(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 712 496**

(51) Int. Cl.:

A61B 3/18 (2006.01)
A61B 3/028 (2006.01)
A61B 3/14 (2006.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(86) Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **04.03.2010 PCT/ES2010/000089**

(87) Fecha y número de publicación internacional: **10.09.2010 WO10100298**

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **04.03.2010 E 10748360 (4)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **21.11.2018 EP 2404546**

(54) Título: **Instrumento oftálmico para la medida y control binocular y simultáneo de aberraciones de los dos ojos con presentación simultánea de estímulos visuales**

(30) Prioridad:

04.03.2009 ES 200900605

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
13.05.2019

(73) Titular/es:

VOPTICA S.L. (100.0%)
Centro Europeo de Empresa e Innovación (CEEIM), Campus Universitario de Murcia
30100 Murcia, ES

(72) Inventor/es:

FERNÁNDEZ MARTÍNEZ, ENRIQUE J.;
PRIETO CORRALES, PEDRO y
ARTAL SORIANO, PABLO

(74) Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 712 496 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

Instrumento oftálmico para la medida y control binocular y simultáneo de aberraciones de los dos ojos con presentación simultánea de estímulos visuales

Campo de la invención

La presente invención se refiere a un instrumento y un método para la medida y el control binocular de las aberraciones presentes en el ojo humano, que permite además la presentación de estímulos visuales de forma simultánea a la operación del resto del método. La invención se refiere por tanto a un método que incorpora la llamada óptica adaptativa, como tecnología capaz de efectivamente actuar sobre el frente de onda de cada ojo de manera controlada, para la manipulación de las aberraciones de los ojos.

La invención está relacionada con la medida objetiva de la calidad óptica de los ojos, de forma binocular. Su campo se encuentra por tanto en el de instrumentos de carácter biomédico que son empleados para el estudio, diagnóstico o caracterización de algún proceso, sentido u órgano del ser humano. El método descrito se relaciona así mismo con la medida de la calidad visual subjetiva, por medio de test o realización de tareas visuales, que quedan afectados por la calidad óptica de los ojos, es decir sus aberraciones. Estas son medidas en todo caso también de manera objetiva. Dichas aberraciones de los ojos pueden ser eliminadas, de forma total o parcial, así como inducidas en mayor o menor grado de forma controlada. La invención por tanto se refiere a un instrumento que permite el estudio, caracterización y diagnóstico integral de la calidad de la visión, tanto desde un punto objetivo y puramente óptico, con la medida de las aberraciones, como desde un punto de vista subjetivo o perceptivo a través de la realización de test visuales en condiciones controladas, utilizando cada uno de los ojos por separado o ambos de modo binocular.

La invención describe explícitamente la realización práctica de un instrumento oftálmico, y sus variantes equivalentes que producen el mismo efecto, que implementa dicho método.

Antecedentes de la invención

La visión es un fenómeno complejo que involucra diferentes etapas, todas fuertemente interrelacionadas entre sí. En una primera fase, las imágenes de los objetos que conforman la escena que rodea al sujeto se forman sobre su retina, órgano situado en la parte posterior del ojo. Después en una etapa diferente, la retina convierte las imágenes en impulsos eléctricos y señales físico-químicas que son enviadas al cerebro por medio de células neuronales especializadas. Es en el cerebro donde tiene lugar la última etapa del proceso, y donde se produce la interpretación de la imagen, que a través de distintos procesos psicológicos da lugar a la percepción final de los objetos que inicialmente iniciaron el fenómeno de la visión. En la primera etapa, denominada comúnmente etapa óptica, la calidad de las imágenes producidas sobre la retina viene dada por las aberraciones que introduce la óptica del ojo, entendido éste como un sistema formador de imágenes. Por ello, el interés en medir y corregir las aberraciones del ojo es fundamental en el contexto de la visión. La visión en el ser humano es además binocular, se lleva a cabo mediante la cooperación de ambos ojos. Ello implica una serie de mejoras y características ventajosas sobre la percepción final del objeto con respecto al caso monocular, en la que la visión se hace a través de un solo ojo.

La medida objetiva de las aberraciones del frente de onda y su corrección mediante óptica adaptativa, entendiendo como tal la compensación en tiempo real, se ha descrito para el caso del ojo humano desde principios del siglo XXI. Así, en el trabajo de E. J. Fernández, I. Iglesias, y P. Artal, "Closed-loop adaptive optics in the human eye", Opt. Lett., 26, 746-748 (2001) se encuentra una primera implementación práctica de un sistema experimental que mediante un sensor de frente de onda, del tipo Hartmann-Shack, y un espejo deformable electrostático de membrana, consigue compensaciones de las aberraciones del ojo en tiempo real. El sensor de Hartmann-Shack, es entre todos los métodos existentes para la medida del frente de onda, el más utilizado hoy en día en el contexto de la óptica del ojo. Fue introducido originalmente en los trabajos de J. Liang, B. Grimm, S. Goelz, y J. F. Bille, ‘‘Objective measurement of WA’s of the human eye with the use of a Hartmann–Shack wave-front sensor,’’ J. Opt. Soc. Am. A 11, 1949–1957 (1994); J. Liang y D. R. Williams, ‘‘Aberrations and retinal image quality of the normal human eye,’’ J. Opt. Soc. Am. A 14, 2873–2883 (1997); así como P. M. Prieto, F. Vargas-Martín, S. Goelz, P. Artal, "Analysis of the performance of the Hartmann-Shack sensor in the human eye", J. Opt. Soc. Am. A, 17, 1388-1398 (2000), para ser desde entonces empleado intensivamente en el campo óptica oftálmica.

Una aplicación de la óptica adaptativa de gran interés práctico es su empleo en simuladores visuales. El concepto fue originariamente descrito en el artículo de E. J. Fernández, S. Manzanera, P. Piers, P. Artal, "Adaptive optics visual simulator", J. Refrac. Surgery, 18, S634-S638 (2002). La aplicación se basa en emular unas determinadas condiciones ópticas de manera controlada, y registrar la percepción del sujeto a unos estímulos o tareas visuales

dadas. Con ello se obtiene valiosa información sobre la relación entre la calidad óptica, descrita por las aberraciones, y la calidad visual.

Nuevos efectos relacionados con el concepto anterior se han obtenido recientemente, como los que se muestran en el artículo de P. Artal, L. Chen, E. J. Fernández, B. Singer, S. Manzanera, D. R. Williams, "Neural compensation for the eye's optical aberrations ", J. Vis., 4, 281-287 (2004). El concepto de simulación visual mediante óptica adaptativa ha sido también probado con éxito con fines de diseño de elementos oftálmicos.

Ejemplos específicos aplicado a las lentes intraoculares y lentes de contacto se encuentran en P. A. Piers, E. J. Fernández, S. Manzanera, S. Norrby, P. Artal, "Adaptive optics simulation of intraocular lenses with modified spherical aberration" , Invest. Ophthalmol. Vis. Sci., 45, 4601-4610 (2004) y S. Manzanera, P. M. Prieto, D. B. Ayala, J. M. Lindacher, P. Artal, "Liquid crystal Adaptive Optics Visual Simulator: Application to testing and design of ophthalmic optical elements", Opt. Express, 15, 16177-16188 (2007).

Diversas patentes también han descrito el uso de la óptica adaptativa en el estudio y caracterización de la visión, y más concretamente en la estimación de las aberraciones ópticas del ojo. La medida de las aberraciones se ha usado bien para su posterior corrección mediante espejos deformables o moduladores de fase, bien para la estimación de la refracción del ojo, y su posterior compensación con lentes oftálmicas, de contacto, intraoculares, y en general métodos de corrección de bajo orden. Así, en el documento US 6 155 684 se describe un método para la medida subjetiva de las aberraciones del ojo, y su posterior o simultánea compensación. La invención permite estimar el error refractivo del ojo, y por ello la prescripción requerida para su corrección. El método puede ser utilizado exclusivamente en visión monocular.

