_1) .

30 Un segundo haz 24 secuencialmente de entrada paralelo a la trayectoria de haz de 22 y desplazado con respecto al mismo una distancia d incide la córnea en una ubicación P_2 . Suponiendo, por motivos de claridad de la descripción, que el ojo 10 es miope, el segundo haz 24 de medición cruza el eje 16 de referencia en f_2 (figura 1b) e incide en el plano 14 de la retina en la posición (2). La ubicación (2) sobre el plano 14 de la retina está desplazada con respecto a la ubicación (1) una distancia B . El segundo haz 24 se dispersa por la retina y sale del ojo en una dirección general indicada por el ángulo β tras lo cual se proyecta como un punto 33 sobre la superficie 28 del detector en una posición (x_2, y_2) . El desplazamiento del punto 33 proyectado con respecto al punto 31 de referencia, representado mediante x_{2-1}, y_{2-1} , se calcula de manera conocida para proporcionar información de aberración de frente de onda correspondiente a los puntos P_1 y P_2 sobre la superficie de la córnea. En un sistema real, una pluralidad de haces de medición 24_n se introducirían secuencialmente en el ojo en diferentes ubicaciones P_n sobre la córnea de modo que
35 podría crearse un mapa de la aberración de frente de onda a lo largo de toda el área superficial deseada de la córnea.

Debido al hecho de que el plano 14 de la retina no es en realidad una superficie plana sino más bien puede pensarse que es una envuelta que presenta variación topográfica a lo largo de su superficie, la medición de aberración de frente de onda derivada de los puntos de desplazamiento de la imagen en el detector no proporciona necesariamente la precisión que podría desearse, por ejemplo, una desviación de la superficie de la retina 100 μm con respecto a la superficie plana da como resultado un cambio en la esfera de aproximadamente 0,3 dpt. Según una realización de la invención, la precisión de medición de frente de onda puede mejorarse tal como sigue. Las siguientes definiciones, con referencia a las figuras, ayudarán al lector a entender la invención.
45

50 d = desplazamiento del segundo haz de medición con respecto al primer haz de referencia sobre la superficie de la córnea;
 f_2 = longitud focal de ojo emétrope (aproximadamente 55 D);
 l = longitud del ojo a lo largo del eje de referencia desde el plano 12 de la córnea hasta el plano 14 de la retina (de manera habitual aproximadamente 25 mm \pm 4 mm);
55 B = distancia a lo largo del plano de la retina entre la imagen (1) de referencia y la imagen (2) de referencia desplazada;
 f_3 = longitud focal de la lente 30 de obtención de imágenes;
 x_{1i}, y_{1i} = desplazamiento del punto de haz proyectado con respecto a la posición de referencia x_1, y_1 sobre el detector;
60 β = ángulo de dirección general de la luz dispersada que sale del ojo con respecto al haz de medición de entrada paralelo en el centro de la córnea; y
 α = ángulo de un haz de medición adicional usado para mejorar la precisión de la medición de frente de onda según una realización de la invención.
65

Con referencia de nuevo a la figura 1b, se introduce un haz 26 de medición ajustable adicional en el ojo en un punto

de corte sobre el plano de la córnea que es el mismo que el punto de corte P_2 del segundo haz 24 de entrada. El ángulo α del haz ajustable con respecto a un eje de referencia se ajusta de manera que un objeto en el haz 26 de luz se proyecta sobre el plano de la retina tan cerca como sea posible de la ubicación (1) (es decir, donde el haz 22 de referencia incide en el plano de la retina). El haz 26' de retorno dispersado se proyecta mediante la lente 30 de obtención de imágenes en el detector como punto 35 de imagen con las coordenadas x_3, y_3 . Generando una medición de frente de onda a partir de los datos de desplazamiento $\Delta x_{3-1}, \Delta y_{3-1}$, puede realizarse una determinación más precisa del frente de onda correspondiente a la posición P_2 de la córnea. Este procedimiento se repite entonces para cada haz de salida desplazado para crear un mapa de la correspondencia de aberraciones de la superficie de la córnea según se desee. Aunque la discusión anterior se ha realizado con referencia a coordenadas bidimensionales, se apreciará que serán necesarios cálculos vectoriales para crear un mapa del estado real.

