

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 616 462**

51 Int. Cl.:

A61B 3/10 (2006.01)

A61B 3/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **10.07.2012 PCT/EP2012/002906**

87 Fecha y número de publicación internacional: **16.01.2014 WO2014008904**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.07.2012 E 12735462 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **07.12.2016 EP 2872030**

54 Título: **Proceso y aparato para determinar las aberraciones ópticas de un ojo**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
13.06.2017

73 Titular/es:
**WAVELIGHT GMBH (100.0%)
Am Wolfsmantel 5
91058 Erlangen, DE**

72 Inventor/es:
**WUELLNER, CHRISTIAN;
DONITZKY, CHRISTOF y
KAEMMERER, MAIK**

74 Agente/Representante:
LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 616 462 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

Proceso y aparato para determinar las aberraciones ópticas de un ojo

Una realización de la invención se refiere a un proceso y a un aparato para determinar aberraciones ópticas de un ojo incluyendo los constituyentes activos ópticamente del ojo.

5 Se conoce la determinación de aberraciones de frente de ondas de un ojo de acuerdo con las desviaciones de un frente de ondas resultantes de un sistema óptico del ojo con respecto a un frente de ondas plano generado utilizando un modelo de ojo libre de aberración. El frente de ondas resultante de un sistema óptico puede ser determinado utilizando un aberrómetro de Tscherning, un aberrómetro de hartman-Shack o un sensor digital de frente de ondas.

10 Un aberrómetro de Tscherning es un aparato, conocido como tal, para medir las aberraciones de un ojo. De acuerdo con el principio de aberrometría de Tscherning, se genera una pluralidad de haces componentes a partir de luz paralela. Los haces componentes generados exhiben una disposición bidimensional predeterminada en un plano dispuesto perpendicular a un eje óptico. Esta disposición de los haces componentes es proyectada a través de un sistema óptico del ojo, y un primer patrón de puntos con primeras proyecciones de los haces componentes es por ello generado sobre la retina del ojo como puntos de luz retinianas. El primer patrón de puntos generado sobre la retina es proyectado en
 15 sentido inverso a través del sistema óptico del ojo a un segundo plano dispuesto fuera del ojo, y un segundo patrón de puntos con segundas proyecciones (segundos puntos de luz) de las primeras proyecciones de los haces componentes generados en la retina es generado por esta proyección. El segundo patrón de puntos es grabado como una imagen. Los desplazamientos entre cada segundo punto de luz y una proyección generada con un modelo de ojo libre de aberración del mismo haz componente de la disposición bidimensional regular son medidos en el plano de imagen. A partir de la
 20 pluralidad de los desplazamientos medidos, desviaciones de un frente de ondas real generado por el sistema óptico del ojo a partir del frente de ondas plano ideal de un ojo ideal, libre de error de formación de imágenes (libre de aberración) son reconstruidas. A partir de las aberraciones de frente de ondas reconstruidas del ojo real, pueden determinarse los errores de formación de imágenes del ojo, incluidos los errores de formación de imágenes de orden más elevado. Considerados como errores de formación de imágenes de orden más elevado son, por ejemplo, coma, trifolio, aberración esférica, cuadrifolio, etc. Un aberrómetro ocular (por ejemplo, el aberrómetro de Tscherning) y un proceso para utilizar el aberrómetro, así como un proceso para evaluar el segundo patrón para evaluar los desplazamientos medidos en el
 25 segundo patrón de los puntos de luz procedentes de los haces componentes son conocidos en la técnica actual.

Los frentes de ondas del ojo, determinados por ejemplo con el aberrómetro de Tscherning, que incluyen errores de
 30 formación de imágenes pueden servir como una base - junto con mediciones del ojo, tales como el grosor de la córnea, el grosor de la cámara anterior, el grosor de la lente (cristalino) y la longitud ocular así como las topografías de la superficie anterior de la córnea y de la superficie posterior de la córnea, obtenidas, por ejemplo, a partir de mediciones de OCT (tomografía de coherencia óptica) o registros de Scheimpflug - con el fin de crear un modelo de ojo específico del ojo. A partir de un modelo de ojo individual creado de este modo por ejemplo un perfil de ablación para una corrección de refracción quirúrgica por láser de la superficie anterior de la córnea del ojo y/o un diseño, y/o una cara frontal de la lente,
 35 para una lente intraocular que ha de ser insertada quirúrgicamente en el ojo con el propósito de corregir errores de formación de imágenes del sistema óptico del ojo pueden entonces ser calculados.

Los procesos conocidos hasta ahora para calcular los frentes de onda individuales de un ojo que, debido a los errores de
 40 formación de imágenes del sistema óptico del ojo, difieren en su forma de un frente de ondas plano ideal están basados en asunciones de modelo para los datos biométricos del ojo, por ejemplo la longitud ocular. Esto se aplica a aberrómetros que funcionan de acuerdo con el principio de Tscherning y también a instrumentos que utilizan un sensor de Hartman-Shack o un sensor digital de frente de ondas.

En instrumentos conocidos el modelo de ojo de Gullstrand, por ejemplo, con su longitud ocular de 22,36 mm, sirve como
 45 base. La presente realización de la invención está derivada del descubrimiento, basado en simulaciones informáticas y experiencia clínica a partir de aplicaciones del aberrómetro y de otros dispositivos para vigilar el sistema óptico de un ojo muestran: cuanto más difiere la longitud ocular real de la asunción del modelo para la longitud ocular, mayor es el error en la visión defectuosa del ojo calculada a partir de mediciones de frente de ondas. Esto está ilustrado en la siguiente tabla. En ella, para cinco longitudes oculares que difieren de la asunción del modelo (22,36 mm) para la longitud ocular, las diferencias del frente de ondas, expresadas en aberraciones esférica y cilíndrica de la visión defectuosa, han sido calculadas y compiladas:

Longitud ocular [mm]	Resultado de Medición		Diferencia con el Modelo	
	Esfera [dpt]	Cilindro [dpt]	Esfera [dpt]	Cilindro [dpt]
20,36	- 5,17	0,36	- 0,42	0,03
21.36	- 4.95	0.35	- 0.20	0.02
22.36 (Gullstrand)	- 4.75	0.33	0.00	0.00

Longitud ocular [mm]	Resultado de Medición		Diferencia con el Modelo	
	Esfera [dpt]	Cilindro [dpt]	Esfera [dpt]	Cilindro [dpt]
23.36	- 4.57	0.32	0.18	-0.01
24.36	- 4.39	0.31	0.36	-0.02
25.36	- 4.24	0.30	0.51	- 0.03

Un proceso y un aparato de acuerdo con los preámbulos de las reivindicaciones 1 y 13 está descrito en el documento US 2003/117581.

5 Un objeto de ciertas realizaciones es proporcionar ciertos procesos y un aparato para determinar aberraciones de frente de ondas de un ojo que permitan un cálculo o caracterización más seguro de la visión defectuosa, incluso de las aberraciones de orden más elevado. Las realizaciones permiten un modelo de ojo individual optimizado así como un perfil de ablación optimizado para una corrección de refracción quirúrgica por láser de la córnea y/o una lente intraocular que ha de ser calculada con respecto a su forma y material.

El objeto se consigue mediante un proceso para la determinación de aberraciones ópticas de un ojo de acuerdo con la reivindicación 1.

10 De acuerdo con una realización de la invención, el proceso comprende reconstruir aberraciones de frente de ondas del ojo como una desviación del frente de ondas, determinada por el sistema óptico del ojo por un proceso de aberrometría, con respecto a un frente de ondas plano ideal generado por un modelo de ojo mejorado libre de aberración. Además, en el modelo de ojo la longitud ocular real es utilizada como la longitud ocular del modelo.

15 La longitud ocular real puede ser determinada para este propósito a partir de una medición biométrica de la longitud ocular llevada a cabo con respecto al ojo. Mediciones de la longitud ocular real sobre el eje óptico (es decir el eje visual) del ojo pueden ser llevadas a cabo con instrumentos de acuerdo con la última técnica conocida. El instrumento Wavelight OB 820 puede ser mencionado como un ejemplo de estos instrumentos.

20 El uso de la longitud ocular medida realmente en el modelo de ojo hace posible que las aberraciones del frente de ondas y los errores de formación de imágenes del sistema óptico del ojo, derivadas de los resultados de las mediciones aberrométricas, puedan ser calculadas con mayor precisión y pueden mejorar los resultados del tratamiento de cirugía de córnea refractiva guiada por el frente de ondas. Además, las aberraciones de frente de ondas y los errores de formación de imágenes calculados pueden mejorar lentes intraoculares insertadas en un ojo para corregir los errores de formación de imágenes.

25 De acuerdo con la determinación de la invención de la aberración óptica de un ojo, la superficie anterior de la córnea o una lente intraocular (IOL) puede ser modificada para corregir la presbicia.

Una realización de la invención es también aplicada con el fin de corregir la presbicia por inducción específica de aberraciones de hasta el 4º orden de Zernike (cilindro, coma, trífido, cuadrifido y aberraciones esféricas) con el fin de conseguir una mejor visión de cerca.

El proceso puede comprender las siguientes operaciones:

- 30 (a) generar una pluralidad de haces componentes individuales de un conjunto de rayos de luz de luz paralela, con una disposición bidimensional de los haces componentes,
- (b) proyectar la disposición de los haces componentes a través del sistema óptico del ojo y generar por ello un primer patrón de puntos con primeras proyecciones de los haces componentes sobre la retina del ojo;
- 35 (c) proyectar oftalmoscópicamente el primer patrón en un segundo plano dispuesto fuera del ojo, y generar por ello un segundo patrón de puntos a partir de segundas proyecciones de las primeras proyecciones de los haces componentes generados en la operación (b);
- (d) grabar el segundo patrón en el segundo plano;
- (e) construir mediante cálculo un modelo de ojo libre de aberración con una longitud ocular del modelo para el que la longitud ocular real medida sea utilizada a modo de valor;
- 40 (f) para cada segunda proyección de un haz componente, grabado en el segundo plano, medir un desplazamiento de la proyección oftalmoscópica del haz componente en el segundo patrón de puntos con respecto a una proyección, generada con el modelo de ojo construido, del mismo haz componente de la disposición bidimensional; y
- (g) reconstruir las aberraciones de frente de ondas del sistema óptico del ojo como desviaciones del frente de ondas

generadas por el sistema óptico con respecto al frente de ondas generado por el modelo de ojo libre de aberración.

El modelo de ojo puede representar el ojo con el propósito de caracterizar las propiedades de formación de imágenes del ojo dentro del marco de límites de tolerancia predeterminados con respecto a parámetros de calidad predeterminados.

5 Pueden utilizarse estas técnicas para construir el modelo de ojo libre de aberración, mejorado, para medir el desplazamiento, y para reconstruir las aberraciones de frente de ondas del sistema del ojo. En ciertos casos, las aberraciones del frente de ondas pueden ser calculadas de manera más exacta reemplazando las asunciones de modelo para la longitud ocular mediante el valor medido realmente de la longitud ocular.

La disposición bidimensional de los haces componentes puede ser en forma de matriz en un primer plano dispuesto sustancialmente perpendicular a un eje óptico del ojo.

10 Si el eje óptico del ojo es denominado el primer eje óptico el segundo plano puede estar dispuesto sustancialmente perpendicular a un segundo eje óptico que está inclinado con respecto al primer eje óptico del ojo. La proyección del primer patrón en el segundo plano puede ser realizada por medio de instrumentos para oftalmoscopia indirecta.

15 El desplazamiento de las segundas proyecciones de los haces componentes en el segundo plano es, por ejemplo, medido a lo largo de dos ejes de coordenadas (x, y) que son mutuamente perpendiculares en el segundo plano. En este caso pueden ser medidos un desplazamiento en la dirección x y un desplazamiento en la dirección y.

20 El modelo de ojo libre de aberración, mejorado con la longitud ocular real puede, por ejemplo, ser construido utilizando el modelo de ojo de Gullstrand o el modelo de ojo de Liou-Brennan. Estos dos modelos de ojo mencionados anteriormente han probado su valor en exámenes, llevados a cabo por la solicitante, de aberraciones de frente de ondas sobre la base de asunciones de modelo para la longitud ocular. Sorprendentemente, se ha encontrado que introducir la longitud ocular real en lugar de las longitudes oculares de modelo utilizadas hasta ahora en estos modelos hace posible los perfeccionamientos - que exceden con mucho las expectativas - en la precisión de las aberraciones de frente de ondas calculadas y de los errores de formación de imágenes derivados de ellas (aberraciones de orden inferior y superior) de un ojo individual. El uso de la longitud ocular real también produce resultados mejorados para modelos de ojo distintos de los anteriormente enumerados.

25 La longitud ocular real puede ser determinada a partir de una medición directa de la longitud ocular del ojo del paciente. En este caso, puede ser empleado el instrumento Wavelight OB 820 ya mencionado anteriormente, por ejemplo.

La medición de la longitud ocular puede ser realizada en cualquier punto adecuado, tal como inmediatamente antes de una de las operaciones (a) a (e). La medición de la longitud ocular puede también ser realizada utilizando al menos una parte del conjunto paralelo de rayos de luz utilizado en la operación (a).

30 En el caso de la proyección de la disposición de los haces componentes a través del sistema óptico del ojo, de acuerdo con la operación (b) del proceso un punto focal de la proyección puede ser situado a una distancia predeterminada aguas arriba de la retina del ojo.

35 En la operación (g) en el curso de la reconstrucción mejorada de las aberraciones de frente de ondas el frente de ondas generado por el sistema óptico del ojo puede ser representado como una suma de polinomios de Zernike normalizado a un círculo unitario y ponderado con los coeficientes correspondientes de los polinomios de Zernike. En este caso la reconstrucción del frente de ondas generado por el sistema óptico del ojo puede incluir la determinación de los coeficientes de los polinomios de Zernike de los polinomios de Zernike utilizados con el propósito de representar el frente de ondas. En la suma manifestada de los polinomios de Zernike los polinomios de Zernike pueden ser tenidos en cuenta tan lejos como hasta el 6° orden, y tan lejos como hasta el 8° orden. A partir de los coeficientes de los polinomios de Zernike determinados, una refracción esférica del ojo, una refracción cilíndrica del ojo y un ángulo de un astigmatismo del ojo pueden ser calculados a partir de los coeficientes de los polinomios de Zernike para el tercer, cuarto y quinto polinomios de Zernike (es decir a partir de los polinomios de Zernike de 2° orden) y también a partir del radio de la pupila del ojo.

45 Sobre la base de las aberraciones de frente de ondas reconstruidas mejoradas en la operación (g), puede crearse un modelo de ojo específico del paciente perfeccionado. El modelo de ojo específico del paciente perfeccionado puede ser creado además sobre la base de lo siguiente:

- (1) un grosor de la córnea, una profundidad de la cámara anterior, un grosor de la lente y/o posición de la lente y la longitud ocular real del ojo, que en cada caso han sido determinados a partir de mediciones llevadas a cabo con respecto al ojo;
- 50 (2) una topografía de la superficie anterior de la córnea y una topografía de la superficie posterior de la córnea, que en cada caso han sido obtenidas a partir de mediciones llevadas a cabo con respecto al ojo; y
- (3) una cara frontal de la lente y una cara posterior de la lente, que en cada caso han sido adquiridas a partir de un cálculo iterativo, utilizando un proceso de trazado de rayos óptico y con los datos manifestados en los puntos (1) y

(2).