Otro ejemplo se encuentra en el documento US 6 379 005 B1, donde se describe un sistema de óptica adaptativa para su uso específico en el ojo humano. Este incluye una medida de las aberraciones del ojo mediante un sensor de Hartmann-Shack, y su posterior corrección por medio de un espejo deformable. El procedimiento se propone para la prescripción de lentes oftálmicas, intraoculares, e incluso cirugía refractiva. El instrumento es aplicable a un único ojo. Su extensión al caso binocular requiere la duplicación de todos y cada uno de sus componentes.

En la misma dirección, el documento US 6 722 767 B2 muestra un método que combina la óptica adaptativa, mediante un elemento corrector que introduce aberraciones de manera controlada, con la respuesta subjetiva del sujeto a la degradación de los estímulos visuales presentados. Todo ello en condiciones monoculares. Su empleo en visión binocular requiere la replica del sistema experimental que implementa el método descrito.

En el documento US 6 709 108 se muestra un método para la medida objetiva de las aberraciones del ojo, y su posterior compensación óptica por medio de una primera corrección de foco y otra posterior del resto de aberraciones. El método permite la prescripción de correcciones oftálmicas usuales de bajo orden como gafas y lentes de contacto, bajo condiciones monoculares.

El documento US 6 964 480 B2 muestra un diseño que permite la compensación en dos etapas bien diferenciadas de las aberraciones del ojo, una vez que estas han sido medidas por el propio instrumento, o estimada por cualquier otro método. En una primera etapa el desenfoque se compensa, quedando el resto de aberraciones de alto orden corregidas con un espejo deformable. El montaje es aplicable como tal solo a un único ojo cada vez.

Explotando un concepto similar, el documento US 7 128 416 B2 describe un método, e instrumento que lo implementa, capaz de estimar la refracción a partir de las medidas objetivas de las aberraciones del ojo, y modificar estas mismas aberraciones mediante óptica adaptativa. Todo ello bajo condiciones estrictamente monoculares.

Más adelante en el tiempo aparece publicado el documento US 7 195 354 B2 en el cual se propone un método, con su correspondiente realización práctica en forma de sistema electro-óptico, que permite medir las aberraciones del ojo, para compensarlas mediante un elemento corrector, permitiendo al sujeto la visión simultanea de estímulos visuales. De este modo se proporciona un método que permite al sujeto ver a través de una óptica corregida. Tal y como se presenta la invención antes mencionada, se hace explícito que el método permite solamente la visión monocular. Para su potencial aplicación en visión binocular es necesario entonces replicar completamente el sistema experimental.

Otros métodos alternativos para la corrección del frente de onda, mediante óptica adaptativa, en el contexto de óptica visual y oftálmica se han propuesto recientemente, como muestra el documento US 7 350 920 B2, en el que se aportan nuevos diseños para la implementación de la medida objetiva de las aberraciones del ojo y su corrección. La invención en sí es aplicable únicamente bajo visión monocular.

En el estado actual de la técnica, como se muestra en la descripción de las patentes anteriormente expuestas, una constante es el uso de la óptica adaptativa en condiciones exclusivamente monoculares. Sin embargo, la visión en el ser humano es manifiestamente binocular, y la interacción de los dos ojos en la percepción final de las imágenes es fundamental. Por ello, los métodos anteriores no proporcionan sino una solución parcial al problema de la estimación de la calidad óptica, y su corrección, en el contexto de la visión. Sucede pues que en todos los métodos conocidos hasta la fecha, para su posible aplicación en condiciones binoculares, se requiere la duplicación de los sistemas experimentales. Esto lleva consigo un aumento de la complejidad de los sistemas electro-ópticos, y de su coste económico, que hace en la práctica inviable su uso simultáneo en los dos ojos. La invención descrita en este documento resuelve este problema fundamental, permitiendo la medida y compensación, en general manipulación, de las aberraciones de los ojos de manera binocular empleando un único dispositivo corrector y un único sensor de aberraciones. Además, el método proporciona una vía que muestra estímulos visuales de forma simultánea a la operación del resto del sistema.

Sumario de la invención

La presente divulgación describe un método para la medida mediante un único sensor de frente de onda de las aberraciones de los ojos de un sujeto, de manera binocular y simultánea, y de su control a través de un único dispositivo corrector de aberraciones. La manipulación de las aberraciones del sujeto puede emplearse en la corrección total de las mismas, corrección parcial de únicamente ciertas aberraciones, o en general en la adición o compensación parcial de cualesquiera aberraciones ópticas, sin límite. También es posible la inducción de frente de ondas de cualquier naturaleza. El método permite además la presentación simultánea de estímulos visuales, cuya percepción queda afectada por la combinación de las aberraciones propias del sujeto y las introducidas o compensadas por el elemento corrector, todo ello de manera controlada a través del sensor. De este modo, el método presentado en la invención permite el testeo y la evaluación de la capacidad visual de un sujeto de manera binocular en presencia o ausencia de aberraciones, de modo total o parcial, siendo estas últimas controladas por el dispositivo corrector y el sensor de frente de onda. Por otro lado, el método permite naturalmente la medida objetiva de las aberraciones de forma binocular, y por tanto la estimación objetiva de la calidad visual del sujeto que es medido.

La divulgación se refiere también a una variedad de instrumentos oftálmicos para la medida y manipulación de las aberraciones de los ojos de manera binocular, tanto en su versión de bucle abierto como la de bucle cerrado, y la presentación simultanea de estímulos visuales, que emplean el método anterior.

Otras características y ventajas de la presente invención se desprenderán de la descripción detallada que sigue de una realización ilustrativa de su objeto en relación con las figuras que se acompañan.

La invención describe un instrumento oftálmico de medida, control y manipulación de las aberraciones de los dos ojos que permite la presentación binocular de estímulos, como se define en las reivindicaciones adjuntas.

En una disposición del instrumento, el control del dispositivo corrector de aberraciones se realiza en bucle cerrado a partir de las medidas del frente de onda obtenidas por el sensor, que incluyen las aberraciones del sujeto y las introducidas por el dispositivo corrector.

En otra disposición alternativa del instrumento, el control del dispositivo corrector de aberraciones se realiza en bucle abierto a partir de las medidas del frente de onda obtenidas por el sensor, que incluyen únicamente las aberraciones del sujeto.

Los estímulos visuales son proyectados en las dos retinas del sujeto de forma binocular y simultánea a la operación de la medida, control y manipulación de las aberraciones de los ojos del sujeto, estando los estímulos visuales afectados por las aberraciones introducidas por el dispositivo corrector de aberraciones.

El control y manipulación del desenfoque puede realizase por medio de un optómetro de Badal o por el elemento corrector de aberraciones

El control y monitorización de las dos pupilas se lleva a cabo de manera simultanea por medio de una única cámara.

El dispositivo corrector de aberraciones puede ser bien un espejo deformable bimórfico, un espejo deformable electrostático, un espejo deformable segmentado, un espejo deformable basado en micro espejos de actuación independiente, un modulador de fase de cristal líquido, un modulador de fase de cristal líquido ferroeléctrico, o un modulador de fase de cristal líquido sobre Silicio.

A su vez, el sensor de frente de onda puede ser bien del de tipo Hartmann-Shack, un sensor de frente de onda de tipo piramidal, un sensor de frente de onda del tipo basado en la medida de la curvatura, un sensor que emplea interferometría, un sensor del tipo que emplea imágenes de la retina obtenidas en doble paso, un sensor del tipo Tscherning, o un sensor del tipo de cilindros cruzados.La fuente de luz empleada en el instrumento oftálmico de medida, control y manipulación de las aberraciones de los ojos puede ser una fuente láser con emisión en el espectro visible, una fuente láser con emisión en el espectro infrarrojo fuera del rango visible, una fuente térmica con emisión en el espectro visible, o una fuente térmica con emisión en el espectro infrarrojo fuera del rango visible.