Como ejemplo que ilustra la descripción anterior, supóngase que el método de barrido secuencial original da como resultado un error de medición de frente de onda del 10% y por tanto un error del 10% en la desviación angular del haz dispersado y de manera similar con el desplazamiento, B , sobre el plano de la retina. Además, supóngase por motivos de ilustración, que el error real del ojo que va a medirse tiene un valor de -10 D, mientras que la luz de entrada es paralela (OD). La aberración medida será por tanto de -9 D. Según la invención, el haz de ajuste se introduce en el ojo con un ángulo correspondiente a una aberración de -9 D. El desplazamiento puntual en el detector, Δx_{3-1} , será aproximadamente igual a $0,1\Delta x_{2-1}$, y $\Delta\beta$ será aproximadamente $0,1\beta$. Puesto que la aberración de frente de onda de -9 D se midió directamente a partir de β , la contribución de $\Delta\beta$ es aproximadamente de -0,9 D proporcionando un valor de aberración medido de desenfoque esférico como -9,9 D. Puesto que se tarda aproximadamente 50 ms en realizar una única medición de barrido secuencial, el tiempo total para la medición adicional es de aproximadamente 100 ms. Opcionalmente, el proceso de medición adicional podría realizarse de manera iterativa, por ejemplo, podría introducirse un cuarto haz de ajuste, a' , con una divergencia angular correspondiente a -9,9 D recién medida. El Δx_4 resultante sería aproximadamente igual a $0,1\Delta x_3$ que sería aproximadamente igual a $0,01\Delta x_2$. Esto daría lugar a un $\Delta\beta_4$ de -0,09 D dando como resultado un desenfoque esférico medido de -9,99 D para el valor real supuesto de error de desenfoque igual a -10 D. Un procedimiento iterando tres veces de este tipo tardaría aproximadamente 150 ms en completarse.

Basándose en las definiciones facilitadas anteriormente, y con referencia a las figuras, álgebra y geometría sencillas proporcionan las siguientes relaciones:

$$\beta = \Delta x_{2-1}/f_3;$$

$$\beta = n_c [1-f_2d]/f_2l;$$

$$B = l\Delta x_{2-1}/f_3;$$

... a partir de la óptica paraxial:

$$l/s = n_c/f_2 - n_c/l = n_c[1-f_2d]/f_2l;$$

(longitud de imagen de objeto sobre la retina fuera del ojo)

$$\alpha \approx d/s = n_c[1-f_2d]/f_2l = \beta;$$

$$|\alpha| \approx |\beta|.$$

Otra realización de la invención se refiere a medir una variación topográfica de la retina en puntos a lo largo de la superficie de la retina. Esto se deduce directamente de la descripción expuesta anteriormente y se explica en detalle con referencia a la figura 2. A partir de la descripción anterior se sabe que cuando un primer haz (1) paralelo al eje visual incide en la córnea en el punto P_1 y se dispersa alejándose de la superficie de la retina en X_1 , y un segundo haz (2) paralelo desplazado con respecto al primer haz incide en la córnea en el punto P_2 y se dispersa alejándose de la retina en el punto X_2 y saliendo del ojo con un ángulo β_{out} , que el desplazamiento de los puntos de imagen en un plano de detector entre los haces (1) y (2) da lugar al error de desenfoque esférico correspondiente al punto P_2