En este caso, los datos manifestados bajo el punto (1) pueden ser determinados sobre el eje óptico (por ejemplo eje visual) del ojo.

5 Las mediciones manifestadas bajo el punto (2) y llevadas a cabo con respecto al ojo pueden ser mediciones interferométricas, tales como mediciones utilizando OCT (tomografía de coherencia óptica). La topografía de la superficie anterior de la córnea y de la superficie posterior de la córnea pueden ser adquiridas, por ejemplo, con mediciones de Scheimpflug, las mediciones de OCT pueden también ser empleadas para esto.

10 El modelo de ojo específico del paciente puede ser utilizado para generar un perfil de ablación optimizado para una corrección de refracción quirúrgica por láser de la superficie anterior de la córnea pre-operativa del ojo o un diseño, tal como un diseño de cara frontal de la lente, para una lente intraocular que ha de ser insertada quirúrgicamente en el ojo con el propósito de corregir errores de formación de imágenes del sistema óptico del ojo pre-operativo.

De acuerdo con un segundo aspecto de una realización de la invención, se ha proporcionado un aparato para determinar aberraciones ópticas de un ojo humano, con su sistema óptico incluyendo la córnea y la lente. El aparato comprende: las características de la reivindicación 13.

15 De acuerdo con la realización de la invención, el aparato incluye una unidad aritmética, por ejemplo un ordenador, con:

medios para construir un modelo de ojo libre de aberración, mejorado con una longitud ocular, y

medios para la reconstrucción perfeccionada de aberraciones de frente de ondas del ojo como una desviación del frente de ondas determinado por el sistema óptico del ojo con el aberrómetro con respecto a un frente de ondas plano ideal generado por el modelo de ojo mejorado.

20 Además, de acuerdo con una realización de la invención, los medios para construir el modelo de ojo mejorado están diseñados para utilizar una longitud ocular real a modo de valor para la longitud ocular del modelo. El aparato de acuerdo con el segundo aspecto de una realización de la invención consigue las mismas ventajas que el proceso, descrito anteriormente, de acuerdo con el primer aspecto.

25 El modelo de ojo mejorado puede representar el ojo con el propósito de caracterizar las propiedades de formación de imágenes del ojo dentro del marco de límites de tolerancia predeterminados con respecto a parámetros de calidad predeterminados.

En un ejemplo, un aberrómetro de Tscherning puede incluir, por ejemplo, lo siguiente:

una fuente de luz para generar un conjunto de rayos de luz consistentes de luz paralela,

30 un dispositivo para generar una pluralidad de haces componentes a partir del conjunto de rayos de luz con una disposición bidimensional de los haces componentes,

una lente de aberroscópica, dispuesta sobre el primer eje óptico, para proyectar la disposición de los haces componentes a través del sistema óptico del ojo y generar por ello el primer patrón de puntos con las primeras proyecciones de los haces componentes sobre la retina del ojo,

35 un dispositivo oftalmoscópico para proyectar oftalmoscópicamente el primer patrón de puntos en un segundo plano dispuesto fuera del ojo, para producir un segundo patrón de puntos con segundas proyecciones de las primeras proyecciones.

40 La unidad aritmética puede incluir medios para medir, para cada segunda proyección de un haz componente grabado con el dispositivo oftalmoscópico, un desplazamiento de la segunda proyección en el segundo plano con respecto a una proyección, generada con el modelo de ojo mejorado, del mismo haz componente de la disposición bidimensional. Para dicha medición, puede utilizarse un dispositivo de medición o cualquier otro elemento que realice la función definida.

En el aberrómetro la disposición bidimensional de los haces componentes en un primer plano dispuesto sustancialmente perpendicular a un primer eje óptico (por ejemplo eje visual) del ojo puede ser regular, y/o regular bidimensionalmente, por ejemplo en forma de matriz.

45 El dispositivo oftalmoscópico puede exhibir un segundo eje óptico, inclinado con respecto al primer eje óptico, y el segundo plano puede estar dispuesto sustancialmente perpendicular al segundo eje óptico.

El desplazamiento de las segundas proyecciones puede ser medido a lo largo de dos ejes de coordenadas (x, y) mutuamente perpendiculares dispuestos en el segundo plano, de modo que consecuentemente para cada segunda proyección de un haz componente puede ser medido un desplazamiento en la dirección x y un desplazamiento en la dirección y.

El dispositivo oftalmoscópico puede incluir además lo siguiente:

un primer espejo parcialmente transmisor dispuesto sustancialmente en diagonal entre la lente del aberroscopio y el ojo con respecto al primer eje óptico con el propósito de desviar el trayecto del haz que se extiende desde la retina a través del sistema óptico del ojo y formar por ello el segundo eje óptico,

- 5 una lente oftalmoscópica dispuesta sobre el segundo eje óptico con el propósito de proyectar el primer patrón y, en virtud de la proyección, general el segundo patrón con las segundas proyecciones de las primeras proyecciones de los haces componentes generados sobre la retina, y

un dispositivo de grabación dispuesto en la terminación del segundo eje óptico para grabar el segundo patrón de las segundas proyecciones.

- 10 El dispositivo de grabación puede ser una cámara CCD, que puede estar equipada con un CCD muy sensible a la luz.

El dispositivo oftalmoscópico puede además incluir un diafragma para definir un canal óptico que está axialmente próximo con respecto al segundo eje óptico. El diafragma puede estar dispuesto entre la lente oftalmoscópica y el dispositivo de grabación.

- 15 La fuente de luz puede exhibir un láser para generar un haz láser y ópticas para expandir el haz láser y para generar el conjunto de rayos de luz. El láser puede ser un láser IR o, por ejemplo un láser que emite en la región visible (rojo). Para las ópticas establecidas, puede configurarse, por ejemplo, un dispositivo telescópico Kepleriano.

El aparato puede además incluir un dispositivo de alineación del ojo que exhibe un tercer eje óptico, inclinado con respecto al primer eje óptico, y que incluye lo siguiente:

- 20 un segundo espejo parcialmente transmisor, dispuesto sustancialmente de forma oblicua con respecto al primer eje óptico, para desarrollar el tercer eje óptico,

una lente convergente dispuesta sobre el tercer eje óptico para proyectar la porción anterior del ojo, y

un segundo dispositivo de grabación dispuesto sobre el tercer eje óptico para grabar una imagen de la porción anterior del ojo.

El segundo espejo parcialmente transmisor puede estar dispuesto entre la fuente de luz y la lente aberroscópica.

- 25 El dispositivo de alineación del ojo puede estar diseñado para operar en la región infrarroja del espectro de luz. Con este propósito el segundo espejo parcialmente transmisor puede desviar la luz que emerge desde el ojo en la región infrarroja. El segundo dispositivo de grabación puede con este propósito ser una cámara CCD con un sensor CCD sensible al infrarrojo. Además, puede haber previsto un filtro pasa bandas de infrarrojos sobre el tercer eje óptico entre el segundo espejo parcialmente transmisor y la segunda lente oftalmoscópica.

- 30 La disposición bidimensional de los haces componentes puede ser generada por una máscara con aberturas, dispuestas en el conjunto de rayos de luz, con una pluralidad de agujeros o aberturas de transmisión de la luz previstos en ella. Una disposición de los agujeros puede ser una disposición regular bidimensionalmente, por ejemplo una disposición regular con una estructura rectangular o cuadrada tridimensionalmente que está formada en cada caso por agujeros adyacentes. Tal disposición regular de los haces componentes hace posible que, en el primer y segundo patrones conectados a través del sistema óptico del ojo, desviaciones del patrón de puntos o de la posición de segundas proyecciones individuales desde la disposición regular son ya fácilmente perceptibles visualmente y un oftalmólogo experimentado puede hacer una estimación, ya basada en la impresión visual, del tipo de visión defectuosa del ojo.

Otras posibilidades para configurar el proceso o el aparato de acuerdo con realizaciones de la invención resultan de la siguiente descripción detallada de realizaciones. Estas serán descritas con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

- 40 La fig. 1 muestra esquemáticamente una configuración básica de un ejemplo de aberrómetro de Tscherning;

La fig. 2 muestra esquemáticamente una realización de un aberrómetro óptico para uso clínico;

- La fig. 3 muestra, en la parte izquierda, un ejemplo de un diseño de la disposición regular bidimensional de haces componentes, en las partes central y derecha, dos ejemplos de reproducción procesada e invertida, generados por una proyección oftalmoscópica a un plano de imagen dispuesto fuera del ojo, de patrones de puntos generados sobre la retina, y, en la parte derecha, y también ampliados en la parte inferior, el principio de la evaluación del segundo patrón de puntos midiendo los desplazamientos de las segundas proyecciones;

- La fig. 4 muestra esquemáticamente el modelo de ojo de acuerdo con Gullstrand, en la parte superior la disposición geométrica de los elementos ópticos del modelo de ojo, y en la parte inferior en la tabla los valores numéricos de las propiedades ópticas de los elementos ópticos;

La fig. 5 muestra esquemáticamente el modelo de ojo de Liou-Brennan, en la parte superior la disposición geométrica de los elementos del modelo de ojo, y en la parte inferior en la tabla los valores numéricos de las propiedades ópticas de los elementos ópticos;

5 La fig. 6 muestra esquemáticamente un ejemplo de una proyección, generada con un modelo de ojo libre de aberración, de los haces componentes de la disposición regular bidimensional, por la que se genera un frente de ondas ideal (plano), y un frente de ondas real generado por una proyección de los mismos haces componentes cargados por errores de formación de imágenes (aberraciones), y la definición de aberraciones del frente de ondas como desviaciones entre los frentes de onda real y el ideal;

10 La fig. 7 muestra esquemáticamente un ejemplo de la trayectoria del haz del aberrómetro de la fig. 2 sobre el ojo (córnea y retina) con una lente de aberración dispuesta aguas arriba del ojo;

La fig. 8 muestra esquemáticamente un ejemplo de la trayectoria del haz del aberrómetro de la fig. 2 en un ojo fuertemente miope (córnea y retina) sin lente de aberración;

15 La fig. 9 muestra esquemáticamente un ejemplo de una configuración de un modelo de ojo individualizado, mejorado sobre la base de datos medidos, y haces de luz seguidos en un proceso de optimización iterativa basado en el trazado de rayos ópticos;

20 La fig. 10 muestra esquemáticamente un ejemplo de un proceso de individualización para el modelo de ojo mejorado de la fig. 9, en donde después de una implementación de la topografía medida de la superficie anterior de la córnea y de la superficie posterior de la córnea, y también de las longitudes de la córnea, de la cámara anterior, de la lente y del ojo, una superficie óptica intraocular, tal como, por ejemplo, la cara frontal de la lente, es optimizada hasta el punto en que el frente de ondas completo simulado del ojo es igual a la aberración del frente de ondas determinada con el aberrómetro de la fig. 2, y el proceso de optimización mejorado es realizado iterativamente desde dos lados de la superficie que ha de ser optimizada;

25 La fig. 11 muestra un ejemplo de un modelo de ojo individualizado de un paciente después de la adaptación de las superficies intraoculares (por ejemplo, de la cara frontal de la lente, como se ha mostrado en la fig. 10), en donde un conjunto de rayos de luz que emanan desde la retina es seguido a través de todo el ojo, de modo que aguas arriba del modelo de ojo mejorado la aberración de frente de ondas reconstruida coincide con la medida;

La fig. 12 muestra esquemáticamente cómo un ejemplo de un perfil de ablación es derivado a partir de la diferencia entre una topografía pre-operativa de la superficie anterior de la córnea y la superficie anterior de la córnea ideal calculada;

30 La fig. 13 se muestra esquemáticamente cómo un ejemplo de una cara frontal de una lente intraocular puede ser optimizada ajustando previamente un frente de ondas objetivo que puede ser derivado de las aberraciones mejoradas del frente de ondas determinadas con el aberrómetro de la fig. 2.

35 La fig. 1 ilustra el principio óptico de un aberroscopio debido a Tscherning, por ejemplo de acuerdo con la realización para uso clínico mostrada en la fig. 2, con un primer eje óptico 20 (por ejemplo eje visual) del ojo 12 y un segundo eje óptico 52 de un ofatmoscopio. En este caso, en el ojo 12 mostrado en las figs. 1 y 2, el sistema óptico 30 que comprende la córnea y la lente es resumido esquemáticamente como un elemento óptico activo. El aberroscopio incluye una lente aberroscópica 28, un primer espejo 56 parcialmente transmisor y una lente ofatmoscópica 58. Una pluralidad de haces de luz paralelos delgados individuales, que en la representación mostrada en la fig. 1 son incidentes desde la izquierda y que forman una matriz regular bidimensionalmente en un plano dispuesto perpendicular al primer eje óptico 20, son focalizados sobre el ojo 12 por la lente aberroscópica 28 con una potencia de refracción relativamente baja, dispuesta 40 aguas arriba del ojo 12, de tal modo que en el ojo se presenta un punto focal intraocular 36 que está situado a una distancia predeterminada 38 aguas arriba de la retina 40 del ojo 12. En virtud de la lente aberroscópica 28, la disposición regular bidimensional de los haces componentes 22, 22-1, ..., 22-5 es proyectada a través del sistema óptico 30 del ojo sobre la retina 40 y genera en ella un primer patrón de puntos 116 consistente de primeras proyecciones 117, individuales de los haces componentes 22.

45 El primer patrón de puntos 116 proyectado sobre la retina 40 puede ser percibido subjetivamente por el paciente. El paciente podría apuntar la forma del patrón de puntos de luz percibido subjetivamente y al menos cualitativamente. En lo que se refiere a la disposición de los puntos de luz, el patrón de puntos de luz percibido difiere en su forma de la forma regular de la disposición regular bidimensional de los haces componentes 22-1, ... 22-5 irradiados desde la izquierda en las figs. 1 y 2 en razón de la proyección, cargada con errores de formación de imágenes (aberraciones), a través del sistema óptico 30 del ojo.

55 Los dos haces componentes superiores 22-1 y 22-2 (líneas de puntos) mostrados en la fig. 1 muestran el caso ideal de una proyección a través del sistema óptico 30 del ojo sin ninguna aberración óptica monocromática. Estos haces componentes 22-1 y 22-2 proyectados "idealmente" pasan a través del punto focal 36 de la proyección. Los dos haces componentes inferiores 22-4 y 22-5 mostrados en la fig. 1 muestra una situación en la que el sistema óptico 30 del ojo exhibe aberraciones. Estos haces componentes 22-4 y 22-5 proyectados con errores de formación de imágenes experimentan potencias refractivas variables, dependiendo de la posición de su punto de intersección a través del

sistema óptico 30 del ojo. Los puntos de luz, es decir las proyecciones 117 de los haces componentes 22 cargados con errores de formación de imágenes y proyectados sobre la retina 40, que juntos forman el primer patrón de puntos 116 son desviados, por medio de oftalmoscopia indirecta mediante un primer espejo 56 parcialmente transmisor, fuera del primer eje óptico 20 (por ejemplo eje visual) del ojo en la dirección de un segundo eje óptico 52 y proyectados, por medio de una lente oftalmoscópica 58 y un canal óptico estrecho 66 definido por un diafragma 64 (véase también la fig. 2), a un segundo plano 54 dispuesto fuera del ojo y dispuesto sustancialmente perpendicular al segundo eje óptico 52.