El control de la trayectoria de los dos haces de iluminación de los ojos se puede llevar a cabo mediante:

- reflexiones en un prisma espejado y dos espejos independientes cuyas posiciones y ángulos relativos pueden ser manipulados,

- refracciones en prismas cuyas posiciones y ángulos relativos pueden ser manipulados,

- o una combinación de prismas y espejos cuyas posiciones y ángulos relativos pueden ser manipulados.

La divulgación también describe un método de medida, control y manipulación de las aberraciones de los ojos, que emplea el instrumento oftálmico descrito en el presente documento.

Descripción de las figuras

La Figura 1 muestra en esquema las partes fundamentales para la puesta en práctica del método de medida y control de aberraciones oculares de manera binocular según la presente invención. El esquema incorpora también la vía adicional para la presentación de estímulos o realización de tareas visuales.

La Figura 2 muestra en esquema los componentes principales para la puesta en práctica del método de medida y control de aberraciones oculares y presentación de estímulos visuales según la presente invención, en su modalidad de operación en bucle cerrado.

La Figura 3 muestra en esquema los componentes principales para la puesta en práctica del método de medida y control de aberraciones oculares y presentación de estímulos visuales según la presente invención, en su modalidad de operación en bucle abierto.

La Figura 4 muestra, a modo de ejemplo práctico del método expuesto en la presente invención, una imagen tomada por el sensor o aberrómetro de Hartmann-Shack de las dos pupilas de un sujeto real. El análisis de las aberraciones de forma binocular se obtiene a través de una única imagen y sensor. La imagen se registra mediante un instrumento que incorpora las características descritas en la presente invención, en su modalidad de operación en bucle abierto.

La Figura 5 muestra un esquema, basado únicamente en elementos refractivos, de subsistema alternativo al descrito en figuras anteriores 2 y 3 para la introducción simultánea de la luz proveniente de los ojos en el sistema de medida y control de las aberraciones oculares de forma binocular.

La Figura 6 muestra los resultados obtenidos en un sujeto real a través de un sistema experimental como el descrito en la Figura 2, correspondiente al modo de operación de bucle cerrado, relativos a la medida de la función de sensibilidad al contraste.

Las siguientes referencias numéricas se vinculan a distintos elementos físicos que integran la invención, según se verá a lo largo del presente documento:

1. Aberraciones.
2. Ojo.
3. Ojo.
4. Dispositivo corrector de aberraciones.
5. Sensor de aberraciones (o de frente de onda).
6. Estímulos.
7. Haz procedente del ojo 3 , junto con 8.
8. Haz procedente del ojo 2, junto con 7.
9. Sistema de iluminación simultánea de los ojos 2, 3.
10. Fracción de la luz enviada al exterior desde el ojo 3, junto con 11.
11. Fracción de la luz enviada al exterior desde el ojo 2, junto con 10.
12. Plano de la pupila de salida del ojo 3.
13. Plano de la pupila de salida del ojo 2.
14. Sistema óptico.
15. Imagen de 12 sobre el plano del dispositivo corrector 4.
16. Imagen de 13 sobre el plano del dispositivo corrector 4.
17. Haz de luz proveniente del ojo 3, junto con 18.
18. Haz de luz proveniente del ojo 2, junto con 17.

19. Plano del sensor de aberraciones.

20. Plano de pupila de salida para presentación de estímulos.

21. Ordenador.

22. Divisor de luz

23. Haz de luz dirigido al ojo 2, junto con 24.

24. Haz de luz dirigido al ojo 3, junto con 22.

25. Ojo.

25 bis. Retina del ojo.

26. Ojo.

26 bis. Retina del ojo.

27. Fuente de luz.

28. Máscara de iluminación.

29. Colimador de la fuente de luz 27.

30. Divisor del haz.

31. Prisma de reflexión.

32. Espejo.

33. Espejo.

34. Haz de luz para el ojo 26, junto con 34 bis.

34 bis. Haz de luz para el ojo 25, junto con 34.

35. Lente del sistema.

36. Lente del sistema.

37. Elemento corrector.

38. Imagen de la pupila de salida del ojo 25.

39. Imagen de la pupila de salida del ojo 26

40. Espejo plano.

41. Espejo plano.

42. Espejo plano.

43. Sistema móvil o montura mecanizada.

44. Lente del sistema.

45. Lente del sistema.

46. Sensor de frente de onda o aberrómetro.

47. Divisor de haz.

48. Máscara de presentación de estímulos.

49. Pantalla para presentación de estímulos.

50. Cámara de control de pupila.

51. Divisor de luz.

52. Sensor de frente de onda o aberrómetro.

53. Lente.

54. Lente.

55. Divisor de haz.

56. Dispositivo corrector de aberraciones.

57. Lente.

57 bis. Lente.

58. Lente.

59. Máscara para la presentación de estímulos.

60. Estímulo visual.

61. Imagen del sensor de Hartmann-Shack del ojo 25, junto con 62.

62. Imagen del sensor de Hartmann-Shack del ojo 26, junto con 61.

63. Prisma.

64. Prisma.

65. Prisma.

66. Prisma.

67. Sistema óptico que produce dos haces diferenciados.

Descripción detallada de una forma de realización preferente de la invención

La invención presentada consiste en la medida y control de las aberraciones (1) de los ojos (2, 3) de forma binocular y simultánea, tal y como se muestra en la figura 1. Una de las ventajas más notables de la invención en su aplicación práctica se basa en la utilización de un único dispositivo corrector de aberraciones (4), así como un solo sensor de aberraciones (5). Por otro lado, su implementación permite la incorporación de una vía adicional para la presentación de estímulos (6), también de forma binocular (7, 8). La realización de la presente invención incorpora un subsistema de iluminación simultánea (9) de los dos ojos (2, 3). Una fracción de la luz introducida en los ojos (2, 3) es difundida por sendas retinas (25 bis, 26 bis), y enviada de nuevo al exterior (10, 11).

Las pupilas de salida (12, 13) de los ojos (2, 3) (entendidas como las pupilas reales o virtuales que efectivamente limitan la cantidad de luz que emerge de un sistema óptico), que se hallan sobre sendos planos P_1 y P_2, se conjugan ópticamente por medio de un sistema óptico (14) dedicado a tal fin sobre la superficie del dispositivo corrector (4), de manera que ambas pupilas (12, 13) tienen su imagen óptica (15, 16) en los planos P'_1 y P'_2 sobre dicho dispositivo corrector (4). El sistema óptico (14) garantiza que los haces de luz (17, 18) provenientes de los ojos (2, 3) no se superpongan sobre el dispositivo corrector (4), sino que lleguen separados o espacialmente resueltos. De este modo se lleva a cabo la actuación independiente y simultánea del frente de onda de forma binocular. El sistema óptico (14) garantiza y permite así de manera similar que los dos haces de luz (17, 18) provenientes de sendas pupilas (10, 11) lleguen al sensor o aberrómetro (5). En todo caso, el sistema óptico (14) garantiza que las pupilas de salida (12, 13) de los ojos (3, 2) situadas sobre los planos P_1 y P_2 se conjuguen ópticamente sobre la superficie del detector (19) que conforma el sensor o aberrómetro en dos haces diferenciados sobre P''_1 y P''_2. El montaje que realiza la invención garantiza por tanto que el plano del corrector (4) y del sensor (5) también estén conjugados ópticamente. El control de las aberraciones de los ojos de forma binocular se puede realizar mediante un ordenador (21) que procesa las medidas del frente de onda de la fracción de luz (10, 11) enviada al exterior desde los ojos (2, 3) y, eventualmente, emplea dicha información en la corrección, o en general en el control, de las aberraciones (1) a su paso por el elemento corrector (4). La incorporación de una vía para la presentación de estímulos (6) de manera binocular se implementa mediante la división de los haces (22) correspondientes a los dos ojos (2, 3). La luz proveniente de los estímulos (6) realiza el camino inverso (7, 8) hacia los ojos (2, 3). Ello se realiza a través de los planos conjugados P'''_1 y P'''_2 (23, 24), que limitan la cantidad de luz que procede de los estímulos (6). El estímulo visual (6) puede presentarse por medio de una pantalla, o varias, si se requiriera una vía por cada ojo de forma independiente.