sobre la córnea. Según la realización de la invención descrita anteriormente, cuando se introduce un tercer haz (3) en el punto P₂ sobre la córnea y se dispersa desde el punto X₁ sobre la superficie de la retina, el ángulo α y el desplazamiento en el detector entre los haces (1) y (3) da lugar a un error de refracción esférica refinado correspondiente al punto P₂ sobre la córnea. Según la presente realización, se introduce un cuarto haz (4) en el ojo en la posición de la córnea P₁ y ángulo β con el que se dispersa con respecto a la superficie de la retina en X₂. Un quinto haz (5) paralelo al cuarto haz (4) se introduce entonces en el ojo en la posición de la córnea P₂. Entonces se introduce un sexto haz (6) desplazado con respecto al quinto haz (5) un pequeño ángulo δ en el punto P₂ para proporcionar un error de refracción esférica aún más refinado a partir de la posición X₂ sobre la retina y ubicación P₂ correspondiente sobre la córnea. La figura 3 muestra de forma generalizada la variación en la medición del desenfoque esférico en función del ángulo β proporcionado por la presente realización. Si, de hecho, la superficie de la córnea fuera una superficie de plano lisa, la figura 3 mostraría una línea recta horizontal indicativa de que no se ha producido una variación en el error de refracción esférica en función de la ubicación en la retina. Si se considera que el poder esférico del ojo es de aproximadamente 55 D, y la longitud del ojo, l, aproximadamente igual a 25 mm, entonces una variación del desenfoque óptico de 1 D medida según la técnica descrita anteriormente corresponderá a un desplazamiento entre X₁ y X₂ en la dirección z de 1/55 D x 25 mm / n_c ≈ 330 μm. Con una precisión de medición 0,05 D, esto proporciona una resolución en la dirección z de aproximadamente 17 μm. Puesto que un valor de ΔX sobre la superficie de la retina puede expresarse como (αi) / n_c en la que α es el ángulo de entrada conocido, cada vez se mide un error de refracción en el detector para un valor de ΔX conocido sobre la retina, un valor z en ese punto sobre la superficie de la retina puede aproximarse a partir de la correspondencia de un error de una dioptría aproximadamente igual a un desplazamiento de 330 μm en la dirección z. Por tanto, puede crearse un mapa de la topografía corneal. Esta resolución es del orden de la proporcionada por mediciones de OCT.

Una descripción más detallada de una realización de topografía de la retina según la invención se proporciona ahora con referencia a la figura 4. Si la retina fuera un plano de la retina RP, entonces los haces (1) y (2) originales se dispersarían a partir de la superficie de la retina en las posiciones X₁ y X₂, respectivamente. La diferencia ΔX₂₋₁ podría expresarse como (Δα/n) x l. Sin embargo, debido a las aberraciones del ojo y una superficie 100 no plana de la retina, los haces (2) y (3) de entrada se dispersan apartándose de las posiciones X₁₀ y X₁₂ de la retina, respectivamente. Si la retina fuera plana, el haz (3) de entrada con un ángulo Δα₂ basado en el error de frente de onda medido a partir de Δα₁ proporcionaría la misma señal en el detector para Δα₂ que para Δα₁. En este caso, Δβ₁ y Δβ₂ serían iguales. Sin embargo, las dependencias angulares, tal como se muestra, son tal como sigue, y Δψ puede medirse en el detector.

$$\Delta\psi = (\Delta\beta_2 - \Delta\beta_1);$$

$$\varepsilon = d/l = \Delta X_{10-12}/z;$$

$$\Delta X_{10-12} = dz/l;$$

$$\Delta\gamma = \Delta X_{10-12}/(l-z) \cong \Delta X_{10-12}/l = dz/l^2;$$

$$\Delta\psi = n_c \Delta\gamma = n_c dz/l^2;$$

y

$$z = l^2 \Delta\psi / n_c d.$$

Por ejemplo, suponiendo d = 5 mm, n_c = 1,336, l = 25 mm, y z = 20 μm, Δψ = 2,14 x 10⁻⁴ rad = 0,012°.

Basándose en la descripción anterior, puede observarse que el procedimiento según la invención permite medir la topografía de la retina y la aberración de frente de onda en un único sistema. Por consiguiente, una realización de la invención se refiere a un sistema para medir la topografía de la retina y la aberración de frente de onda de un sistema óptico, preferiblemente el ojo de una persona. Se apreciará además que el sistema es similar al sistema descrito anteriormente para un sensor de frente de onda con barrido secuencial mejorado con la adición de que pueden introducirse haces de medición adicionales en el ojo con diversos ángulos de entrada seleccionados permitiendo obtener varios grados de resolución de medición a partir del desplazamiento de puntos de imagen en el

detector.