De acuerdo con la fig. 3, un sensor de imágenes de un dispositivo 60 de grabación de imágenes está previsto con el propósito de grabar las segundas proyecciones 119 generadas por la proyección oftalmoscópica en el segundo plano 54.

En un ojo con propiedades ópticas ideales, es decir sin ninguna aberración óptica, este patrón de puntos discernible subjetivamente exhibiría la misma regularidad bidimensional que los haces componentes 22-1, ..., 22-5 que vienen desde la izquierda en la fig. 1 y que llegan a la lente aberróscópica 28. Para un ojo 12 de un paciente cargado con errores de formación de imágenes (aberraciones ópticas), el primer patrón de puntos de luz 116 generado en la retina 40 es distorsionado más o menos por los errores de formación de imágenes (aberraciones) del sistema óptico 30 del ojo 12.

Con el fin de medir cuantitativamente la distorsión del primer patrón de puntos de luz 116 generado en la retina 40, las posiciones de las primeras proyecciones individuales 117, generadas en la retina 40, de los haces componentes individuales 22-i ($i = 1, \dots, 5$) (los así llamados puntos de luz retinianos) son grabados y se determina su desplazamiento con respecto a una proyección libre de aberración. Con este propósito, el primer patrón de puntos 116 generado sobre la retina 40 es proyectado por un dispositivo oftalmoscópico 50 que incluye el primer espejo 56 parcialmente transmisor y la primera lente oftalmoscópica 58 al segundo plano 54 dispuesto del ojo 12. El segundo plano 54 es, por ejemplo, el plano de imagen de un sensor de un dispositivo 60 de grabación de imágenes, tal como, una cámara de video. Así en el segundo plano 54 se genera un segundo patrón de puntos 118 con las segundas proyecciones 119, generadas por la lente oftalmoscópica 58 (véase la fig. 3 partes central y derecha), de las primeras proyecciones 117 (puntos de luz retinianos), dispuestas sobre la retina 40, del primer patrón de puntos 116. En la imagen del segundo patrón de puntos 118 grabado en el segundo plano 54, las coordenadas de los puntos medios geométricos de las segundas proyecciones 119 son determinadas por medio de un software de tratamiento de imágenes asistido por ordenador.

La distorsión del segundo patrón de puntos 118 con respecto a la disposición 26 bidimensional originalmente regular de los haces componentes 22-1, ..., 22-5 (véase la fig. 3, parte izquierda) puede ser descrita cuantitativamente. Para cada punto de luz - es decir, para cada proyección 119 de un punto de luz 117 del primer patrón de puntos 116 retiniano - un desplazamiento 124 es determinado con respecto al punto de luz "ideal" 132, asignado al mismo haz componente y obtenido bajo condiciones libres de aberración. La forma de la disposición de los puntos de luz ideales 132 corresponde a la forma de la disposición bidimensional 26 de los haces componentes. Para las posiciones de los puntos de luz ideales 132, se calculan las coordenadas de referencia para el caso de una proyección libre de error en la formación de imágenes (libre de aberraciones) asumida de la disposición 26 de los haces componentes por un sistema óptico con una refracción esférica media equivalente asignada a la potencia refractiva del sistema óptico 30. En virtud de la refracción, un punto de luz ideal 132 en el segundo plano 54 es asignado a cada haz componente 22 de la disposición bidimensional 26 de los haces componentes, irradiada al aberrómetro. En el segundo plano 54, es decir el plano de imagen, se define un sistema de coordenadas ortogonal con dos ejes x e y mutuamente perpendiculares, véase la fig. 3, partes central y derecha. Consiguientemente, el desplazamiento 124 de cada segunda proyección 119 con respecto a las coordenadas del punto de luz ideal, asociado 132 es representado como la suma de vectores de un desplazamiento 126 en la dirección x y un desplazamiento 128 en la dirección y; véase la representación ampliada en la región inferior de la fig. 3.

La realización mostrada en la fig. 2 de un aberrómetro óptico (aparato 10) está basada en la aberrometría de Tscherning, ilustrado en la fig. 1. El aparato 10 para determinar aberraciones ópticas de un ojo humano 12 ha sido desarrollado para aplicaciones clínicas e incluye una fuente de luz 14 para generar un conjunto de rayos de luz 16 consistentes de luz paralela, un dispositivo 18 para generar una pluralidad de haces componentes 22 a partir del conjunto de rayos de luz 16 con la disposición bidimensional 26 (mostrada en la fig. 3), una lente aberróscópica 28 para proyectar la disposición 26 a través del sistema óptico 30 del ojo 12 y generar por ello un primer patrón de puntos 116 sobre la retina 40 del ojo, un dispositivo oftalmoscópico 50 para proyectar el primer patrón de puntos 116 sobre la retina en un segundo plano 54 dispuesto fuera del ojo y generar por ello un segundo patrón de puntos 118, y también un ordenador 98 con una unidad aritmética.

La fuente de luz 14 incluyen láser 70 que genera un haz láser 74, un dispositivo obturador controlable 73 para conectar y desconectar o modular el haz láser 74, un dispositivo colimador 76 para expandir el haz láser 74 y para generar un conjunto expandido de rayos luminosos 16 consistentes de luz paralela. El láser 70 es un diodo láser que emite en la región de la luz roja (aproximadamente 660 nm) con un diámetro de haz de aproximadamente 2 mm y con una salida de potencia de aproximadamente 10 mW. El haz láser 74 es controlado por el dispositivo obturador electromecánico 73, de manera que se genere un tiempo de apertura dentro de un intervalo de desde aproximadamente 10 ms a aproximadamente 100 ms, o aproximadamente 60 ms. Por medio del dispositivo colimador 76, se hace uso de una disposición basada en el principio de un telescopio Kepleriano 78, que amplía el haz láser a un diámetro de aproximadamente 25 mm y exhibe un filtro espacial (no mostrado) con un diámetro de 15 μm . Una máscara (máscara con aberturas) 19 sirve como dispositivo 18 para generar los haces componentes 22. La máscara 19 con aberturas

exhibe una pluralidad de aberturas de transmisión que están distribuidas en la máscara 19 con aberturas en una disposición regular, bidimensional. Así en un primer plano definido por el dispositivo 18 (máscara 19 con aberturas), que está dispuesto sustancialmente perpendicular al primer eje óptico 20 (es decir el eje visual) del ojo, un patrón de puntos en forma de matriz, como se ha mostrado en la región izquierda de la fig. 3. El diámetro de un haz componente 22 está limitado por el diámetro del agujero de las aberturas de transmisión individuales en la máscara 19 con aberturas y asciende en el aparato a aproximadamente 0,2 mm a 0,5 mm, o aproximadamente 0,33 mm. La máscara 19 con aberturas tiene la forma de una película fotográfica. Es intercambiable, y se han proporcionado varias máscaras con aberturas diferentes, de modo que puede asegurarse que para una lente aberroscópica 28 intercambiable similarmente (como se ha explicado adicionalmente a continuación) tal máscara 19 está disponible, de manera que se genere una separación de los haces componentes 22 en el lado anterior de la córnea 32 de aproximadamente 0,6 mm. Las distintas máscaras 19 con aberturas difieren con respecto a la separación de puntos. La disposición bidimensional en las distintas máscaras 19 de puntos es congruente entre sí.

En ciertas realizaciones, la lente aberroscópica 28 es intercambiable, y se proporcionan distintas lentes aberroscópicas 28 con potencia refractivas variables. En la práctica puede ser útil desplazar la lente aberroscópica. Lentes intercambiables aberroscópicas que tienen potencias refractivas variables pueden ser también empleadas, dependiendo de la potencia refractiva esférica media del ojo. A partir de la especificación de que el punto focal 36 intraocular ha de estar situado a una distancia predeterminada 38 aguas arriba de la retina, se deduce que la potencia refractiva de la lente aberroscópica 28 depende de la potencia refractiva esférica media del sistema óptico 30 (córnea y lente) del ojo 12. Para el caso de un ojo emétrope, la potencia refractiva de la lente 28 es elegida dentro de un intervalo de desde aproximadamente +4D a +5D. Para un ojo hipermetrópe con una potencia refractiva de más de +2D, se emplea una lente aberroscópica 28 con una potencia refractiva de más de +5D. El propósito de la lente aberroscópica 28 consiste en hacer que el primer patrón de puntos 116 generado sobre la retina 40 sea formado siempre en el mismo tamaño de tal manera que los puntos de luz individuales 117 estén separados entre sí y sean fácilmente identificables. El primer patrón de puntos 116 retiniano tiene una dimensión de aproximadamente 1 mm².

El ojo 12 con su eje visual es posicionado correctamente sobre el primer eje óptico 20 del conjunto de haces componentes 22-1, ..., 22-5 generado por la fuente de luz 14 por medio de un dispositivo 80 de alineación del ojo que funciona en la zona próxima a los infrarrojos. El dispositivo 80 de alineación de ojo incluye dos diodos emisores en la zona próxima a los infrarrojos (LED, no mostrados, longitud de onda de emisión: aproximadamente 880 nm), que están alineados verticalmente con respecto al ojo. El ojo 12 es observado por un dispositivo que funciona de manera similar en la región infrarroja. Dicho dispositivo incluye un segundo espejo 86 parcialmente transmisor que refleja parcialmente en la región infrarroja, un segundo dispositivo 90 de grabación que funciona en la región infrarroja, con una cámara de video CCD 92 con un sensor CCD (no mostrado) que es sensible en la región infrarroja. El segundo espejo 86 parcialmente transmisor está dispuesto sustancialmente en diagonal con respecto al primer eje óptico 20, con un ángulo de aproximadamente 45° entre el dispositivo 18 generador del haz componente y la lente aberroscópica 28. El sensor CCD está dispuesto en un tercer plano 84 que está previsto sustancialmente perpendicular al tercer eje óptico 82 desviado por el segundo espejo 86 parcialmente transmisor. Para la luz IR el espejo 86 desvía el primer eje óptico 20 (por ejemplo eje visual) del ojo 12 a una segunda lente oftalmoscópica 88 dispuesta sobre un tercer eje vertical 82, que tiene la forma de una lente 89 de infrarrojos (IR) (es decir una lente que transmite en la región infrarroja), y a un filtro 94 pasa bandas de infrarrojos adaptado a la frecuencia de emisión de las fuentes de luz infrarrojas. Con el propósito de bloquear la luz en la región espectral visible, el filtro 94 está dispuesto sobre el tercer eje óptico 82 entre el segundo espejo 86 parcialmente transmisor y la segunda lente oftalmoscópica 88 (es decir lente 89 de infrarrojos).

Por medio del dispositivo 80 de alineación del ojo del ojo es observado mediante el espejo 86 a través de la lente aberroscópica 28 y la abertura inicial del aberroscopio. El segundo espejo 86 parcialmente transmisor, la lente 88 y el segundo dispositivo de grabación 90 son ajustados, fijos con respecto al primer eje óptico 20 del conjunto de rayos de luz 16 generado por el dispositivo colimador 76, de tal modo que el tercer eje óptico 82 coincide con el primer eje óptico 20 transmitido por el espejo 86. La posición correctamente ajustada del ojo 12 es a continuación encontrada y es fijada si el conjunto de rayos luminosos estrechos de la lámpara con hendiduras y la abertura inicial del aberroscopio sobre un monitor al que es suministrada la imagen de infrarrojos grabada por el segundo dispositivo de grabación 90 están centrados sobre la pupila del ojo 12 presentada en el monitor. La cabeza del paciente es fijada para la posición ajustada correctamente del ojo 12 sobre un soporte para la barbilla conocido en la técnica (no mostrado) y por medio de un tope de la frente conocido en la técnica (no mostrado de manera similar).

El primer patrón de puntos 116 generado por el conjunto de los haces componentes 22 sobre la retina 40 del ojo 12 es grabado por medio de un primer dispositivo oftalmoscópico 50. El dispositivo oftalmoscópico 50 incluye un primer espejo 56 parcialmente transmisor que está dispuesto sobre el primer eje óptico 20 sustancialmente en diagonal, es decir con un ángulo de aproximadamente 45°, entre la lente aberroscópica 28 y la abertura inicial 27 del aberroscopio, una primera lente oftalmoscópica 58, un diafragma 64, y por medio de un primer dispositivo de grabación 60 una cámara CCD 62 con un sensor CCD, cuyo plano de imagen, el segundo plano 54, en el que el segundo patrón de puntos 118 generados a modo de imagen del primer patrón de puntos 116 generado sobre la retina por la proyección a través del sistema óptico 30 del ojo 12 y la lente oftalmoscópica 58 es proyectado. En ciertas realizaciones, la trayectoria del haz (el segundo eje óptico 52) es desviada por un espejo deflector 69. Las posiciones del primer dispositivo de grabación 60 (la cámara CCD 62), la lente oftalmoscópica 58 y el espejo deflector 69 son fijados relativamente entre sí, para definir la fijación de un

segundo eje óptico 52 del dispositivo oftalmoscópico 50. La posición u orientación del dispositivo oftalmoscópico 50 o el segundo eje óptico 52 con respecto al primer espejo 56 parcialmente transmisor es ajustada de tal modo que el primer eje óptico 20 desviado por el espejo 56 coincide con el segundo eje óptico 52 del dispositivo oftalmoscópico 50.

5 El dispositivo oftalmoscópico 50 incluye un diafragma 64 dispuesto inmediatamente aguas arriba de la lente 68 de la cámara, cuya abertura define un canal óptico 66. El canal óptico 66 puede tener un diámetro estrecho y puede ser definido axialmente próximamente a lo largo del primer eje óptico 20 (por ejemplo eje visual) del ojo 12. El canal 66 define el segundo eje óptico 52 del dispositivo oftalmoscópico 50 desviado por el espejo 56 de manera axialmente próxima. El diámetro estrecho del canal óptico 66 perfora solamente una región próxima axialmente correspondientemente pequeña del sistema óptico 30 del ojo 12, de manera que la proyección oftalmoscópica puede ser considerada como virtualmente libre de errores de formación de imágenes.

10 La lente oftalmoscópica 58 proyecta el primer patrón de puntos 116 retiniano junto con la lente 68 de la cámara (longitud total, por ejemplo, 30 mm) a través del canal óptico 66 limitado estrechamente sobre la agrupación del sensor CCD (en el ejemplo con una dimensión de 12,8 mm x 9,6 mm) de la cámara de video CCD 62 (por ejemplo tipo LH 750LL, Lheritier S.A., Cergy Pontoise, Francia o Wabec WAT- 902H2). La posición de la cámara es ajustable para inspeccionar distintas regiones parciales de la imagen retiniana intermedia (del primer patrón de puntos 116), dependiendo de la potencia refractiva del ojo 12. Con el propósito de grabar el segundo patrón de puntos 118 no se ha adoptado corrección óptica del sistema óptico 30 del ojo.

15 La imagen del segundo patrón de puntos 118 grabada por el primer dispositivo de grabación 60 es transmitida al ordenador 98, hecho visible para el cirujano que está examinando en el monitor (no mostrado) del ordenador 98, y almacenado en el ordenador 98.