En la figura 2 puede observarse que la iluminación de los ojos (25, 26) se realiza de manera simultánea en el montaje objeto de esta invención por medio de una fuente de luz (27), que puede ser un láser o una fuente térmica, preferiblemente en longitudes de onda infrarrojas o infrarrojas fuera del espectro visible. Con esto se consigue que el sujeto no perciba el haz de medida que incide en su retina durante la eventual realización paralela de tareas visuales. Por medio de una máscara (28) en la que se practican dos orificios, el haz colimado (29) procedente de la fuente de luz (27) queda distribuido en dos haces diferenciados. Estos llegan a un divisor de haz (30), que puede operar separando componentes espectrales tal y como efectivamente hacen los espejos dicroicos, estados de polarización, o bien distribuyendo la luz incidente en reflejada y transmitida de manera homogénea en una determinada fracción fija. La luz en forma de dos haces diferenciados reflejada por el divisor de haz (30) se redirige a los ojos (25, 26) del sujeto. En su camino, la trayectoria de los haces encuentra un prisma operando en reflexión

total (31), o eventualmente dos espejos que producen en mismo efecto de separar los haces en una dirección perpendicular, en general distinta, a la originalmente incidente. El prisma (31) está montado sobre un soporte que permite su desplazamiento para un control de la separación de los haces reflejados. Así mismo, puede incorporar movimientos de inclinación en sus planos, favoreciendo el ajuste fino de la dirección final de los dos haces.

Tras la reflexión de los haces en el prisma (31) los mismos son de nuevo reflejados por sendos espejos (32, 33). De esta manera los haces recuperan la dirección de propagación inicial antes de incidir sobre el prisma (31). Los espejos (32, 33) están montados sobre un soporte que permite su movimiento en la dirección de la luz incidente, actuando sobre su separación efectiva. De este modo se consigue ajustar la distancia entre los haces (34, 34 bis) que van a incidir y penetrar en los ojos (25, 26) del sujeto situado frente al sistema. Las pupilas de salida del sujeto deben situarse a la distancia focal de la primera lente del sistema (35). Esta última puede ser intercambiada con idéntico efecto por un espejo esférico o parabólico. La fracción de luz reflejada o difundida de vuelta en las dos retinas del sujeto realiza el viaje contrario al iniciado por los dos haces tras su reflexión en el divisor de luz (30) antes mencionado, parte que constituye el llamado subsistema de iluminación (9), y penetran separadas en el sistema óptico (14).

Por medio de las lentes siguientes (35, 36) en el sentido de la luz se consigue conjugar ópticamente las pupilas de salida del sujeto sobre la superficie del elemento de corrector (37). Éste puede ser un espejo deformable, de alguno de los tipos existente, o preferiblemente un modulador de fase basado en cristal líquido. Sobre el corrector se forman pues las imágenes bien diferenciadas de las dos pupilas del sujeto, correspondientes a cada uno de los ojos. Para que esto ocurra las dos lentes precedentes deben funcionar como un telescopio óptico y el elemento corrector (37) debe situarse a la distancia focal de la lente que lo antecede (36). Ésta puede ser reemplazada con igual efecto por un espejo esférico o parabólico. El efecto del sistema telescópico formado por las lentes (35, 36) consiste en formar las imágenes de las pupilas de salida (38, 39) de los ojos (25, 26) sobre el elemento corrector (37).

Entre las lentes (35, 36) que forman el telescopio que precede al elemento corrector (37) puede montarse un subsistema que permite el control del desenfoque de manera independiente. Para ello puede elegirse la configuración expuesta en la Figura 2, también conocida como sistema Badal u optómetro de Thorner. En esta configuración unos espejos planos (40, 41, 42) redirigen la luz de tal suerte que actuando sobre la montura (43) de los dos espejos alineados normales el uno al otro (41, 42) puede variarse la distancia efectiva entre las lentes que lo limitan (35, 36) introduciendo así un desenfoque que depende de dicha separación. Por medio de las dos lentes (44, 45), según el sentido de la luz y desde el elemento corrector (37) tal y como aparecen en la Figura 2, se conjuga ópticamente la superficie del elemento corrector (37) con la superficie del sensor de frente de onda (46). En lugar de lentes puede emplearse con idéntico efecto espejos esféricos o parabólicos.

El sensor de frente de onda (46) puede ser de cualquiera de los tipos existente, preferiblemente del tipo Hartmann-Shack. En él, el frente de onda incidente es estimado a partir de la medida de las pendientes locales del mismo, operación que se lleva a cabo muestreando el frente de onda con una red de microlentes. En el montaje que implementa la invención los frentes de onda correspondientes a cada una de las pupilas forman sus imágenes separadas, aunque de forma simultanea, sobre la superficie del sensor (46). Un divisor de haz (47), que puede operar separando componentes espectrales tal y como efectivamente hacen los espejos dicroicos, estados de polarización, o bien distribuyendo la luz incidente en reflejada y transmitida de manera homogénea en una determinada fracción fija, dirige los dos haces incidentes hacia el plano ocupado por la máscara (48). Esta máscara (48) se sitúa preferiblemente a la distancia focal de la última lente (45) situada antes del divisor de haz (47) del montaje en el sentido de la luz descrito. De esta manera se garantiza que la mascara (48) ocupa un plano conjugado al plano de las pupilas de salida del sujeto. La máscara (48) comprende un par de orificios, cuyo diámetro y separación pueden ser variables, y tal vez dependientes de la relación de aumentos total entre el plano que las contiene y el plano de las pupilas de salida del sujeto.

Detrás de la máscara (48) se coloca la pantalla (49), o eventualmente pantallas, que muestran los estímulos visuales que el sujeto puede percibir, de manera binocular y simultáneamente a la medida y manipulación de los frentes de onda de cada uno de sus ojos. La configuración descrita anteriormente y principalmente mostrada en la Figura 2 permite la actuación sobre el frente de onda en bucle cerrado. Esto es, la medida de las aberraciones de los ojos (25, 26) incluye ya el efecto que sobre éstas ha introducido el elemento corrector (37). Por tanto puede operarse de forma iterativa, y con gran precisión, hasta obtener las aberraciones deseadas, o eventualmente su hipotética corrección. Esto se puede llevar a cabo de manera eficiente mediante un único procesador, que controla simultáneamente la medida de las aberraciones (1) y la fase introducida por el corrector (37).

Una alternativa práctica para la implementación de la presente invención consiste en un sistema que opera en bucle abierto, de tal modo que la medida de las aberraciones (1) no incluye el efecto del corrector (37). Ello se describe

gráficamente en la Figura 3. La iluminación de las pupilas y posterior re-direccionamiento de la luz que emerge de las retinas (25 bis, 26 bis) de los ojos (25, 26) del sujeto se lleva a cabo de manera análoga a la descrita anteriormente, según ha sido detallado en Figura 2. Una cámara (50) puede operar en la monitorización de la posición de las pupilas de sujeto, derivando parte de la luz reflejada por estas por medio de un divisor de luz (51), de cualquiera de los tipos descritos anteriormente (30, 47). Éste puede situarse en cualquier plano del sistema experimental que permita obtener imagen de las pupilas, preferentemente en la vía de iluminación, por lo que se consigue así reducir las posibles pérdidas de luz procedente de las retinas del sujeto.