5 Aunque se han elegido diversas realizaciones ventajosas para ilustrar la invención, los expertos en la técnica entenderán que pueden realizarse cambios y modificaciones en la misma sin apartarse del alcance de la invención tal como se define en las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Método para medir una aberración de frente de onda de un ojo en el que un primer haz de objeto de referencia proyectado paralelo a un eje de referencia conocido se introduce en el ojo en una primera ubicación de referencia (P_1) sobre la córnea de manera que el primer haz se dispersa a partir de una primera ubicación (1) sobre la superficie de la retina y se proyecta adicionalmente en un detector en una posición de referencia (x_1, y_1), y al menos un segundo haz de objeto secuencial paralelo a y desplazado una cantidad conocida (d) con respecto al haz de referencia se proyecta hacia el ojo en una segunda ubicación (P_2) sobre la córnea, se dispersa a partir de una segunda ubicación (2) sobre la superficie de la retina y se proyecta adicionalmente en el detector en una segunda posición (x_2, y_2), de manera que puede medirse un desplazamiento ($\Delta x_{2-1}, \Delta y_{2-1}$) entre la segunda posición (x_2, y_2) y la posición de referencia (x_1, y_1) en el detector y a partir del que puede calcularse información de aberración de frente de onda, caracterizado por:
- introducir un tercer haz correspondiente a cada segundo haz secuencial con un ángulo (α) con respecto al eje de referencia que entra en la córnea en la misma ubicación que el segundo haz y se dispersa a partir de una tercera ubicación (3) sobre la superficie de la retina sustancialmente correspondiente a dicha primera ubicación (1) sobre la superficie de la retina y se proyecta adicionalmente en el detector en una tercera posición (x_3, y_3), de manera que puede medirse un desplazamiento ($\Delta x_{3-1}, \Delta y_{3-1}$) entre la tercera posición (x_3, y_3) y la posición de referencia (x_1, y_1) en el detector, y calcularse la aberración de frente de onda correspondiente a dicha segunda ubicación (P_2) sobre la córnea, mediante lo cual la aberración de frente de onda para dicha segunda ubicación en la córnea (P_2) a partir de los datos del tercer haz es más precisa que la medición correspondiente a partir de la medición del segundo haz.
2. Método según la reivindicación 1, en el que cada uno de los haces de entrada tiene un diámetro entre aproximadamente 0,2 y 2 mm.
3. Método según la reivindicación 1, en el que cada uno de los haces de entrada tiene un diámetro entre aproximadamente 0,4 y 0,5 mm.
4. Método según la reivindicación 1, en el que los haces de entrada tienen una longitud de onda entre aproximadamente 400 y 1200 nm.
5. Método según la reivindicación 1, en el que los haces de entrada tienen una longitud de onda entre aproximadamente 700 y 900 nm.
6. Método según la reivindicación 1, en el que el eje (16) de referencia es un eje visual de fijación del ojo del paciente.
7. Método según la reivindicación 1, en el que el eje (16) de referencia es un eje óptico del ojo del paciente.
8. Método según la reivindicación 1, que comprende además introducir un número suficiente de segundos y terceros haces de entrada en diferentes ubicaciones en la córnea (P_n) para crear un mapa de frente de onda de un área superficial deseada de la córnea.
9. Método según la reivindicación 1, que se usa para determinar una variación topográfica de una superficie de la retina, que comprende además:
- realizar una primera medición del error de refracción esférica correspondiente al desplazamiento entre la segunda posición y la posición de referencia en el detector ($\Delta x_{2-1}, \Delta y_{2-1}$);
realizar una segunda medición del error de refracción esférica correspondiente al desplazamiento entre la tercera posición y la posición de referencia en el detector ($\Delta x_{3-1}, \Delta y_{3-1}$); y
determinar, para un desplazamiento (Δx_{2-1}) sobre la superficie de la retina, un cambio ($\Delta 1$) en la longitud del ojo.
10. Método según la reivindicación 9, que comprende introducir secuencialmente una pluralidad de segundos y terceros haces correspondientes a una pluralidad de ubicaciones sobre la superficie de la córnea.
11. Dispositivo de barrido secuencial mejorado para realizar una medición de frente de onda de un ojo (10), incluyendo el dispositivo medios para introducir secuencialmente un haz de luz de referencia en el ojo en una ubicación seleccionada sobre la córnea que tiene una trayectoria de propagación coincidente con un eje (16) de referencia, y una pluralidad de haces de luz de medición (24_n) en el ojo en ubicaciones seleccionadas sobre la córnea que tienen trayectorias de propagación que son paralelas entre sí y paralelas al eje (16) de referencia; medios para capturar luz de cada uno de los haces de entrada dispersada a partir de diferentes ubicaciones de una superficie de la retina del ojo y proyectar de dicha luz en una ubicación externa deseada; un detector (28) para recibir dicha luz proyectada y detectar un desplazamiento de imagen con respecto a una imagen de referencia; y medios de cálculo para calcular información de aberración de frente de onda a partir del desplazamiento de imagen