20 Instalado en el ordenador 98 hay un software de tratamiento de imágenes que sirve para determinar las coordenadas de los puntos medios geométricos de todas las segundas proyecciones 119 (puntos de luz) del segundo patrón de puntos 118 que se han presentado fuera de la proyección oftalmoscópica de las primeras proyecciones 117 (puntos de luz retinianos) del primer patrón de puntos 116. Las coordenadas de los puntos de luz "ideales" 132 que serían generadas en el segundo plano 54 bajo condiciones libres de aberración son, como ya se ha mencionado, calculadas sobre la base de un modelo 130 libre de aberración. De acuerdo con ciertas realizaciones, la longitud ocular real, por ejemplo medida biométricamente del ojo 12 es utilizada en lugar de la longitud ocular del modelo asumida en el modelo del ojo. La disposición de los puntos de luz ideales 132 es la misma que la disposición 26 bidimensional regular generada por el dispositivo 18 de generación de haz componente (máscara 19 con aberturas) y es ampliada simplemente por una escala de reproducción con respecto a la disposición 26.

25 La longitud ocular real (OL) 198 (véanse las figs. 1, 2, 9 y 10) es medida directamente con respecto al ojo 12 del paciente con un proceso interferométrico por láser. Adecuado para ello es por ejemplo, el instrumento Wavewlight OB 820 antes mencionado. Este instrumento es también adecuado para vigilar, además de la longitud ocular (OL) 198, también otras longitudes biométricas definidas a lo largo del primer eje óptico (por ejemplo eje visual) del ojo, tal como, por ejemplo, el grosor de la córnea (CT) 192, la profundidad de la cámara anterior (ACD) 194 y el grosor de la lente (LT) 196 y/o la posición del lado anterior o posterior de la lente.

30 A modo de modelo de ojo, puede emplearse el modelo de ojo de Gullstrand 140 representado esquemáticamente en la fig. 4 o el modelo de ojo de Liou-Brennan 150 representado esquemáticamente en la fig. 5. Otros modelos de ojo pueden también ser empleados. Con objeto de simplicidad, en la siguiente realización de la invención se elucidará sobre la base del modelo de ojo de Gullstrand. Para otros modelos de ojo, el uso de la longitud ocular realmente medida se presenta a modo de parámetro fuera del propio modelo de ojo.

35 En el modelo de ojo de Gullstrand un ojo humano es aproximado mediante una disposición mostrada esquemáticamente en la fig. 4 en la parte superior. En ella el sistema óptico real de un ojo humano, que consiste de la córnea y la lente que está separada de la misma, es modelado por un sistema que consiste de una lente frontal 141 cóncavo-convexa con una cara frontal (primera superficie) 142 y con una cara posterior (segunda superficie) 144, y de una lente posterior biconcava 143, dispuesta en dirección hacia la retina 148 del modelo aguas abajo de la lente frontal 141, y una cara posterior (tercera superficie) 146. La cara frontal de la lente posterior 143 exhibe el mismo radio de curvatura que la cara posterior 144 de la lente frontal 141 y coincide con la última. La cara posterior 146 de la lente posterior 143 está dispuesta a una distancia definida, derivada a partir de valores medios para ojos reales, aguas arriba de una retina 148 del modelo modelada como una cara plana. En otros aspectos, en el modelo 140 de ojo de Gullstrand los radios de curvatura de la primera superficie 142, de la segunda superficie 144 y de la tercera superficie 146 son establecidos en 7,8 mm, 10,0 mm y -6,0 mm, respectivamente, como se ha especificado en la tabla en la región inferior de la fig. 4. El grosor de la lente frontal 141 medido a lo largo del eje óptico del modelo de ojo es establecido en 3,6 mm, y el índice de refracción de la misma en 1,3358 (redondeado a 1,336). El grosor de la lente posterior 143 es establecido en 3,6 mm, su índice de refracción en 1,413, la separación del vértice de la superficie posterior 146 de la lente desde la retina 148 del modelo en 16,97 mm, y el índice de refracción en esta región en 1,3358 (redondeado a 1,336), como se ha especificado similarmente en la tabla mostrada en la fig. 4.

De acuerdo con ciertas realizaciones, para la longitud ocular 149 del modelo (OL₁₄₉) definida desde el vértice de la cara

frontal (por ejemplo la primera superficie 142) de la lente frontal 141 a la retina 148 del modelo se toma ahora un valor que corresponde a la longitud ocular real (OL) 198 medida en el ojo que ha de ser examinado aberrométricamente. Consiguientemente, la desviación del valor especificado en la tabla mostrada en la fig. 4, la distancia desde el vértice de la cara posterior (es decir la segunda superficie 146) de la lente posterior 143 a la retina 148 del modelo es elegida de tal modo que la longitud ocular del modelo corresponde a la longitud ocular real, medida.

En el modelo 150 de ojo de Liou-Brennan, por otro lado, el sistema óptico del ojo es modelado, de una manera correspondiente a la realidad, por una lente frontal 151 concavo-convexa con una cara frontal (es decir primera superficie 152) y con una cara posterior (es decir segunda superficie 154) que juntas modelan una córnea, y por una lente posterior bicóncava 155, dispuesta aguas abajo de la lente frontal 151, con una cara frontal (es decir tercera superficie 156), con un plano principal aplanado (es decir cuarta superficie 158) y con una cara posterior (es decir quinta superficie 160), y con una retina 162 del modelo en forma esférica, como se ha mostrado en la fig. 5. Las propiedades ópticas de los elementos ópticos del modelo 150 de ojo de Liou-Brennan son resumidas en la tabla en la región inferior de la fig. 6. Los radio de curvatura de la primera a quinta superficies 152, 154, 156, 158 y 160, ascienden a 7,77 mm, 6,40 mm, 12,40 mm, ∞ y -8,10 mm, respectivamente. Los grosores del modelo estándar de Liou-Brennan, especificados en la tabla, son definidos a lo largo del eje óptico del ojo modelo 150 y ascienden a 0,50 mm (separación desde la primera superficie 152 a la segunda superficie 154); 3,16 mm (separación desde la segunda superficie 154 a la tercera superficie 156), 1,59 mm (separación desde la tercera superficie 156 a la cuarta superficie 158), 2,43 mm (separación desde la cuarta superficie 158 a la quinta superficie 160) y 16,27 mm (separación desde la quinta superficie 160 a la retina 162 del modelo). En otros aspectos, la primera, segunda, tercera y quinta superficies 152, 154, 156 y 160 exhiben una asfericidad. El índice de refracción de la región entre la primera superficie 152 y la segunda superficie 154 es establecido en 1,376; el de la región entre la segunda superficie 154 y la tercera superficie 156 es establecido en 1,336, y el de la región entre la quinta superficie 160 y la retina 162 del modelo es establecido en 1,336. Los índices de refracción del modelo de la lente cristalina, es decir en la región entre la tercera superficie 156 y la cuarta superficie 158 y en la región entre la cuarta superficie 158 y la quinta superficie 160, dependen de la posición Z medida a lo largo del eje óptico y de la separación R desde el eje óptico del ojo modelo 150, como se ha especificado por las expresiones "grado A" y "grado P" en la tabla mostrada en la fig. 5. La dispersión (dependencia de la longitud de onda) de los índices de refracción es modelada de modo similar en el modelo de ojo de Liou-Brennan, específicamente de acuerdo con la ecuación para $n(\lambda)$ especificada en la línea más inferior de la tabla mostrada en la fig. 5.

De acuerdo con ciertas realizaciones, la separación entre la cara posterior de la lente 160 (quinta superficie) y la retina es elegida de tal modo que la longitud ocular 164 del modelo (OL_{164}), medida desde el vértice de la primera superficie 152 a la retina 162 del modelo a lo largo del eje óptico, corresponde a la longitud ocular real del ojo 12 que ha de ser examinado aberroscópicamente.

A continuación, el proceso de acuerdo con ciertas realizaciones para calcular las aberraciones 100 de frente de ondas del sistema óptico del ojo está descrito con referencia a las figs. 6 a 8. En esta realizaciones, el componente 22-1 es proyectado aberroscópicamente por la lente 28 de aberración y el sistema óptico 30 del ojo sobre la retina 40. Como es evidente de la fig. 7, el componente 22-1 que emerge desde el dispositivo 18 generador del haz componente discurre en primer lugar paralelo al primer eje óptico 20 (es decir el eje visual) del ojo 12, luego pasa a través de la lente de aberración 28 y en el proceso es refractado hacia el eje 20 por el ángulo α_{28} . En su trayectoria adicional, el haz componente 22-1 pasa a continuación a través del sistema óptico 30 del ojo y en el proceso es refractado adicionalmente en la dirección hacia el eje óptico, de manera que después del paso a través del sistema óptico 30 discurre en el ángulo α_{30} con respecto al eje 20. El haz luminoso 22-1 incide entonces sobre la retina 40 como una proyección 117. El punto de intersección del haz luminoso 22-1 a través del sistemático 30 está alejado del primer eje óptico en la distancia H_{030} , véanse las figs. 6 a 8. El punto de incidencia de la proyección 117 del componente 22-1 sobre la retina 40 está alejado del primer eje óptico 20 en la distancia H_{40} que ha de ser medida; véanse las figs. 6 a 8.

Si el sistema óptico 30 del ojo estuviera libre de errores de formación de imágenes (aberraciones), el haz componente 22-1 sería refractado sobre el sistema óptico 30 en un ángulo diferente (en el ejemplo de las figs. 6 y 7, menor) hacia el primer eje óptico 20, y tomaría la trayectoria 23-1 (a lo largo de la línea de trazos en las figs. 6 y 7) e incidiría sobre la retina a una distancia H_{040} desde el primer eje óptico 20. El desplazamiento que se presenta sobre la retina 40 entre el punto de incidencia de la componente 22-1 que incide sobre el sistema óptico 30 del ojo cargado de aberración (separación desde el eje óptico: H_{40}) y el punto de incidencia del haz componente refractado 23-1 sobre el sistema ideal, libre de aberraciones (separación desde el eje óptico: H_{040}) constituye el desplazamiento que se ha de medir.

El desplazamiento en el segundo plano 54 dispuesto fuera del ojo 12, es decir en el plano de la imagen del dispositivo de grabación 60 (cámara CCD 62), es medido, como se ha aclarado anteriormente con respecto a la fig. 3. La ampliación que se presenta en el curso de la proyección oftalmoscópica de la retina 40 al segundo plano 54 (amplificación de proyección) está indicada en la fig. 3 y en las siguientes ecuaciones por el símbolo V. El desplazamiento 124 mostrado en las figs. 6 y 7 sobre la retina 40 entre los puntos de incidencia de haz componente 22-1 proyectado de manera cargada de aberraciones (proyección 117) y el haz componente 23-1 proyectado de manera libre de aberración es expresado de manera formal en las figs. 6 y 7 como el desplazamiento 124, mostrado en la fig. 3 y mensurable en el segundo plano 54 (es decir en el plano de imagen del dispositivo de grabación 60), entre la segunda proyección 119 del haz componente 22-1, proyectada sobre la retina de manera cargada de aberraciones, y la proyección 132 del

componente 23-1, proyectado sobre la retina de manera libre de aberraciones (véanse las figs. 6 y 7), dividida por la ampliación V de la proyección de la proyección oftalmoscópica. De manera inversa, en la sección dibujada a escala ampliada en la fig. 3 en la región inferior, de un segundo patrón de puntos 118 generado en el segundo plano 54 del desplazamiento 124 entre la proyección 132 de la componente 23-1 que es proyectada de manera libre de aberraciones y la segunda proyección 119 del haz componente 22-1 que es proyectado de manera cargada de aberraciones es expresada por la diferencia en la separación de los puntos de incidencia sobre la retina 40, como se ha mostrado en las figs. 6 y 7, es decir separación desde el punto H_{40} al punto HO_{40} multiplicada por la ampliación V de proyección de la proyección oftalmoscópica.

La aberración de frente de ondas del ojo puede ser determinada a partir del cambio en el ángulo α de cada haz componente 22-1, ..., 22-5 al pasar a través del sistema óptico 30 del ojo. Como ya se ha mencionado, en virtud de la proyección aberroscópica se genera un primer patrón de puntos 116 sobre la retina 40, que en el caso libre de aberraciones aparecería sin distorsiones (es decir sin desplazamiento) con respecto a la disposición 26 bidimensional regular, generada por el dispositivo 18 generador de haz componente, de los haces componentes sobre la retina 40. En el caso de emetropía, a partir de los haces componentes 22-1, ..., 22-5 un punto de imagen aguda debería presentarse sobre la retina en virtud de la proyección aberroscópica a través del sistema óptico 30 del ojo. En virtud de la inserción de la lente aberroscópica 28, sin embargo, para cada haz componente 22-1, ..., 22-5 se genera una separación definida H_{40} de la proyección (del punto de luz) desde el primer eje óptico 20 (es decir el eje visual) del ojo sobre la retina. La separación H_{40} puede ser calculada a partir de la siguiente ecuación (1):

$$HO_{40} = \frac{HO_{30}}{f_{28} - D_{29}} \times OL \quad (1)$$

En la ecuación (1)

HO_{40} se emplea para la separación, causada por la lente aberroscópica 28 sobre la retina 40, del punto de incidencia 117 desde el primer eje óptico 20,

HO_{30} se emplea para la separación del punto de intersección del haz componente correspondiente, por ejemplo 22-1, a través del sistema óptico 30 del ojo desde el primer eje óptico 20.

f_{28} se emplea para la longitud focal de la lente aberroscópica 28.

D_{29} se emplea para la separación entre la lente aberroscópica y la cara anterior del ojo, y

OL se emplea para la longitud ocular.

Antes del desarrollo de los instrumentos que han sido desarrollados con el propósito de medir longitudes y profundidades incluso de la longitud ocular, la longitud ocular OL no podía ser medida. Por ello en la ecuación (1) se estimaba o asumía aproximadamente por el equivalente esférico D_r , específico del ojo medido previamente:

$$OL = OL_{149} + d(OL) = \frac{1000 \times n}{(D_{140} + D_r)} \quad (2)$$

La ecuación (2) se mantiene solamente para el modelo 140 de ojo simplificado de Gullstrand. En la ecuación (2)

OL_{149} se emplea para la longitud ocular del modelo de ojo simplificado de Gullstrand, que es establecida en 22,36 mm

D_{140} se emplea para la potencia refractiva del sistema óptico del modelo 140 de ojo de Gullstrand, y

n se emplea para el índice de refracción del material del sistema óptico del modelo 140 de ojo de Gullstrand.

La separación real, generada por la proyección cargada de aberraciones a través del sistema óptico 30 del ojo, de la proyección 117 de un haz componente 22-1 sobre la retina 40 puede ser calculada a partir de las separaciones H_{54} , medidas en el segundo plano 54 de las segundas proyecciones 119 desde el segundo eje óptico 52, de acuerdo con:

$$H_{40} = \frac{H_{54}}{V} = \frac{HPix}{V} \times \frac{CCD}{CCDPix} \quad (3)$$

En la ecuación (3)

H_{40} se emplea para la separación de la primera proyección 117 del haz componente 22-1, proyectada de manera cargada de aberraciones, desde el primer eje óptico 20 (por ejemplo eje visual) sobre la retina 40 del ojo,

H_{54} se emplea para la separación de la proyección 119 en el segundo plano 54, es decir en el plano de imagen de la proyección oftalmoscópica en el dispositivo de grabación 60, desde el segundo eje óptico 52, y

- V se emplea para el factor de amplificación de la proyección oftalmoscópica de la retina en el segundo plano 54,
- HPix se emplea para la separación de la segunda proyección 119 en el segundo plano 54, desde el segundo eje óptico 52 (medida en unidades de píxel de la cámara CCD 62),
- CCD se emplea para el tamaño del sensor CCD de la cámara 62 (expresado en mm),
- 5 CCDPix se emplea para la resolución del sensor CCD de la cámara 62 (expresada en mm).