En la modalidad de bucle abierto, la luz que entra en el sistema óptico (14) es conjugada sobre la superficie del sensor de frente de onda (5, 52) por medio de un telescopio formado por dos lentes (53, 54). Éstas pueden ser reemplazadas por espejos esféricos o parabólicos con igual efecto. Del mismo modo, puede incorporarse entre ellas un subsistema Badal u optómetro de Thorner, definido por los elementos (35, 36, 40, 41, 42, 43) tal y como aparecen en la figura 2, para controlar el desenfoque tal y como se ha explicado en la descripción de la implementación de la invención en su versión de bucle cerrado. Entre las dos lentes (53, 54) puede colocarse un divisor de haz (55) de cualquiera de los tipos antes referidos (30, 47). Los haces (34, 34 bis) provenientes de sendos ojos (25, 26) son enviados hacia el corrector (56). Una lente (57), u espejo esférico o parabólico, permite conjugar las pupilas de salida de los ojos del sujeto sobre la superficie del corrector (56). Tras él, los haces pueden seguir un camino similar al descrito anteriormente en el dispositivo operando en bucle cerrado. Un par de lentes (57 bis, 58) o equivalentemente espejos con capacidad de enfocar, actuando como un telescopio, conjugan las dos pupilas proyectadas sobre el corrector (56) en la máscara (59) que limita el tamaño de los haces que efectivamente llegan al estímulo visual (60). Estos últimos son equivalentes a los descritos a propósito de la implementación en bucle cerrado (48, 49) descrita en la Figura 2.

La posibilidad de registrar en una sola imagen las aberraciones de los dos ojos se muestra en la Figura 4. En ella aparecen las típicas estructuras de puntos de un sensor de Hartmann-Shack (61, 62) que permiten la obtención de la aberración de onda para cada uno de los ojos de un sujeto. Para la obtención de dicha imagen se empleó un dispositivo similar al descrito en la Figura 1 que permite en principio la operación en bucle cerrado. El interés práctico del método descrito está justificado por la sustancial reducción de equipamiento necesario para la medida de las aberraciones del ojo, que pueden realizarse con una única cámara. La eficiencia de los algoritmos para la estimación del frente de onda a partir del desplazamiento de los centroides en una imagen de Hartmann-Shack es tal que la operación en tiempo real es perfectamente posible. Esto es de interés para el estudio de la dinámica del ojo, en condiciones binoculares.

Una de las partes fundamentales para la adecuada implementación de la presente invención es el subsistema de iluminación (9). Éste debe permitir ajustar la distancia de los haces que iluminan a las dos pupilas a la distancia interpupilar de cada sujeto en particular. Es importante así mismo dotar al subsistema de los grados de libertad necesarios para que el sujeto pueda eventualmente conseguir fundir las imágenes que reciben sus retinas provenientes del estímulo (6) en una única percepción binocular. En las figuras 2 y 3 se ha descrito y mostrado explícitamente una implementación basada en el uso de un prisma (31) en reflexión y dos espejos (32, 33). Otra alternativa que consigue idéntico efecto es el empleo de prismas operando en transmisión (63, 64, 65, 66), tal y como muestra la Figura 5. Estos son preferiblemente delgados, en el sentido de que la desviación producida al haz incidente puede aproximarse como función de su índice de refracción. Según la Figura 5 la luz que emerge de las dos pupilas, o en general de un sistema (67) que separa o produce dos haces de luz diferenciados, separada una distancia D_1, puede controlarse por medio de un sistema tal que permita variar la separación final entre dichos haces D_2. Para ello, basta con actuar de acuerdo a la Figura 5 sobre la distancia S_1. De este modo, variando solidariamente la posición una de las parejas de prismas (63, 64) con respecto a la otra (65, 66) se consigue el efecto deseado. Este subsistema puede incorporase preferentemente dentro del subsistema de iluminación (9), aunque puede también con el mismo efecto incorporase en cualquier otra situación del sistema óptico tal que los haces provenientes de sendos ojos sean paralelos.

Como ejemplo de aplicación y potencial del método descrito en el marco de la presente invención se muestra en la Figura 6 los resultados obtenidos en un sujeto real a través de un sistema experimental como el descrito en la Figura 2, correspondiente al modo de operación de bucle cerrado, relativos a la medida de la función de sensibilidad al contraste. La frecuencia seleccionada para la medida de la sensibilidad al contraste fue de 7,86 ciclos por grado. Un estímulo consistente en franjas orientadas a 0, 45, 90, y 135 grados fue mostrado, empleando para ello el método de elección forzada entre dos imágenes, una con frecuencia espacial a un determinado contraste y otra en blanco, mientras el corrector introdujo diferentes valores de aberración esférica pura, en la forma del polinomio de Zernike número 12. En particular, se programaron valores de +0,2, 0, y –0,2 micrómetros para este determinado polinomio. La máscara de la pupila de salida del sistema 48 asegura que el tamaño de las pupilas efectivas a través de las cuales el sujeto realiza el test es de 4,5 mm. El sujeto previamente ha variado la distancia entre las lentes 35, 36 que conforman el optómetro de Thorner hasta encontrar su mejor foco subjetivo. La medida de la función de sensibilidad al contraste se realiza de manera monocular, mediante oclusión del ojo que no interviene, y en condiciones de visión

binocular. De acuerdo a las medidas realizadas, se aprecia una mejora en la función de sensibilidad al contraste en visión binocular con respecto a cualquiera de los casos monoculares. En particular, para este sujeto la adición de 0,2 micrómetros de aberración esférica produce una notable mejora en la percepción de la frecuencia seleccionada. Este experimento prueba la viabilidad de la invención y demuestra su enorme potencial para la realización de numerosas tareas visuales de forma binocular y controlada, a través de la medida y manipulación simultánea de las aberraciones de los dos ojos.

REIVINDICACIONES

1. Instrumento oftálmico de medida, control y manipulación de las aberraciones (1) de los dos ojos (2, 3; 25, 26) simultáneamente, que permite la presentación binocular simultánea de estímulos visuales (6), que comprende un sistema de iluminación retiniana (9), un único dispositivo corrector de aberraciones (4, 37, 56) así como un solo sensor de aberraciones (5), caracterizado por que las operaciones de medida, control y manipulación de las aberraciones (1) se realizan en los dos ojos (2, 3; 25, 26) simultáneamente de manera binocular (7, 8) y simultáneas a la presentación de los estímulos visuales (6), en el que el único dispositivo corrector de aberraciones (4, 37, 56) y el solo sensor de aberraciones (5) están ópticamente conjugados entre sí por medio de un sistema óptico (14) que está además configurado para conjugar ópticamente las dos pupilas de salida (12, 13) de los ojos (2, 3) con el único dispositivo corrector de aberraciones (4, 37, 56) asegurando así que los dos haces de iluminación (17, 18) que emergen de los ojos no se solapan sobre el único dispositivo corrector de aberraciones (4, 37, 56) sino que llegan separados o espacialmente resueltos y de manera similar alcanzan el solo sensor de aberraciones (5).

2. Instrumento oftálmico de medida, control y manipulación de las aberraciones (1) de los dos ojos (2, 3; 25, 26) simultáneamente según lo descrito en la reivindicación 1 caracterizado por que el control del dispositivo corrector (4, 37, 56) de aberraciones se realiza en bucle cerrado a partir de las medidas del frente de onda obtenidas por el sensor (5), que incluyen las aberraciones del sujeto y las introducidas por el dispositivo corrector (4, 37, 56).

3. Instrumento oftálmico de medida, control y manipulación de las aberraciones (1) de los dos ojos (2, 3; 25, 26) simultáneamente según lo descrito en la reivindicación 1 caracterizado por que el control del dispositivo corrector (4, 37, 56) de aberraciones se realiza en bucle abierto a partir de las medidas del frente de onda obtenidas por el sensor (5), que incluyen únicamente las aberraciones del sujeto.