que corresponde a la ubicación de entrada sobre la córnea, caracterizado por

5 medios para introducir secuencialmente una pluralidad de haces de medición adicionales, de los que cada uno corresponde a un haz de medición, en el ojo en ubicaciones sobre la córnea que corresponden a los haces de medición y que inciden en la superficie de la retina en una ubicación sustancialmente en la que el haz de referencia incide en la superficie de la retina, de manera que se proyectan de cada uno de los haces de medición adicionales en el detector (28) con un desplazamiento con respecto a la imagen de referencia, y en el que los medios de cálculo calculan la información de aberración de frente de onda a partir del desplazamiento de imagen adicional correspondiente a las ubicaciones de entrada sobre la córnea.

10 12. Dispositivo según la reivindicación 11, para su uso para proporcionar información topográfica:
en el que además los medios de cálculo usan la información de aberración de frente de onda a partir del desplazamiento de imagen adicional e información paramétrica ocular para crear un mapa de topografía de la
15 retina.

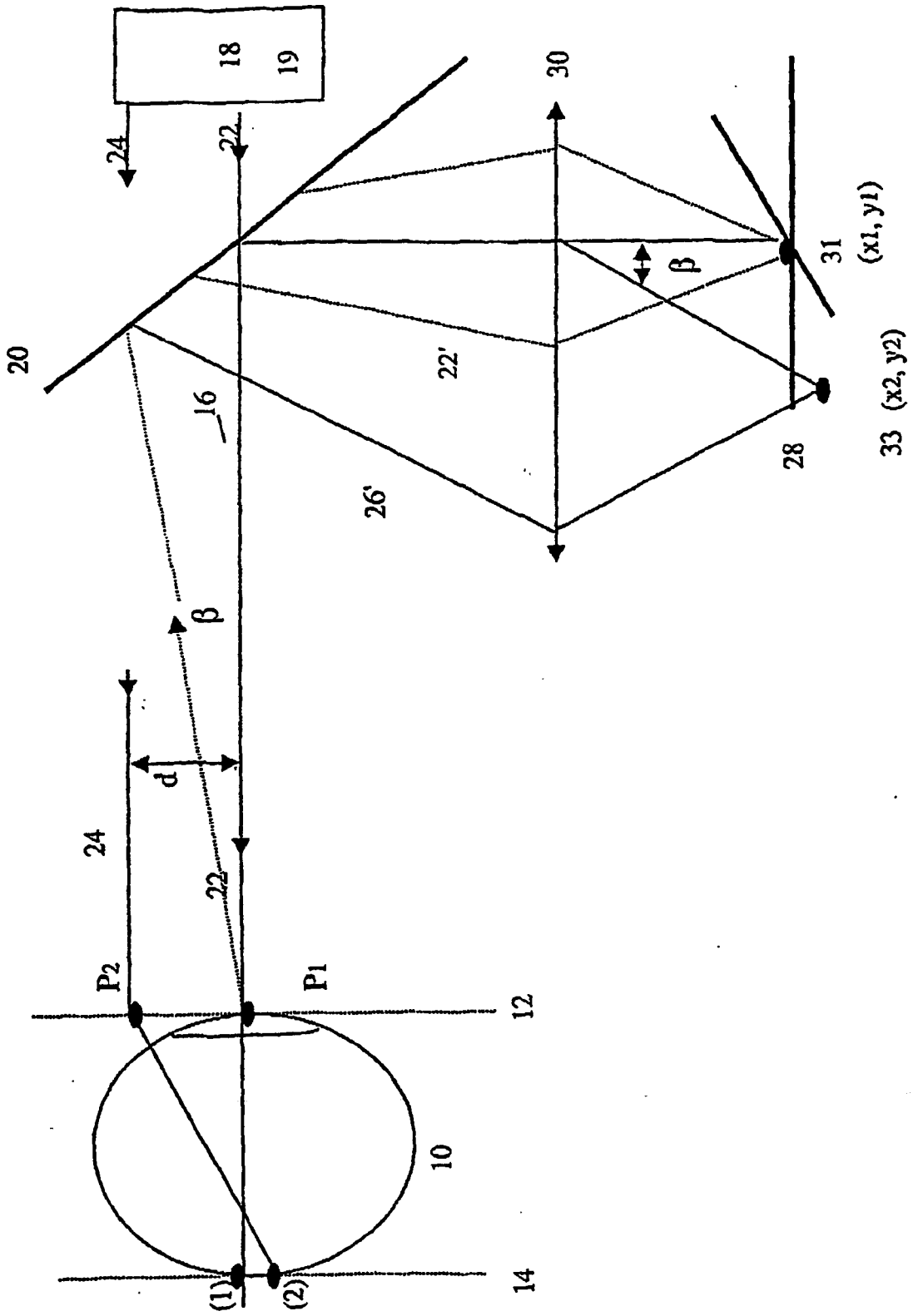


FIG 1a

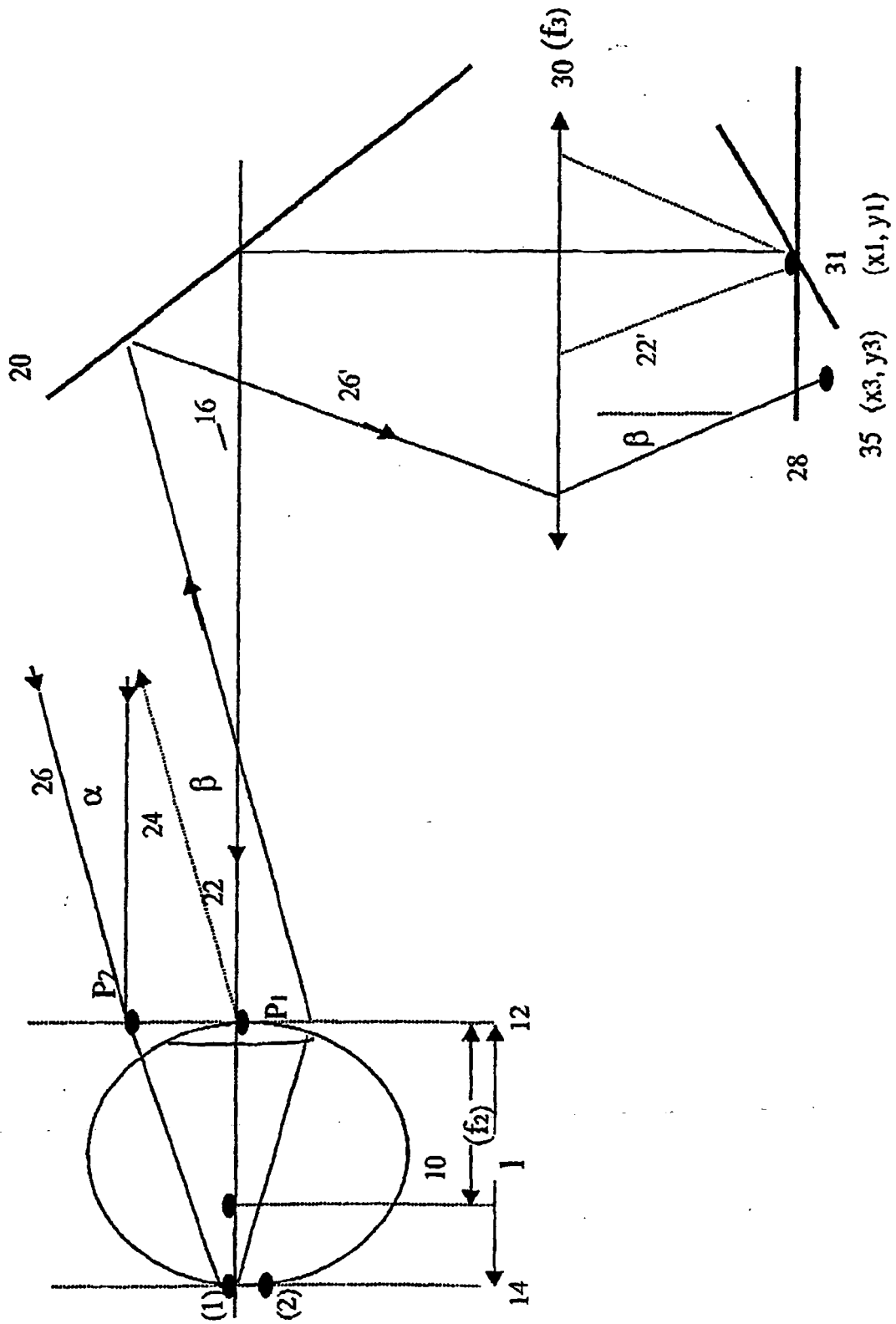


FIG 1b

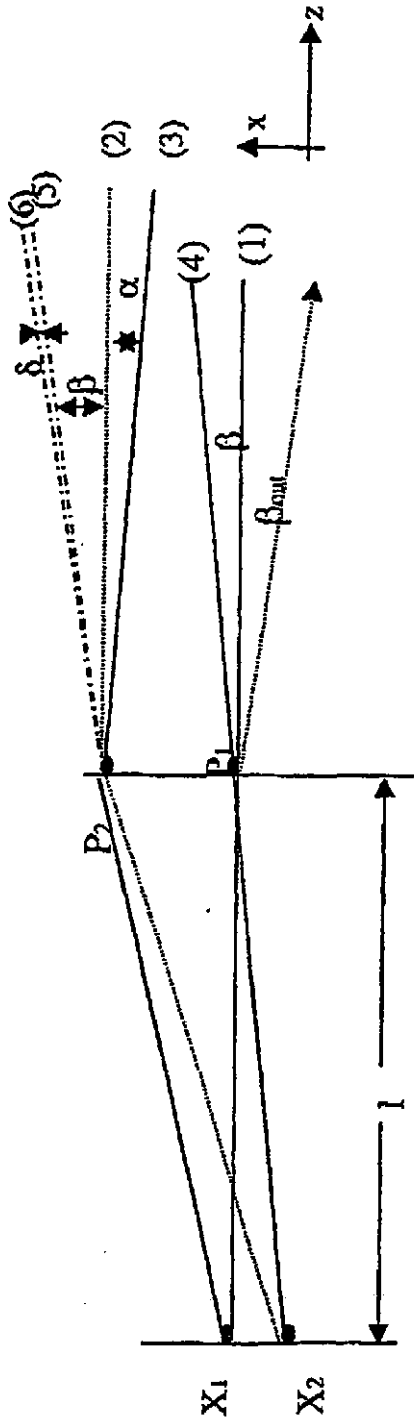


FIG. 2

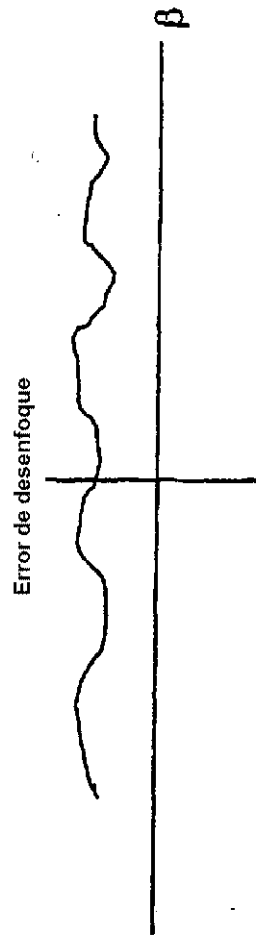


FIG. 3