A partir de las ecuaciones (1) y (3) se obtienen las coordenadas del punto de intersección de un haz componente en el sistema óptico 30 del ojo (H_{30} predeterminado por la lente aberroscópica 28), las coordenadas del punto de incidencia del haz componente 23-1 sobre la retina 40 en el caso libre de aberraciones (H_{040} : separación desde el eje óptico), y las coordenadas del punto de incidencia real 117 del haz componente 22-1 sobre la retina 40 (H_{40} : separación desde el eje óptico), cuando es determinada a partir de la proyección oftalmoscópica al segundo plano 54; a este respecto véanse las figs. 3 y 7.

A partir de los datos H_{030} y H_{040} y H_{40} los ángulos de los haces componentes con respecto al primer eje óptico 20 en el plano del sistema óptico 30 (de la córnea 32) pueden ser calculados como sigue o leídos de la fig. 7:

$$\tan \alpha_{28} = \frac{H_{030}}{f_{28} - D_{29}} + \frac{H_{030}}{OL} = H_{030} \times \frac{f_{28} - D_{29} + OL}{(f_{28} - D_{29}) \times OL} \quad (4)$$

$$\tan \alpha_{30} = \frac{H_{030}}{f_{28} - D_{29}} + \frac{H_{030} + H_{40} - H_{040}}{OL} \quad (5)$$

En las ecuaciones (4) y (5)

α_{28} se emplea para el ángulo que resulta para el haz componente 22-1 en virtud de la refracción sobre la lente aberroscópica 28 insertada,

α_{30} se emplea para el ángulo que resulta en virtud de la refracción sobre la lente aberroscópica 28 y la refracción sobre el sistema óptico 30 del ojo.

Insertando la ecuación (1), la ecuación (5) se simplifica como sigue:

$$\tan \alpha_{30} = \frac{H_{030} + H_{40}}{OL} \quad (6)$$

Para un ojo muy miope tampoco puede emplearse la lente de aberración 28. Para este caso, en las ecuaciones (1) a (5) anteriores se mantiene $\alpha_{28} = 0$, y la trayectoria de haz mostrada en la fig. 7 es simplificada en la trayectoria de haz mostrado en la fig. 8. La ecuación (6) también se mantiene para este caso.

El ángulo de los haces componentes, que resulta solamente en virtud de la presencia de las aberraciones del sistema óptico 30 del ojo, es obtenido para los dos casos del ojo emétrepe (fig. 7) y del ojo muy miope (fig. 8) formando la diferencia (es decir mediante sustracción) de los ángulos α_{30} y α_{28} . El incremento dW en la aberración del frente de ondas, es decir el cambio en la aberración del frente de ondas con la separación radial del punto de intersección a través del sistema óptico 30 desde el primer eje óptico 20, es entonces la tangente del ángulo diferencia:

$$dW = \tan (\arctan (\tan \alpha_{30}) - \arctan (\tan \alpha_{28})) \quad (7)$$

Como puede verse insertando las ecuaciones (4) y (6) en la expresión en el lado derecho en la ecuación (7), el cálculo de dW utiliza la longitud focal de la lente aberroscópica 28 (f_{28}), la separación de la lente aberroscópica 28 desde la cara anterior del ojo (D_{29}), la longitud ocular OL , las coordenadas de los puntos de intersección (x_k, y_k) del haz componente a través del sistema óptico 30 del ojo, y las coordenadas (H_{40}), determinadas a partir de la medición aberroscópica, de los puntos de incidencia reales 117 (puntos de luz) de los haces componentes sobre la retina 40. Las cantidades para el cálculo de dW son o bien predeterminadas por el sistema óptico del aberroscopio, es decir el aparato 10, o pueden ser calculadas a partir de las ecuaciones (7), (6) y (4).

A continuación, la representación de las aberraciones de frente de ondas de acuerdo con la descomposición debida a Zernike, es decir la representación de la aberración del frente de ondas 100 generada por el sistema óptico 30 del ojo como una suma de los polinomios de Zernike normalizados a un círculo unitario y ponderados con los coeficientes de los polinomios de Zernike correspondientes, será elucidada con referencia a las tablas 1 a 6.

Como resultado de la evaluación del segundo patrón de puntos 118, proyectado oftalmoscópicamente grabado por el dispositivo de grabación 60, es decir a partir de la medición, efectuada para cada haz componente tenido en cuenta, del desplazamiento 124 del haz componente 22-1 que es proyectado de manera cargada de aberraciones con respecto al componente 23-1 que es proyectado sin aberraciones, un conjunto de m pares de coordenadas (x_k, y_k) es obtenido con k

5 = 1, ..., m para los puntos de incidencia de los haces componentes 22-1, ..., 22-m que son proyectados de manera cargada de aberraciones a través del sistema óptico del ojo. En este caso las coordenadas (x_k, y_k) de los puntos de incidencia 119 son referidas al segundo eje óptico 52, es decir son coordenadas relativas. A partir de estas coordenadas la desviación del frente de ondas 102 real o verdadero, reconstruido con respecto a un frente de ondas 104 ideal, es decir plano, pueden ahora ser calculadas como aberraciones 100 del frente de ondas mostrado en la fig. 6.

La aberración del frente de ondas puede ser representada matemáticamente con respecto a las coordenadas (x_k, y_k) en el plano de imagen (segundo plano 54), se ha elegido una forma descriptiva adecuada. Los polinomios de Zernike pueden ser utilizados para una representación de suma, de las aberraciones del frente de ondas. De acuerdo con esto, se ha hecho la siguiente formulación:

10
$$W(x_k, y_k) = \sum_{i=0}^N C_i Z_i(x_k, y_k) \quad (8)$$

En la ecuación (8)

$W(x_k, y_k)$ se emplea para la aberración 100 del frente de ondas, una función bidimensional definida en los puntos (x_k, y_k) ,

$Z(x_k, y_k)$ se emplea para el polinomio i-ésimo de Zernike definido en el punto (x_k, y_k) ,

15 C_i se emplea para un (C_i) de los coeficientes (C_1, \dots, C_N) que ha de ser determinado del polinomio de Zernike respectivo Z_i ,

N se emplea para el número de polinomios de Zernike a los que se ha recurrido para la descomposición de la suma, y

i se emplea para un índice de suma.

20 Los polinomios de Zernike son definidos por las ecuaciones (19) y (20), especificadas adicionalmente a continuación, en coordenadas polares (r, ϕ) y son calculados algebraicamente y recogidos en coordenadas polares en la Tabla 1 (véase el Apéndice con las Tablas 1 a 6) de acuerdo con las ecuaciones (19) y (20).

25 De acuerdo con la definición de los polinomios de Zernike, N asume valores definidos como se ha especificado en la columna final de la Tabla 3. También, solamente descomposiciones con n órdenes de polinomios completos y, al mismo tiempo, también solamente el uso de órdenes pares, por ejemplo $n = 2, 4, 6, 8, \dots$, son significativos. Así, por ejemplo, incluir en la descomposición, además de $N = 27$ polinomios de $n = 6^\circ$ orden, también un polinomio 28° o 29° no permite un aumento de conocimientos.

30 Sin embargo, como se ha elucidado anteriormente con referencia a las figs. 6 y 8, a partir del patrón 116 de los puntos de luz (primeras proyecciones) 117 proyectados sobre la retina 40 solamente se obtienen los incrementos dW en la aberración del frente de ondas en los puntos (x_k, y_k) , es decir el cambio en la aberración del frente de ondas con las coordenadas en el plano de proyección, es decir las primeras derivadas parciales

$\left(\frac{\partial W}{\partial x}\right)$ y $\left(\frac{\partial W}{\partial y}\right)$ de la función bidimensional

W con respecto a las coordenadas x e y en el plano de proyección (segundo plano 54):

35
$$\frac{\partial W(x_k, y_k)}{\partial x} = \sum_{i=0}^N \left[C_{i,x} \frac{\partial Z_i(x_k, y_k)}{\partial x} \right] \quad (9)$$

y

$$\frac{\partial W(x_k, y_k)}{\partial y} = \sum_{i=0}^N \left[C_{i,y} \frac{\partial Z_i(x_k, y_k)}{\partial y} \right] \quad (10)$$

Esto significa que a partir de la determinación de los desplazamientos de los puntos de incidencia 117 en la descomposición de Zernike para el total de m pares de coordenadas (x_k, y_k) resultan dos sistemas de ecuaciones:

$$W_x = CZ_x \quad W_y = CZ_y$$

40 con

$$\begin{aligned}
 W_x &= \begin{pmatrix} \frac{\partial W(x_1, y_1)}{\partial x} \\ \vdots \\ \frac{\partial W(x_m, y_m)}{\partial x} \end{pmatrix} & W_y &= \begin{pmatrix} \frac{\partial W(x_1, y_1)}{\partial y} \\ \vdots \\ \frac{\partial W(x_m, y_m)}{\partial y} \end{pmatrix} & C &= \begin{pmatrix} C_1 \\ \vdots \\ C_n \end{pmatrix} & (11) \\
 Z_x &= \begin{pmatrix} \frac{\partial Z_1(x_1, y_1)}{\partial x} & \dots & \frac{\partial Z_n(x_1, y_1)}{\partial x} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ \frac{\partial Z_1(x_m, y_m)}{\partial x} & \dots & \frac{\partial Z_n(x_m, y_m)}{\partial x} \end{pmatrix} & Z_y &= \begin{pmatrix} \frac{\partial Z_1(x_1, y_1)}{\partial y} & \dots & \frac{\partial Z_n(x_1, y_1)}{\partial y} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ \frac{\partial Z_1(x_m, y_m)}{\partial y} & \dots & \frac{\partial Z_n(x_m, y_m)}{\partial y} \end{pmatrix}
 \end{aligned}$$

Un método de ecuaciones estándar es inadecuado para la solución de este sistema de ecuaciones. Una estabilidad numérica en la solución numérica de estos sistemas de ecuaciones es obtenida utilizando un método de solución tal como una descomposición en valor singular (SVD).

- 5 La solución de los sistemas de ecuaciones solamente puede calcularse cuando hay al menos presentes tantos puntos de medición (x_k, y_k) o nodos de interpolación como polinomios de Zernike (en este caso los desconocidos):

$$m \geq N \quad \text{o mejor:} \quad m \geq 2N \quad (12)$$

Como ya se ha mencionado, en la ecuación (12) m se emplea para el número de puntos de medición, y N para el número de polinomios de Zernike a que se han recurrido en la descomposición de la suma.

- 10 Por el contrario, la ecuación (12) significa que el orden de los polinomios de Zernike que es capaz de ser tenido en cuenta depende del número de puntos de luz 117 que son capaces de ser evaluados en la imagen generada aberroscópicamente sobre la retina.

- 15 Por ejemplo, dado el aparato 10 mostrado en la fig. 2 el dispositivo 18 generador de haz componente (máscara 19 con aberturas) descrito anteriormente, véase la parte izquierda de la fig. 3, y una pupila con un diámetro de 6 mm, hay teóricamente 68 puntos de medición o pares de coordenadas, de manera que una descomposición con polinomios de Zernike puede ser calculada tan lejos como hasta el 6º orden.

Ha de observarse, además, que los polinomios de Zernike son solamente definidos sobre un círculo unitario. Así las coordenadas de los puntos de medición (x_k, y_k) han de ser normalizadas antes del cálculo:

$$X_k = \frac{x_k}{R}, \quad Y_k = \frac{y_k}{R} \quad (13)$$

- 20 En la ecuación (13) R se emplea para el radio del círculo de Zernike, es decir el círculo sobre el que se efectúa el cálculo, y X_k o Y_k se emplean para las coordenadas normalizadas al círculo de Zernike.

- 25 El radio R del círculo de Zernike corresponde en el ojo al radio de la pupila, y debería primero de todo ser capaz de ser elegido libremente. El radio puede ser ajustado, especialmente para usar con el láser, de acuerdo con la zona óptica que está pensada para la caracterización aberrométrica. Todos los puntos de luz que se encuentran fuera de la anchura de la pupila correspondientes al radio R del círculo de Zernike no entran típicamente en el cálculo. Así con el propósito de resolver el sistema de ecuaciones solamente se permite recurrir a puntos de medición para los que se mantiene lo siguiente:

$$\sqrt{x_k^2 + y_k^2} \leq R \quad (14)$$

- 30 El vector resultante C introducido en la ecuación (11), que incluye los coeficientes C_1, \dots, C_n , también se mantiene solamente para el círculo de Zernike (círculo unitario). Con el fin de determinar ahora el frente de ondas real, la aberración normalizada del frente de ondas ha de ser linealmente escalada con el radio de la pupila. Por último, para la representación de los resultados es aún sensible especificar los coeficientes C_n de Zernike en micras. En el ejemplo elucidado anteriormente sobre la base de las ecuaciones (1) a (7), los coeficientes de Zernike son obtenidos en milímetros.

- 35 A partir de los coeficientes de Zernike, se pueden determinar directamente las refracciones esférica y cilíndrica del ojo que está siendo examinado:

$$cyl = -\frac{4}{R^2} \sqrt{C_3^2 + C_5^2} \quad (15)$$

$$sph = -\frac{4}{R^2} C_4 - \frac{1}{2} cyl \quad (16)$$

$$\phi = \frac{1}{2} \arctan\left(\frac{C_3}{C_5}\right) + \varphi \quad (17)$$

con: $\varphi = 90^\circ$ si $C_5 < 0$, de lo contrario: $\varphi = 180^\circ$ si $C_3 < 0$, de lo contrario $\varphi = 0^\circ$ (18).

Las condiciones establecidas en la ecuación (18) dependen del intervalo de valores del arco tangente en el compilador que está siendo utilizado para el programa de ordenador que ha sido desarrollado para resolver los sistemas de ecuaciones. Para los compiladores que son utilizados en el presente caso se mantiene que: $-90^\circ \leq \arctan \leq +90^\circ$.

Con el propósito de completar la representación de la descomposición de la suma introducida anteriormente en la ecuación (8) por medio de polinomios de Zernike, a continuación se presenta el uso de los polinomios de Zernike con respecto a la longitud ocular (OL).

Los polinomios de Zernike son definidos originalmente para coordenadas cilíndricas (r, ϕ) introducidas en el plano de proyección con respecto al punto de intersección del eje óptico como sigue:

$$Z(r, \phi) = \begin{cases} \frac{\sqrt{2(N+1)}R_n^k(r) \sin(N-2m\phi)}{\sqrt{2(N+1)}R_n^k(r) \cos(N-2m\phi)} & \text{if } N-2m > 0 \\ \frac{\sqrt{2(N+1)}R_n^k(r) \cos(N-2m\phi)}{\sqrt{2(N+1)}R_n^k(r)} & \text{if } N-2m < 0 \\ \sqrt{N+1}R_n^k(r) & \text{if } N-2m = 0 \end{cases} \quad (19)$$

En la ecuación (19) se mantiene lo siguiente para las cantidades $R_n^k(r)$:

$$R_n^k(r) = \sum_{i=0}^k \frac{(-1)^i (n-1)!}{i!(k-i)!(n-k-i)!}, \quad (20)$$

con:

$$k = \begin{cases} m & N-2m \geq 0 \\ N-m & N-2m < 0. \end{cases}$$

A este respecto se mantiene para las variables que:

$$0 \leq N \leq \infty \quad \text{y} \\ 0 \leq m \leq n.$$

En la tabla 1 los polinomios de Zernike, expresados en coordenadas polares (r, ϕ) , son compilados e incluyen hasta el 8° orden ($n = 8$), es decir, los primeros 45 polinomios ($N = 0, 1, 2, \dots, 44$), como son obtenidos por evaluación algebraica de las ecuaciones (19) y (20).