4. Instrumento oftálmico de medida, control y manipulación de las aberraciones (1) de los dos ojos (2, 3; 25, 26) simultáneamente según lo descrito en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3 caracterizado por que los estímulos visuales (60) que son proyectados en las retinas del sujeto, de forma binocular y simultánea a la operación de la medida, control y manipulación de las aberraciones de sus ojos, estando los estímulos visuales (60) afectados por las aberraciones introducidas por el dispositivo corrector de aberraciones (4, 37, 56).

5. Instrumento oftálmico de medida, control y manipulación de las aberraciones (1) de los dos ojos (2, 3; 25, 26) simultáneamente según lo descrito en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4 caracterizado por que un optómetro de Badal (35, 36, 40, 41, 42, 43) se proporciona para el control y manipulación del desenfoque.

6. Instrumento oftálmico de medida, control y manipulación de las aberraciones (1) de los dos ojos (2, 3; 25, 26) simultáneamente según lo descrito en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4 caracterizado por que el elemento corrector de aberraciones (4, 37, 56) se proporciona para el control y manipulación del desenfoque.

7. Instrumento oftálmico de medida, control y manipulación de las aberraciones (1) de los dos ojos (2, 3; 25, 26) simultáneamente según lo descrito en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6 caracterizado por que el control y monitorización de las dos pupilas de los ojos (2, 3; 25, 26) se lleva a cabo de manera simultanea por medio de una única cámara (50).

8. Instrumento oftálmico de medida, control y manipulación de las aberraciones (1) de los dos ojos (2, 3; 25, 26) simultáneamente según lo descrito en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7 caracterizado por que el dispositivo corrector de aberraciones (4, 37, 56) es un espejo deformable bimórfico.

9. Instrumento oftálmico de medida, control y manipulación de las aberraciones (1) de los dos ojos (2, 3; 25, 26) simultáneamente según lo descrito en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7 caracterizado por que el dispositivo corrector de aberraciones (4, 37, 56) es un espejo deformable electrostático.

10. Instrumento oftálmico de medida, control y manipulación de las aberraciones (1) de los dos ojos (2, 3; 25, 26) simultáneamente según lo descrito en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7 caracterizado por que el dispositivo corrector de aberraciones (4, 37, 56) es un espejo deformable segmentado.

11. Instrumento oftálmico de medida, control y manipulación de las aberraciones (1) de los dos ojos (2, 3; 25, 26) simultáneamente según lo descrito en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7 caracterizado por que el dispositivo corrector de aberraciones (4, 37, 56) es un espejo deformable basado en micro espejos de actuación independiente.

12. Instrumento oftálmico de medida, control y manipulación de las aberraciones (1) de los dos ojos (2, 3; 25, 26) simultáneamente según lo descrito en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7 caracterizado por que el dispositivo corrector de aberraciones (4, 37, 56) es un modulador de fase de cristal líquido.

13. Instrumento oftálmico de medida, control y manipulación de las aberraciones (1) de los dos ojos (2, 3; 25, 26) simultáneamente según lo descrito en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7 caracterizado por que el dispositivo corrector de aberraciones (4, 37, 56) es un modulador de fase de cristal líquido ferroeléctrico.

14. Instrumento oftálmico de medida, control y manipulación de las aberraciones (1) de los dos ojos (2, 3; 25, 26) simultáneamente según lo descrito en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7 caracterizado por que el dispositivo corrector de aberraciones (4, 37, 56) es un modulador de fase de cristal líquido sobre Silicio.

15. Instrumento oftálmico de medida, control y manipulación de las aberraciones (1) de los dos ojos (2, 3; 25, 26) simultáneamente según lo descrito en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 14 caracterizado por que el sensor de frente de onda (5) es del de tipo Hartmann-Shack (46, 52).

16. Instrumento oftálmico de medida, control y manipulación de las aberraciones (1) de los dos ojos (2, 3; 25, 26) simultáneamente según lo descrito en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 14 caracterizado por que el sensor (5) es un sensor de frente de onda de tipo piramidal.

17. Instrumento oftálmico de medida, control y manipulación de las aberraciones (1) de los ojos (2, 3; 25, 26) simultáneamente según lo descrito en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 14 caracterizado por que el sensor (5) es un sensor de frente de onda del tipo basado en la medida de la curvatura.

18. Instrumento oftálmico de medida, control y manipulación de las aberraciones (1) de los ojos (2, 3; 25, 26) simultáneamente según lo descrito en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 14 caracterizado por que el sensor (5) es del tipo que emplea interferometría.

19. Instrumento oftálmico de medida, control y manipulación de las aberraciones (1) de los ojos (2, 3; 25, 26) simultáneamente según lo descrito en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 14 caracterizado por que el sensor (5) es del tipo que emplea imágenes de la retina obtenidas en doble paso.

20. Instrumento oftálmico de medida, control y manipulación de las aberraciones (1) de los ojos (2, 3; 25, 26) simultáneamente según lo descrito en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 14 caracterizado por que el sensor (5) es del tipo Tscherning.

21. Instrumento oftálmico de medida, control y manipulación de las aberraciones (1) de los ojos (2, 3; 25, 26) simultáneamente según lo descrito en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 14 caracterizado por que el sensor (5) es del tipo de cilindros cruzados.

22. Instrumento oftálmico de medida, control y manipulación de las aberraciones (1) de los dos ojos (2, 3; 25, 26) simultáneamente según lo descrito en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 21 caracterizado por que la iluminación de los ojos (2, 3; 25, 26) se lleva a cabo de manera simultánea por medio de una fuente de luz (27) que es una fuente láser con emisión en el espectro visible.

23. Instrumento oftálmico de medida, control y manipulación de las aberraciones (1) de los dos ojos (2, 3; 25, 26) simultáneamente según lo descrito en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 21 caracterizado por que la iluminación de los ojos (2, 3; 25, 26) se lleva a cabo de manera simultánea por medio de una fuente de luz (27) que es una fuente láser con emisión en el espectro infrarrojo, fuera del rango visible.

24. Instrumento oftálmico de medida, control y manipulación de las aberraciones (1) de los dos ojos (2, 3; 25, 26) simultáneamente según lo descrito en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 21 caracterizado por que la iluminación de los ojos (2, 3; 25, 26) se lleva a cabo de manera simultánea por medio de una fuente de luz (27) que es una fuente térmica con emisión en el espectro visible.

25. Instrumento oftálmico de medida, control y manipulación de las aberraciones (1) de los dos ojos (2, 3; 25, 26) simultáneamente según lo descrito en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 21 caracterizado por que la iluminación de los ojos (2, 3; 25, 26) se lleva a cabo de manera simultánea por medio de una fuente de luz (27) que es una fuente térmica con emisión en el espectro infrarrojo, fuera del rango visible.

26. Instrumento oftálmico de medida, control y manipulación de las aberraciones (1) de los dos ojos (2, 3; 25, 26) simultáneamente según lo descrito en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 25 caracterizado por que se proporciona un prisma espejado (31) y dos espejos independientes (32, 33) cuyas posiciones y ángulos relativos pueden ser manipulados de modo que las reflexiones en el prisma espejado (31) y los dos espejos independientes (32, 33) permiten el control de la trayectoria de los dos haces de iluminación (34, 34 bis) desde los ojos (2, 3; 25, 26).

27. Instrumento oftálmico de medida, control y manipulación de las aberraciones (1) de los dos ojos (2, 3; 25, 26) simultáneamente según lo descrito en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 25 caracterizado por que se proporcionan prismas (63, 64, 65, 66) cuyas posiciones y ángulos relativos pueden ser manipulados para el control de la trayectoria de los dos haces de iluminación (34, 34 bis) desde los ojos (2, 3; 25, 26).