En la Tabla 1 (cuarta columna) y en la Tabla 4 (segunda columna) el radical de la ecuación (19) enfrente del polinomio real está indicado por el símbolo F. La Tabla 4 recoge los polinomios de Zernike expresados en coordenadas cartesianas (x, y) .

Para la evaluación del segundo patrón de puntos 118 grabado por el dispositivo de grabación 60 resulta necesaria una conversión de los polinomios de Zernike a las coordenadas cartesianas x e y definidas en el plano de proyección (segundo plano 54). La conversión de coordenadas polares (r, ϕ) (como se han utilizado en la Tabla 1) en coordenadas cartesianas (x, y) es efectuada con ayuda de las siguientes reglas conocidas:

$$y = r \sin \phi, \quad x = r \cos \phi \quad \text{y} \quad r^2 = x^2 + y^2 \quad (21)$$

Los términos trigonométricos complicados que aparecen en el curso de la conversión de la Tabla 1, por la exponenciación de las coordenadas polares r , pueden ser simplificados utilizando las fórmulas de suma para funciones trigonométricas especificadas en la Tabla 2. Las potencias de las funciones trigonométricas que resultan después de la simplificación pueden entonces ser convertidas en coordenadas cartesianas, y de este modo los polinomios de Zernike recogidos en la Tabla 4 puede ser calculados algebraicamente, expresados en coordenadas cartesianas (x, y) .

Los resultados de las conversiones de los primeros 45 polinomios de Zernike a partir de la Tabla 1 a los polinomios de Zernike expresados en coordenadas cartesianas están resumidos en la Tabla 4.

Recogidos en las Tablas 5 y 6 por último, están las primeras derivadas parciales de los polinomios de Zernike con respecto a las coordenadas x e y (es decir las funciones $\partial W/\partial x$ y $\partial W/\partial y$), que han sido calculadas algebraicamente a

partir de los polinomios de Zernike especificados en la Tabla 4.

Son las derivadas parciales de los polinomios de Zernike, compiladas en las Tablas 5 y 6, las que son necesarias en último término para resolver los sistemas de ecuaciones (11), tomando como base los desplazamientos medidos de los puntos de luz individuales y la determinación subsiguiente de las aberraciones de frente de ondas.

- 5 Como las bases matemáticas para la reconstrucción de las aberraciones de frente de ondas mejoradas han sido descritas, en lo que sigue se describirá a continuación con referencia a las figs. 9 a 13 cómo, sobre la base del frente de ondas real 102 (véase la fig. 6) adquirido a partir de ellas y generado por el sistema óptico del ojo, y también, cuando sea apropiado, sobre la base de otros datos medidos con respecto al ojo.
- un modelo de ojo 200 específico del ojo (véanse las figs. 9, 10 y 11),
- 10 - sobre la base del modelo de ojo 200 específico del ojo, mejorado (véase la fig. 11) un perfil 224 de ablación perfeccionado para una corrección de retracción quirúrgica por laser de la superficie anterior 220 de la córnea pre-operativa del ojo (véase la fig. 12), y
- sobre la base del modelo de ojo 200 específico del ojo, mejorado (véase la fig. 11) se calculan un diseño perfeccionado o una cara frontal 232 de lente perfeccionada, para una lente intraocular 230 (IOL) que ha de ser insertada quirúrgicamente en el ojo con el propósito de corregir los errores de formación de imágenes del sistema óptico del ojo pre-operativo (véase la fig. 13).
- 15

En ciertas realizaciones, pueden obtenerse otros datos, por ejemplo, la topografía de la superficie anterior 174 de la córnea y de la superficie posterior 176 de la córnea así como los datos biomédicos que pertenecen al ojo, incluido el grosor de la córnea (CT) 192, la profundidad de la cámara anterior (ACD) 194, el grosor de la lente (LT) 196 y la longitud ocular (OL) 198, véase en cada caso la fig. 9.

20

La fig. 9 muestra los datos que han de ser medidos en un modelo de ojo 200 esquemático. Un modelo de ojo axialmente simétrico es elegido como el punto de partida para los cálculos. Con este propósito el modelo de ojo 140 de Gullstrand (véase la fig. 4) o el modelo de ojo 150 de Liou-Brennan (véase la fig. 5) puede ser utilizado, por ejemplo. La elección del modelo de ojo simétrico axialmente es apropiada en la etapa de creación del modelo de ojo, debido a que la posición exacta de la superficie de la córnea no puede ser determinada mediante mediciones. También otras estructuras intraoculares - tales como la forma, la dependencia del lugar, y la distribución del lugar del índice de refracción de la lente - no pueden ser similarmente medidas directamente. No obstante, pueden ser calculadas numéricamente, sobre la base de las mediciones del frente de ondas del ojo completo. Con este propósito, en una primera operación, los valores medios para los datos que pertenecen a la lente (superficies frontal y posterior, índice de refracción y distribución del mismo) son tomados a partir de la literatura e introducidos en el modelo de ojo axialmente simétrico elegido como un punto de partida.

25

30

La base para los cálculos ópticos utilizando un modelo de ojo es la posibilidad de seguir los haces de luz computacionalmente utilizando el trazado de rayos. En el curso del trazado de rayos, la trayectoria óptica de los haces de luz que pasan a través del ojo es calculada utilizando la conocida ley de refracción de Snell. La dependencia del índice de refracción de la longitud de onda es tenida en cuenta en este caso mediante una elección adecuada de los índices de refracción para los distintos medios ópticos del modelo de ojo.

35

Con el fin de que el frente de ondas simulado para el modelo de ojo específico del ojo mejorado, individualizado completo que ha de ser creado resulte ahora idéntico con el frente de ondas real 102 (véanse las figs. 6 y 9) medido con respecto al ojo, la forma de la lente 180 es adaptada por un algoritmo de optimización iterativo. En este algoritmo, o bien la cara frontal 182 de la lente o bien la cara posterior 184 de la lente de la lente 180 o, en el caso de una optimización ponderada, ambas superficies 182 y 184, es/son adaptadas.

40

El algoritmo de optimización ha de ser realizado de una manera iterativa, debido a que los puntos de intersección de los haces de luz seguidos a través de las superficies que han de ser optimizadas 182 y 184 son requeridos con el fin de iniciar el algoritmo, incluso aunque las superficies 182 y 184 no sean aún conocidas. Por esta razón, por medio de formulación inicial para la iteración la lente fue modelada con datos de valor medio que pertenecen a un modelo de ojo tomado de la literatura. La superficie de la lente, que en este proceso no está aún optimizada, es aún la forma de la lente de acuerdo con las referencias bibliográficas para el modelo de ojo inicial subyacente.

45

El objetivo de la optimización intraocular es adaptar una superficie refractora de tal modo que un frente de ondas definido aguas arriba de la superficie que ha de ser optimizada pueda ser transformado, en virtud de la refracción sobre la superficie, en un frente de ondas definido aguas abajo de la superficie. De una manera análoga al principio usado en un sensor de frente de ondas de Hartmann-Shack se asumirá que el frente de ondas por encima de la entrada de la pupila se asemeja al frente de ondas respectivo que deja el ojo, comenzando desde el punto focal ideal 189 sobre la retina 210 del modelo en la fig. 10 (188 en la fig. 9), véase la fig. 10. En el caso mostrado en la fig. 10 de una optimización de la cara frontal 232 de la lente (182 en la fig. 9), el frente de ondas 102 medido aguas arriba del ojo es seguido a través de la superficie anterior 202 de la córnea y de la superficie posterior 204 de la córnea "al ojo", con el fin de calcular el frente de ondas intraocular 234 inmediatamente aguas arriba de la cara frontal 232 de la lente (véase en la

50

55

fig. 10 el lado izquierdo con respecto a la cara frontal 232 de la lente). Por otro lado, un trazado de rayos desde el punto focal ideal 189 sobre la retina 210 del modelo es realizado "fuera del ojo" a través de la cara posterior 237 del lente de la lente, con el fin de calcular el punto de intersección de los haces de luz a través de la cara frontal 232 de la lente (véase en la fig. 10 el lado derecho con respecto a la cara frontal 232 de la lente). Utilizando la ley de refracción de Snell, las inclinaciones de la cara de la cara frontal 232 de la lente puede ser entonces calculadas. Por último, la forma de la cara frontal 232 de la lente puede ser determinada por una función que describe la forma que es derivada y que es adaptada a las inclinaciones calculadas de la cara. Como ya se ha mencionado, el proceso completo ha de ser realizado de manera iterativa. El proceso completo es aplicado tanto al tratado de rayos realizado a través de la córnea "al ojo" como al trazado de rayos llevado a cabo desde la retina "fuera del ojo". Es posible que la solución del algoritmo de optimización no sea estándar, debido a que un error idéntico del frente de ondas debido a un cambio puede también ser provocado por otras superficies del modelo de ojo. Sin embargo, este efecto como se podrá esperar, muestra solamente diferencias para un análisis de fuera del eje así denominado (es decir que no discurre paralelo al eje óptico) del modelo de ojo, mientras que para la facultad visual foveal se esperan resultados mutuamente consistes para los dos trazados de rayos.

Como resultado de las dos optimizaciones realizadas de manera iterativa indicadas en la fig. 10, después de la adaptación de la cara frontal 232 de la lente se obtiene un modelo de ojo 200 mejorado completamente individualizado para un paciente. Un modelo de ojo 200 mejorado individualizado obtenido de este modo está mostrado de manera ejemplar en la fig. 11. En la fig. 11 un conjunto de rayos de luz 212, que emanan desde la retina 210 del modelo en una dirección inicial 216, es seguido por el sistema óptico completo del modelo de ojo 200 - constituido por la cara posterior 208 de la lente adaptada, la cara frontal 206 de la lente adaptada obtenida, la superficie posterior 204 de la córnea y la superficie anterior 202 de la córnea - recto al ojo con un programa de trazado de rayos, y se ha mostrado el frente de ondas 218 generado aguas arriba del ojo por el conjunto de rayos que emergen desde el ojo.

Como se ha creado un modelo de ojo 200 específico del ojo individualizado, mejorado para el ojo de un paciente, este modelo puede ser tomado para distintas aplicaciones de planificación de tratamiento, inclusive de la planificación o cálculo previo de un perfil de ablación optimizado para la superficie anterior de la córnea (véase la fig. 12), del cálculo de la forma de una lente intraocular (IOL, véase la fig. 13) que ha de ser insertada en el ojo, o de una combinación de estas dos formas de planificación de tratamiento. El modelo de ojo 200 específico del ojo individualizado ha sido creado de tal modo que el frente de ondas 218 generado por el modelo de ojo 200 coincide con el frente de ondas 102 (véase la fig. 6) medido con respecto al ojo por medio de un aberrómetro 10, así el modelo de ojo 200 mejorado contiene automáticamente los errores o aberraciones de formación de imágenes, inclusive de las aberraciones de orden más elevado del ojo del paciente. Los algoritmos de optimización antes mencionados pueden ser realizados de manera iterativa y están basados en el modelo de ojo que utiliza la longitud ocular real como la longitud ocular del modelo. También, la longitud ocular real puede ser utilizada en adaptaciones y optimizaciones subsiguientes.

Con el fin de calcular un perfil de ablación por láser para la superficie anterior de la córnea, el modelo de ojo 200 individualizado, mejorado que ha sido creado (véase la fig. 11) es utilizado a continuación con el fin de calcular una forma óptima de la superficie anterior de la córnea con la calidad óptica deseada. Este cálculo realizado en dos etapas como sigue:

etapa 1: trazado de rayos tridimensional, comenzando desde la retina 210 del modelo tan lejos como a la córnea, y

etapa 2: cálculo iterativo de la forma ideal 222 de la superficie anterior de la córnea (véase la fig. 12, región superior).

El cálculo en la etapa 2 ha de ser también realizado de manera iterativa, debido a que los puntos de intersección de los haces a través de la nueva cara 222 que ha de ser calculada no son conocidos inicialmente.

Un perfil 224 de ablación mejorado (véase la fig. 12, región inferior) es obtenido a continuación a partir de la diferencia o discrepancia entre la topografía de la superficie anterior 220 de la córnea del modelo de ojo 200 individualizado, mejorado y la forma ideal calculada 222 de la superficie anterior de la córnea (véase la fig. 12). Los perfiles 224 de ablación mejorados obtenidos como se ha descrito anteriormente permiten una caracterización más exacta de la visión defectuosa, inclusive de las aberraciones de orden más elevado.

Por último, el proceso para calcular un diseño mejorado de una lente intraocular (IOL) 230 que ha de ser insertada en el ojo será descrito a continuación con referencia a la fig. 13.

En el curso del cálculo del diseño mejorado para una lente intraocular 230 no es el objetivo principal, pero es un posible objetivo futuro, corregir aberraciones de orden más elevado; este es más bien el objetivo para la optimización del perfil 224 de ablación mejorado para la corrección de refracción con respecto a la superficie anterior de la córnea. Por ello, con propósitos de optimización de la IOL 230, pueden ser también utilizados los modelos de ojo con grados o demandas inferiores hechos de la individualización.

En contraste con la optimización de la superficie anterior de la córnea, como se ha descrito sobre la base de las figs. 10 y 11, una superficie intraocular puede ser optimizada de una manera similar a la del caso de la individualización, descrito con respecto a la fig. 10, del modelo de ojo 200, véase ahora la fig. 13 a este respecto. En primer lugar, con el propósito de generar un frente de ondas pretendido del ojo completo, por lo que el frente de ondas pretendido puede ser un frente

de ondas objetivo plano 238 o un frente de ondas objetivo 240 con propiedades multi-focales (es decir cargado también con aberraciones de orden más elevado), los haces de luz que van "fuera del ojo" desde el punto de proyección ideal 189 sobre la retina 210 del modelo son seguidos a través de la superficie anterior 202 de la córnea y de la superficie posterior 204 de la córnea del modelo de ojo 200, por lo que en este caso un frente de ondas intraocular 234 es calculado inmediatamente aguas arriba de la cara frontal 232 de la lente para ser optimizado (véase la fig. 13).

5

La optimización real de la cara frontal de la lente tiene entonces lugar, una vez más de manera iterativa por trazado de rayos, comenzando de nuevo desde el punto de proyección ideal 189 sobre la retina 210 del modelo. En el curso de este tratado de rayos, la cara frontal 232 de la lente intraocular 230 que ha de ser diseñada es ahora adaptada, con el fin último de generar, tan bien como sea posible, el frente de ondas 234 calculado aguas arriba de la cara frontal 232 de la lente mejorada.