28. Instrumento oftálmico de medida, control y manipulación de las aberraciones (1) de los dos ojos (2, 3; 25, 26) simultáneamente según lo descrito en cualquiera de las reivindicaciones 1 a 25 caracterizado por que se proporcionan prismas y espejos (31, 32, 33, 63, 64, 65, 66) cuyas posiciones y ángulos relativos pueden ser manipulados para el control de la trayectoria de los dos haces de iluminación (34, 34 bis) desde los ojos (2, 3; 25, 26).

FIG. 1

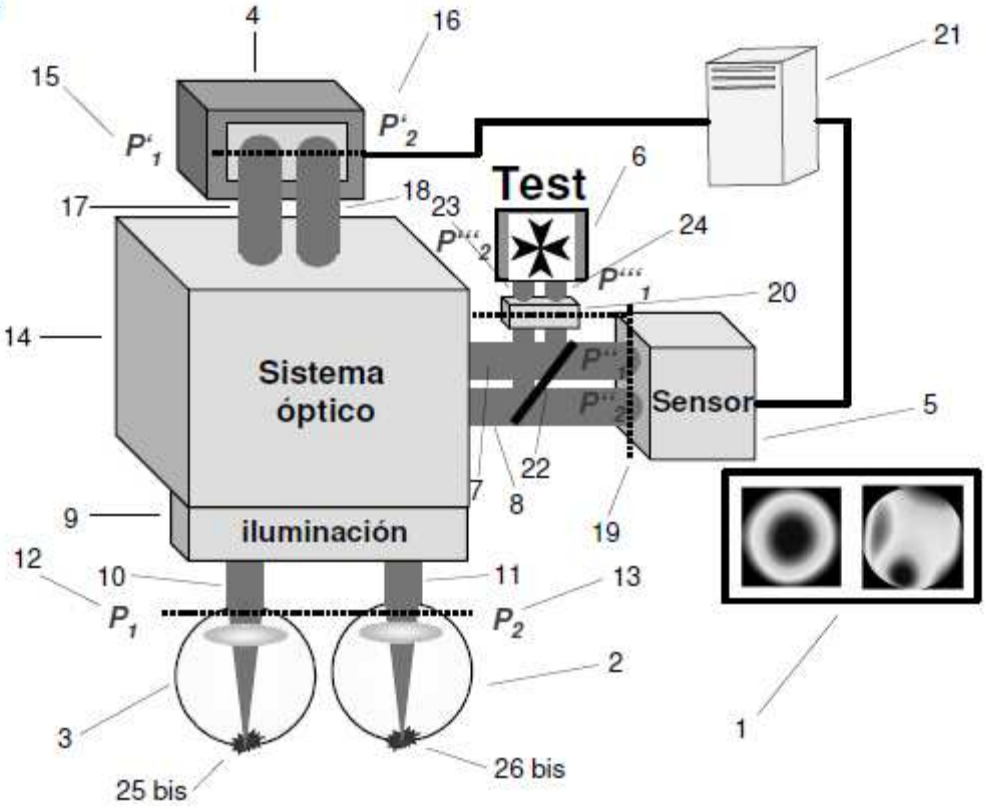

4
16
21
15
P'1
P'2
Test
6
17
18
23
P'''2
24
P'''1
20
14
Sistema
óptico
P''1
P''2
Sensor
5
22
7
8
19
9
iluminación
12
10
11
13
P1
P2
2
3
1
25 bis
26 bis

FIG. 2

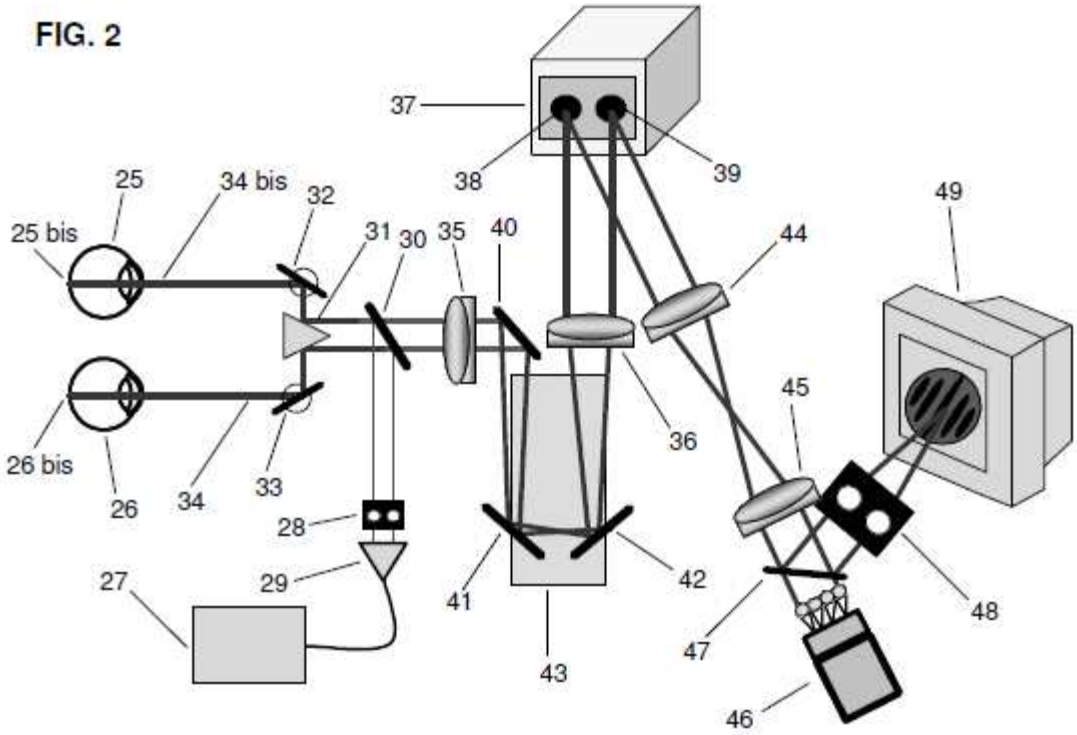

37
38
39
25
34 bis
32
25 bis
31
30
35
40
44
49
45
36
26 bis
26
34
33
28
29
27
41
42
43
47
48
46