10

Tabla 1: Los primeros 45 polinomios de Zernike

N	n	m	F	Polinomios en coordenadas polares	Descripción óptica
0	0	0	1	1	desplazamiento constante
1	1	0	2	$r \sin \phi$	inclinación en dirección y
2	1	1	2	$r \cos \phi$	inclinación en dirección x
3	2	0	$\sqrt{6}$	$r^2 \sin 2\phi$	astigmatismo $\pm 45^\circ$
4	2	1	$\sqrt{3}$	$2r^2 - 1$	desplazamiento focal
5	2	2	$\sqrt{6}$	$r^2 \cos 2\phi$	astigmatismo $0^\circ/90^\circ$
6	3	0	$\sqrt{8}$	$r^3 \sin 3\phi$	3-pliegues a lo largo de y
7	3	1	$\sqrt{8}$	$(3r^2 - 2)r \sin \phi$	coma a lo largo de y
8	3	2	$\sqrt{8}$	$(3r^2 - 2)r \cos \phi$	coma a lo largo de x
9	3	3	$\sqrt{8}$	$r^3 \cos 3\phi$	3-pliegues a lo largo de x
10	4	0	$\sqrt{10}$	$r^4 \sin 4\phi$	4-pliegues a lo largo de y
11	4	1	$\sqrt{10}$	$(4r^2 - 3)r^2 \sin 2\phi$	astigmatismo $r^2 \pm 45^\circ$
12	4	2	$\sqrt{5}$	$6r^4 - 6r^2 + 1$	aberración esférica
13	4	3	$\sqrt{10}$	$(4r^2 - 3)r^2 \cos 2\phi$	astigmatismo $r^2 0^\circ/90^\circ$
14	4	4	$\sqrt{10}$	$r^4 \cos 4\phi$	4-pliegues a lo largo de x
15	5	0	$\sqrt{12}$	$r^5 \sin 5\phi$	5-pliegues a lo largo de y
16	5	1	$\sqrt{12}$	$(5r^2 - 4)r^3 \sin 3\phi$	3-pliegues r^3 a lo largo de y
17	5	2	$\sqrt{12}$	$(10r^4 - 12r^2 + 3)r \sin \phi$	coma r^3 a lo largo de y
18	5	3	$\sqrt{12}$	$(10r^4 - 12r^2 + 3)r \cos \phi$	coma r^3 a lo largo de x
19	5	4	$\sqrt{12}$	$(5r^2 - 4)r^3 \cos 3\phi$	3-pliegues r^3 a lo largo de x
20	5	5	$\sqrt{12}$	$r^5 \cos 5\phi$	5-pliegues a lo largo de x
21	6	0	$\sqrt{14}$	$r^6 \sin 6\phi$	6-pliegues a lo largo de y
22	6	1	$\sqrt{14}$	$(5r^2 - 5)r^4 \sin 4\phi$	4-pliegues r^4 a lo largo de y
23	6	2	$\sqrt{14}$	$(15r^4 - 20r^2 + 6)r^2 \sin 2\phi$	astigmatismo $r^4 \pm 45^\circ$
24	6	3	$\sqrt{7}$	$20r^6 - 30r^4 + 12r^2 - 1$	aberración esférica r^6
25	6	4	$\sqrt{14}$	$(15r^4 - 20r^2 + 6)r^2 \cos 2\phi$	astigmatismo $r^4 0^\circ/90^\circ$
26	6	5	$\sqrt{14}$	$(6r^2 - 5)r^4 \cos 4\phi$	4-pliegues r^4 a lo largo de x
27	6	6	$\sqrt{14}$	$r^6 \cos 6\phi$	6-pliegues a lo largo de x
28	7	0	4	$r^7 \sin 7\phi$	7-pliegues a lo largo de y
29	7	1	4	$(7r^2 - 6)r^5 \sin 5\phi$	5-pliegues r^5 a lo largo de y
30	7	2	4	$(21r^4 - 30r^2 + 10)r^3 \sin 3\phi$	3-pliegues r^3 a lo largo de y
31	7	3	4	$(35r^6 - 60r^4 + 30r^2 - 4)r \sin \phi$	coma r^5 a lo largo de y
32	7	4	4	$(35r^6 - 60r^4 + 30r^2 - 4)r \cos \phi$	coma r^5 a lo largo de x
33	7	5	4	$(21r^4 - 30r^2 + 10)r^3 \cos 3\phi$	3-pliegues r^3 a lo largo de x
34	7	6	4	$(7r^2 - 6)r^5 \cos 5\phi$	5-pliegues r^5 a lo largo de x
35	7	7	4	$r^7 \cos 7\phi$	7-pliegues a lo largo de x
36	8	0	$\sqrt{18}$	$r^8 \sin 8\phi$	8 -pliegues a lo largo de y
37	8	1	$\sqrt{18}$	$(8r^2 - 7)r^6 \sin 6\phi$	6-pliegues r^6 a lo largo de y
38	8	2	$\sqrt{18}$	$(28r^4 - 42r^2 + 15)r^4 \sin 4\phi$	4-pliegues r^4 a lo largo de y
39	8	3	$\sqrt{18}$	$(56r^6 - 105r^4 + 60r^2 - 10)r^2 \sin 2\phi$	astigmatismo $r^6 \pm 45^\circ$
40	8	4	3	$70r^8 - 140r^6 + 90r^4 - 20r^2 + 1$	aberración esférica r^8
41	8	5	$\sqrt{18}$	$(56r^6 - 105r^4 + 60r^2 - 10)r^2 \cos 2\phi$	astigmatismo $r^6 0^\circ/90^\circ$
42	8	6	$\sqrt{18}$	$(28r^4 - 42r^2 + 15)r^4 \cos 4\phi$	4-pliegues r^4 a lo largo de x
43	8	7	$\sqrt{18}$	$(8r^2 - 7)r^6 \cos 6\phi$	6-pliegues r^6 a lo largo de x
44	8	8	$\sqrt{18}$	$r^8 \cos 8\phi$	8 -pliegues a lo largo de x

Tabla 2: Términos calculados a partir de las fórmulas de suma de las funciones trigonométricas para ángulos de n-pliegues

n	$\sin n\phi$	$\cos n\phi$
2	$\frac{1}{r^2} 2xy$	$\frac{1}{r^2} (x^2 - y^2)$
3	$\frac{1}{r^3} y(3x^2 - y^2)$	$\frac{1}{r^3} x(x^2 - 3y^2)$
4	$\frac{1}{r^4} 2xy(2x^2 - 2y^2)$	$\frac{1}{r^4} (x^4 - 6x^2y^2 + y^4)$
5	$\frac{1}{r^5} y(5x^4 - 10x^2y^2 + y^4)$	$\frac{1}{r^5} x(x^4 - 10x^2y^2 + 5y^4)$
6	$\frac{1}{r^6} 2xy(3x^4 - 10x^2y^2 + 3y^4)$	$\frac{1}{r^6} (x^6 - 15x^4y^2 + 15x^2y^4 - y^6)$
7	$\frac{1}{r^7} y(7x^6 - 35x^4y^2 + 21x^2y^4 - y^8)$	$\frac{1}{r^7} x(x^6 - 21x^4y^2 + 35x^2y^4 - 7y^8)$
8	$\frac{1}{r^8} 2xy(4x^6 - 28x^4y^2 + 28x^2y^4 - 4y^8)$	$\frac{1}{r^8} (x^8 - 28x^6y^2 + 70x^4y^4 - 28x^2y^6 + y^8)$

5

Tabla 3: Descripción del orden especificado por los n polinomios de Zernike

Orden n	Descripción	N
1	inclinación	2
2	Refracción esfero-cíclica	5
3	Coma	9
4	Aberración esférica	14
5	Coma	20
6	Aberración esférica	27
7	Coma	35
8	Aberración esférica	44

Tabla 4: Los primeros 45 polinomios de Zernike en coordenadas cartesianas

N	F	Polinomio en coordenadas cartesianas
0	1	1
1	2	y
2	2	x
3	$\sqrt{6}$	2xy
4	$\sqrt{3}$	$2(x^2 + y^2) - 1$
5	$\sqrt{6}$	$x^2 - y^2$
6	$\sqrt{8}$	$y(3x^2 - y^2)$
7	$\sqrt{8}$	$y[3(x^2 + y^2) - 2]$
8	$\sqrt{8}$	$x[3(x^2 + y^2) - 2]$
9	$\sqrt{8}$	$x(x^2 - 3y^2)$
10	$\sqrt{10}$	$4xy(x^2 - y^2)$
11	$\sqrt{10}$	$2xy(4(x^2 + y^2) - 3)$
12	$\sqrt{5}$	$6(x^2 + y^2)^2 - 6(x^2 + y^2) + 1$
13	$\sqrt{10}$	$(x^2 - y^2)[4(x^2 + y^2) - 3]$
14	$\sqrt{10}$	$x^4 - 6x^2y^2 + y^4$
15	$\sqrt{12}$	$y(5x^4 - 10x^2y^2 + y^4)$
16	$\sqrt{12}$	$y(3x^2 - y^2)[5(x^2 + y^2) - 4]$
17	$\sqrt{12}$	$y[10(x^2 + y^2)^2 - 12(x^2 + y^2) + 3]$
18	$\sqrt{12}$	$x[10(x^2 + y^2)^2 - 12(x^2 + y^2) + 3]$
19	$\sqrt{12}$	$x(x^2 - 3y^2)[5(x^2 + y^2) - 4]$
20	$\sqrt{12}$	$x(x^4 - 10x^2y^2 + 5y^4)$
21	$\sqrt{14}$	$2xy(3x^4 - 10x^2y^2 + 3y^4)$
22	$\sqrt{14}$	$4xy(x^2 - y^2)[6(x^2 + y^2) - 5]$
23	$\sqrt{14}$	$2xy[15(x^2 + y^2)^2 - 20(x^2 + y^2) + 6]$
24	$\sqrt{7}$	$20(x^2 + y^2)^3 - 30(x^2 + y^2)^2 + 12(x^2 + y^2) - 1$
25	$\sqrt{14}$	$(x^2 - y^2)[15(x^2 + y^2)^2 - 20(x^2 + y^2) + 6]$
26	$\sqrt{14}$	$(x^4 - 6x^2y^2 + y^4)[6(x^2 + y^2) - 5]$
27	$\sqrt{14}$	$x^6 - 15x^4y^2 + 15x^2y^4 - y^6$
28	4	$y(7x^6 - 35x^4y^2 + 21x^2y^4 - y^6)$
29	4	$y(5x^4 - 10x^2y^2 - y^4)[7(x^2 + y^2) - 6]$
30	4	$y(3x^2 - y^2)[21(x^2 + y^2)^2 - 30(x^2 + y^2) + 10]$
31	4	$y[35(x^2 + y^2)^3 - 60(x^2 + y^2)^2 + 30(x^2 + y^2) - 4]$
32	4	$x[35(x^2 + y^2)^3 - 60(x^2 + y^2)^2 + 30(x^2 + y^2) - 4]$
33	4	$x(x^2 - 3y^2)[21(x^2 + y^2)^2 - 30(x^2 + y^2) + 10]$
34	4	$x(x^4 - 10x^2y^2 + 5y^4)[7(x^2 + y^2) - 6]$
35	4	$x(x^6 - 21x^4y^2 + 35x^2y^4 - 7y^6)$
36	$\sqrt{18}$	$8xy(x^6 - 7x^4y^2 + 7x^2y^4 - y^6)$
37	$\sqrt{18}$	$2xy(3x^4 - 10x^2y^2 + 3y^4)[8(x^2 + y^2) - 7]$
38	$\sqrt{18}$	$4xy(x^2 - y^2)[28(x^2 + y^2)^2 - 42(x^2 + y^2) + 15]$
39	$\sqrt{18}$	$2xy[56(x^2 + y^2)^3 - 105(x^2 + y^2)^2 + 60(x^2 + y^2) - 10]$
40	3	$70(x^2 + y^2)^4 - 140(x^2 + y^2)^3 + 90(x^2 + y^2)^2 - 20(x^2 + y^2) + 1$
41	$\sqrt{18}$	$(x^2 - y^2)[56(x^2 + y^2)^3 - 105(x^2 + y^2)^2 + 60(x^2 + y^2) - 10]$
42	$\sqrt{18}$	$(x^4 - 6x^2y^2 + y^4)[28(x^2 + y^2)^2 - 42(x^2 + y^2) + 15]$
43	$\sqrt{18}$	$(x^6 - 15x^4y^2 + 15x^2y^4 - y^6)[8(x^2 + y^2) - 7]$
44	$\sqrt{18}$	$x^8 - 28x^6y^2 + 70x^4y^4 - 28x^2y^6 + y^8$

Tabla 5: Derivas parciales con respecto a x de los primeros 45 polinomios de Zernike

N	Derivada parcial con respecto a x
0	0
1	0
2	1
3	2y
4	4x
5	2x
6	6xy
7	6xy
8	3(3x ² + y ²) - 2
9	3(x ² - y ²)
10	4y(3x ² - y ²)
11	2y[4(3x ² + y ²) - 3]
12	12x[2(x ² + y ²) - 1]
13	2x(8x ² - 3)
14	4x(x ² - 3y ²)
15	20xy(x ² - y ²)
16	4xy[5(3x ² + y ²) - 6]
17	8xy[5(x ² + y ²) - 3]
18	10(5x ⁴ + 6x ² y ² + y ⁴) - 12(3x ² + y ²) + 3
19	5(5x ⁴ - 6x ² y ² - 3y ⁴) - 12(x ² - y ²)
20	5(x ⁴ - 6x ² y ² + y ⁴)
21	6y(5x ⁴ - 10x ² y ² + y ⁴)
22	4y[6(5x ⁴ - y ⁴) - 5(3x ² - y ²)]
23	2y[15(5x ⁴ + 6x ² y ² + y ⁴) - 20(3x ² + y ²) - 6]
24	24x[5(x ² + y ²) ² - 5(x ² + y ²) + 1]
25	2x[15(3x ⁴ + 2x ² y ² - y ⁴) - 40x ² + 6]
26	4x[3(3x ⁴ - 10x ² y ² - 5y ⁴) - 5(x ² - 3y ²)]
27	6x(x ⁴ - 10x ² y ² + 5y ⁴)
28	14xy(3x ⁴ - 10x ² y ² + 3y ⁴)
29	2xy[120x ⁴ - 70x ² y ² - 63y ⁴ - 60(x ² - y ²)]
30	6xy[7(9x ⁴ + 10x ² y ² + y ⁴) - 20(3x ² + y ²) + 10]
31	30xy[7(x ² + y ²) ² - 8(x ² + y ²) + 2]
32	35(7x ⁶ + 15x ⁴ y ² + 9x ² y ⁴ + y ⁶) - 60(5x ⁴ + 6x ² y ² + y ⁴) + 30(3x ² + y ²) - 4
33	21(7x ⁶ - 5x ⁴ y ² - 15x ² y ⁴ - 3y ⁶) - 30(5x ⁴ - 6x ² y ² - 3y ⁴) + 30(x ² - y ²)
34	7(7x ⁶ - 45x ⁴ y ² - 15x ² y ⁴ + 5y ⁶) - 30(x ⁴ - 6x ² y ² + y ⁴)
35	7(x ⁶ - 15x ⁴ y ² + 15x ² y ⁴ - y ⁶)
36	8y(7x ⁶ - 35x ⁴ y ² + 21x ² y ⁴ - y ⁶)
37	2y[8(21x ⁶ - 35x ⁴ y ² - 21x ² y ⁴ + 3y ⁶) - 21(5x ⁴ - 10x ² y ² + y ⁴)]
38	4y[28(7x ⁶ + 5x ⁴ y ² - 3x ² y ⁴ - y ⁶) - 42(5x ⁴ - y ⁴) + 15(3x ² - y ²)]
39	2y[56(7x ⁶ + 15x ⁴ y ² + 9x ² y ⁴ + y ⁶) - 105(5x ⁴ + 6x ² y ² + y ⁴) + 60(3x ² + y ²) - 10]
40	40x[14(x ² + y ²) ³ - 21(x ² + y ²) ² + 9(x ² + y ²) - 1]
41	2x[112(2x ⁶ + 3x ⁴ y ² - y ⁶) - 105(3x ⁴ + 2x ² y ² - y ⁴) - 10(12x ² - 1)]
42	4x[56(x ⁶ - 3x ⁴ y ² - 5x ² y ⁴ - y ⁶) - 21(3x ⁴ - 10x ² y ² - 5y ⁴) - 15(x ² - 3y ²)]
43	2x[16(2x ⁶ - 21x ⁴ y ² + 7y ⁶) - 21(x ⁴ - 10x ² y ² + 5y ⁴)]
44	8x(x ⁶ - 21x ⁴ y ² + 35x ² y ⁴ - 7y ⁶)