FIG. 3

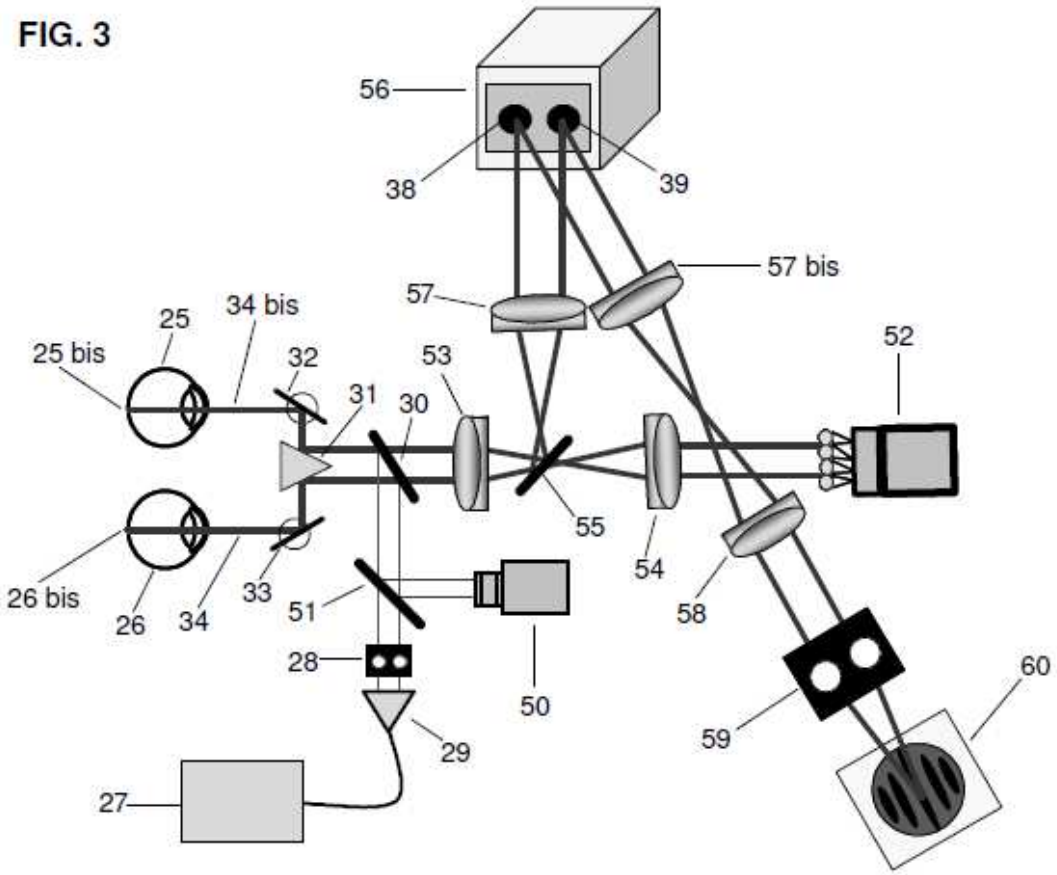

56
38
39
57 bis
57
34 bis
25
25 bis
32
53
52
31
30
55
54
58
26 bis
26
34
33
51
28
50
60
59
29
27

FIG. 4

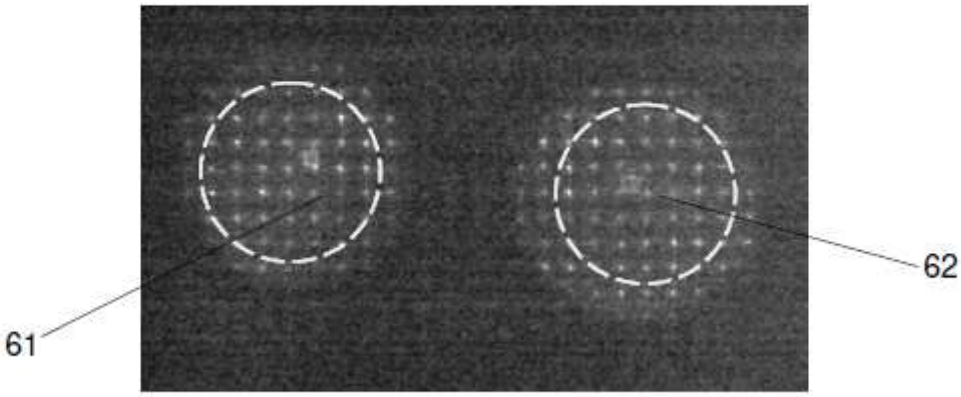


FIG. 5

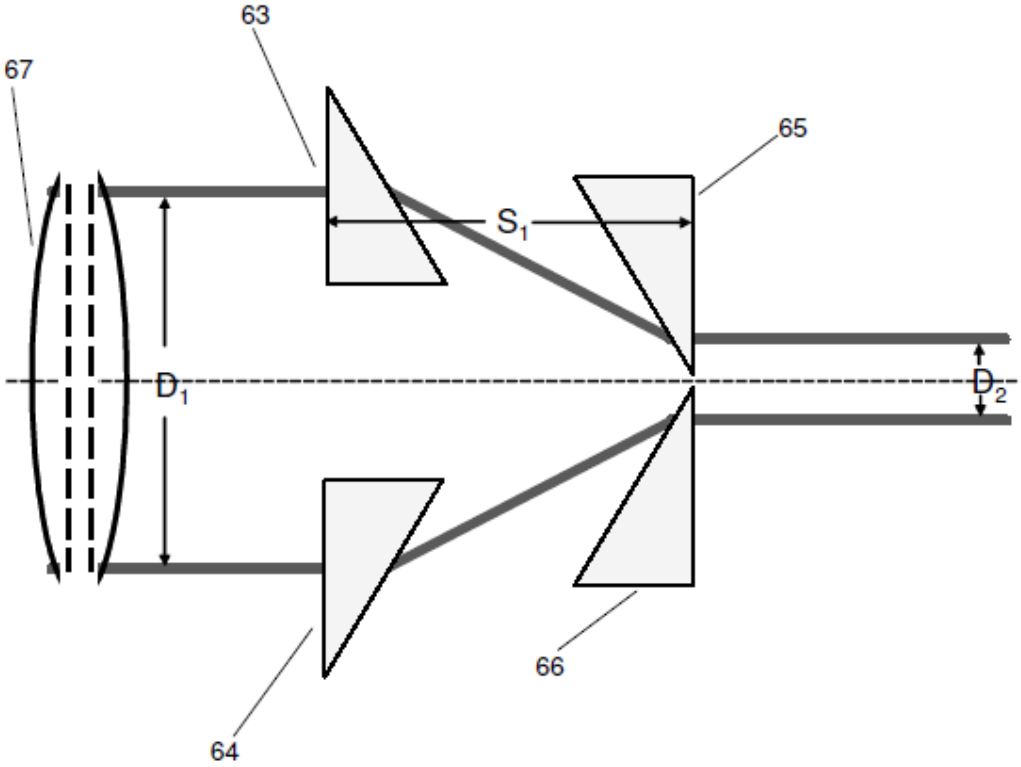
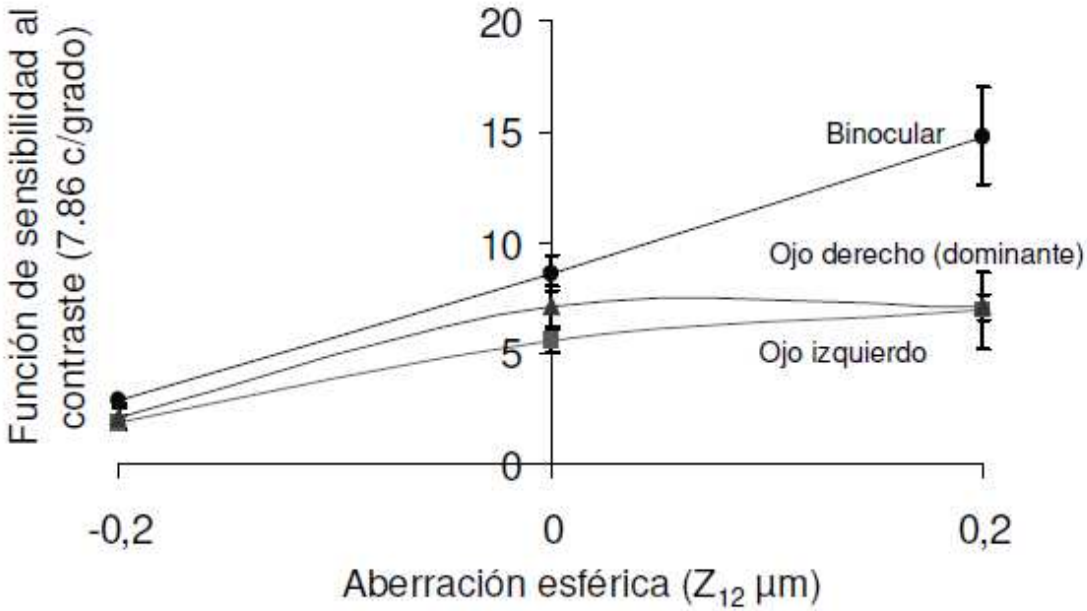


FIG. 6


Función de sensibilidad al contraste (7.86 c/grado)
20
15
10
5
0
Binocular
Ojo derecho (dominante)
Ojo izquierdo
-0,2
0
0,2
Aberración esférica (Z_{12} µm)