Tabla 6: Las derivadas parciales con respecto a y de los primeros 45 polinomios de Zernike

N	Derivada parcial con respecto a y
0	0
1	1
2	0
3	2x
4	4y
5	-2y
6	$3(x^2 - y^2)$
7	$3(x^2 + 3y^2) - 2$
8	6xy
9	-6xy
10	$4x(x^2 - 3y^2)$
11	$2x[4(x^2 + 3y^2) - 3]$
12	$12y[2(x^2 + y^2) - 1]$
13	$2y(3 - 8y^2)$
14	$4y(y^2 - 3x^2)$
15	$5(x^4 - 6x^2y^2 + y^4)$
16	$5(3x^4 + 6x^2y^2 - 5y^4) - 12(x^2 - y^2)$
17	$10(x^4 - 6x^2y^2 - 5y^4) - 12(x^2 + 3y^2) + 3$
18	$8xy[5(x^2 + y^2) - 3]$
19	$-4xy[5(x^2 + 3y^2) - 6]$
20	$-20xy(x^2 - y^2)$
21	$6x(x^4 - 10x^2y^2 + 5y^4)$
22	$-4x[6(x^4 - 5y^4) + 5(x^2 - 3y^2)]$
23	$2x[15(x^4 + 6x^2y^2 + 5y^4) - 20(x^2 + 3y^2) - 6]$
24	$24y[5(x^2 + y^2)^2 - 5(x^2 + y^2) + 1]$
25	$-2y[15(x^4 + 2x^2y^2 - 3y^4) + 40y^2 - 6]$
26	$4y[3(5x^4 - 10x^2y^2 - 3y^4) - 5(3x^2 - y^2)]$
27	$-6y(5x^4 - 10x^2y^2 + y^4)$
28	$7(x^6 - 15x^4y^2 + 15x^2y^4 - y^6)$
29	$-7(7x^6 - 45x^4y^2 - 15x^2y^4 + 5y^6) + 30(x^4 - 6x^2y^2 + y^4)$
30	$-21(3x^6 - 15x^4y^2 - 5x^2y^4 - 7y^6) + 30(3x^4 - 6x^2y^2 - 5y^4) + 30(x^2 - y^2)$
31	$35(x^6 + 9x^4y^2 + 15x^2y^4 + 7y^6) - 60(x^4 + 6x^2y^2 + 5y^4) + 30(x^2 + 3y^2) - 4$
32	$30xy[7(x^2 + y^2)^2 - 8(x^2 + y^2) + 2]$
33	$-6xy[7(x^4 + 10x^2y^2 + 9y^4) - 20(x^2 + 3y^2) + 10]$
34	$-2xy[120x^4 - 70x^2y^2 - 63y^4 - 60(x^2 - y^2)]$
35	$-14xy(3x^4 - 10x^2y^2 + 3y^4)$
36	$-8x(x^6 - 21x^4y^2 + 35x^2y^4 - 7y^6)$
37	$2x[8(3x^6 - 21x^4y^2 - 35x^2y^4 - 7y^6) - 21(x^4 - 10x^2y^2 + 5y^4)]$
38	$-4x[28(x^6 + 3x^4y^2 - 5x^2y^4 - 7y^6) - 42(x^4 - 5y^4) + 15(x^2 - 3y^2)]$
39	$2x[56(x^6 + 9x^4y^2 + 15x^2y^4 + 7y^6) - 105(x^4 + 6x^2y^2 + 5y^4) + 60(x^2 + 3y^2) - 10]$
40	$40y[14(x^2 + y^2)^3 - 21(x^2 + y^2)^2 + 9(x^2 + y^2) - 1]$
41	$-2y[112(x^6 + 3x^4y^2 - 2y^6) - 105(x^4 + 2x^2y^2 - 3y^4) + 10(12y^2 - 1)]$
42	$4y[56(x^6 - 5x^4y^2 - 3x^2y^4 - y^6) - 21(5x^4 - 10x^2y^2 - 3y^4) + 15(3x^2 - y^2)]$
43	$-2y[16(7x^6 - 21x^4y^2 + 2y^6) - 21(5x^4 - 10x^2y^2 + y^4)]$
44	$8y(7x^6 - 35x^4y^2 - 21x^2y^4 - y^6)$

Lista de símbolos de referencia

	10	aparato (aberrómetro)
	12	ojo
	14	fuelle de luz
5	16	conjunto de rayos de luz
	18	dispositivo generador de haz componente
	19	máscara con aberturas
	20	primer eje óptico (del ojo 12)
	22	haces componentes
10	22-1 - 22-5	haces componentes
	23-1	haz componente libre de error de formación de imágenes
	24	primer plano
	26	disposición bidimensional
	27	apertura inicial
15	28	lente aberroscópica
	29, D_{29}	separación entre la lente aberroscópica 28 y el sistema óptico 30 del ojo
	30	sistema óptico (del ojo 12)
	32	córnea
	34	lente
20	36	punto focal
	38	distancia predeterminada
	40	retina
	50	dispositivo oftalmoscópico
	52	segundo eje óptico
25	54	segundo plano
	56	primer espejo parcialmente transmisor
	58	primera lente oftalmoscópica
	60	primer dispositivo de grabación
	62	cámara CCD
30	64	diafragma
	66	canal óptico
	68	lente de cámara
	69	espejo deflector
	70	láser
35	73	dispositivo obturador
	74	haz láser

ES 2 616 462 T3

	76	dispositivo colimador
	78	telescopio Kepleriano
	80	dispositivo de alineación de ojo
	82	tercer eje óptico
5	84	tercer plano
	86	segundo espejo parcialmente transmisor
	88	segunda lente oftalmoscópica
	89	lente de IR
	90	(segundo) dispositivo de grabación
10	92	cámara CCD de IR
	94	filtro pasa bandas de IR
	98	ordenador
	100	aberración de frente de ondas
	102	frente de ondas de aberrometría de Tscherning o frente de ondas real u otro frente de ondas
15	104	frente de ondas (frente de ondas de referencia u objetivo)
	110	disposición bidimensional
	112	haces componentes
	112-1, 112-2, 112-3, 112-4, 112-5	haces componentes
	114	primer plano perpendicular (en el dispositivo 18 generador de haz componente)
20	116	primer patrón de puntos (sobre la retina)
	117	primera proyección de un haz componente (sobre la retina)
	118	segundo patrón de puntos (proyectado oftalmoscópicamente en el segundo plano)
	119	segunda proyección de un haz componente (proyectada oftalmoscópicamente en el segundo plano)
25	120	segundo plano
	124	desplazamiento
	126	desplazamiento en la dirección x
	128	desplazamiento en la dirección y
	130	modelo de ojo libre de aberración
30	132	punto de luz ideal (proyección de un haz componente libre de aberración)
	140	modelo de ojo de Gullstrand
	141	lente frontal
	142	primera superficie
	143	lente posterior
35	144	segunda superficie
	146	tercera superficie

	148	retina de modelo
	149, OL ₁₄₉	longitud ocular de modelo del modelo de ojo de Gullstrand
	150	modelo de ojo de Liou-Brennan
	151	lente frontal
5	152	primera superficie
	154	segunda superficie
	155	lente posterior
	156	tercera superficie
	158	cuarta superficie
10	160	quinta superficie
	162	retina de modelo del modelo de ojo de Liou-Brennan
	164, OL ₁₆₄	longitud ocular de modelo del modelo de ojo de Liou-Brennan
	172	sistema óptico del modelo de ojo individualizado
	173	córnea
15	174	superficie anterior de la córnea
	176	superficie posterior de la córnea
	178	cámara anterior
	180	lente
	182	cara frontal de la lente
20	184	cara posterior de la lente
	186	pupila del modelo de ojo individualizado
	187	radio de la pupila
	188	retina de modelo del modelo de ojo individualizado
	189	punto focal ideal (sobre la retina 210 del modelo)
25	192	grosor de la córnea, CT
	194	profundidad de la cámara anterior, ACD
	196	grosor de la lente, LT
	198	longitud ocular, OL
	200	modelo de ojo individual
30	202	superficie anterior de la córnea
	204	superficie posterior de la córnea
	206	cara frontal de la lente
	208	cara posterior de la lente
	210	retina (retina de modelo)
35	212	conjunto de rayos de luz (haz de trazado de rayos)
	216	dirección de un haz de trazado de rayos

ES 2 616 462 T3

	218	aberración de frente de ondas reconstruido (del modelo de ojo 200 individualizado)
	220	superficie anterior de la córnea pre-operativa (del ojo 12)
	222	superficie anterior de la córnea post-operativa ideal
	224	perfil de la ablación mejorado/optimizado
5	230	lente intraocular (IOL)
	232	cara frontal de la lente
	234	frente de ondas intraocular aguas arriba de la cara frontal de la lente que ha de ser optimizado
	235	frente de ondas intraocular aguas abajo de la cara frontal de la lente que ha de ser optimizado
	237	cara posterior de la lente
10	238	frente de ondas objetivo plano
	240	frente de ondas objetivo con propiedades multi-focales

REIVINDICACIONES

1. Proceso para la determinación de aberraciones ópticas de un ojo (12) que comprende:

- medir una longitud de dicho ojo (12) para producir una longitud ocular medida (198, OL);
- determinar, usando aberrometría, aberraciones (100) de frente de ondas del ojo (12) como una desviación de un frente de ondas (102) resultante del sistema óptico (30) del ojo (12) caracterizado por que la desviación es considerada con respecto a un frente de ondas (104) generado por un modelo de ojo libre de aberración que utiliza la longitud ocular medida (198, OL) para la longitud ocular del modelo.

2. Proceso según la reivindicación 1, comprendiendo la operación de determinación:

proyectar una disposición (26) de una pluralidad de haces componentes (22) a través del sistema óptico (30) del ojo (12) para producir un primer patrón de puntos (116) sobre la retina (40) del ojo;

recibir un segundo patrón de puntos (118) con una pluralidad de segundas proyecciones (119) formadas por proyección del primer patrón de puntos (116) sobre un segundo plano (54); y

comparar las segundas proyecciones (119) con una pluralidad de proyecciones de modelo generadas por el modelo de ojo libre de aberración.

3. Proceso según la reivindicación 1 con las siguientes operaciones:

(a) generar una pluralidad de haces componentes individuales (22; 22-1,...,22-5) de un conjunto de rayos de luz (16) de luz paralela, exhibiendo los haces componentes (22) una disposición bidimensional (26),

(b) proyectar la disposición (26) de los haces componentes (22) a través del sistema óptico (30) del ojo (12) para producir un primer patrón de puntos (116) con primeras proyecciones (117) de los haces componentes (22; 22-1,...,22-5) sobre la retina (40) del ojo;

(c) proyectar oftalmoscópicamente el primer patrón de puntos (116) sobre un segundo plano (54) dispuesto fuera del ojo (12), para producir un segundo patrón de puntos (118) con segundas proyecciones (119) de las primeras proyecciones (117);

(d) grabar el segundo patrón de puntos (118) en el segundo plano (54);

(f) para cada segunda proyección (119), medir un desplazamiento (124) de la proyección oftalmoscópica (119) del haz componente en el segundo patrón de puntos (118) con respecto a una proyección (132), generada con el modelo de ojo construido, del mismo haz componente (22) de la disposición bidimensional (26).

4. Proceso según una de las reivindicaciones 1 o 2, caracterizado por que el modelo de ojo es construido con la longitud ocular medida (198, OL) sobre la base de un modelo de ojo conocido, como el modelo de ojo de Gullstrand o el modelo de ojo de Liou-brennan

5. Proceso según una de las reivindicaciones 1 a 3, caracterizado por que la longitud ocular medida (198, OL) es determinada a partir de una medición de la longitud ocular directa del ojo (12).

6. Proceso según una de las reivindicaciones 1 a 4, comprendiendo además la operación de determinación:

representar un frente de ondas (102) generado por el sistema óptico (30) del ojo (12) como una suma de polinomios de Zernike normalizados a un círculo unitario y ponderados con coeficientes correspondientes de polinomios de Zernike; y

determinar las aberraciones de frente de ondas determinando los coeficientes de polinomios de Zernike.

7. Proceso según la reivindicación 5, caracterizado por que en la suma de los polinomios de Zernike los polinomios de Zernike son tenidos en cuenta tan lejos como hasta el 6° orden, y/o tan lejos como hasta el 8° orden.

8. Proceso según la reivindicación 5 o 6, que comprende además:

calcular una refracción esférica del ojo (12), una refracción cilíndrica del ojo (12) y un ángulo de un astigmatismo del ojo (12) a partir de los coeficientes de los polinomios de Zernike para el tercer, cuarto y quinto polinomios de Zernike de segundo orden y a partir del radio (187) de la pupila (186) del ojo (12).

9. Proceso según una de las reivindicaciones precedentes que comprende además:

generar un modelo de ojo (200) específico del ojo utilizando las aberraciones de frente de ondas determinadas.

10. Proceso según la reivindicación 8, caracterizado por que el modelo de ojo (200) específico del ojo es creado además sobre la base de uno o más de los siguientes:

(1) un grosor de la córnea (192, CT), una profundidad de la cámara anterior (194, ACD), un grosor de la lente (196, LT) y la longitud ocular real del ojo (198, OL) del ojo (12), que en cada caso han sido determinados a partir de mediciones del ojo (12);

(2) una topografía de la superficie anterior (174) de la córnea y una topografía de la superficie posterior (176) de la córnea, que en cada caso han sido obtenidas a partir de mediciones llevadas a cabo con respecto al ojo (12); y

(3) una cara frontal (182) de la lente y una cara posterior (184) de la lente, que en cada caso han sido adquiridas a partir de un cálculo iterativo, utilizando un proceso de trazado de rayos óptico y los datos expresados en los puntos (1) y (2).

11. Proceso según la reivindicación 8 o 9, que comprende además:

calcular un perfil de ablación (224) para corrección de refracción quirúrgica por láser de acuerdo con el modelo de ojo (200) específico de ojo.

12. Proceso según una de las reivindicaciones 8 o 9, que comprende además:

calcular una cara frontal (232) de la lente de una lente intraocular (230) de acuerdo con el modelo de ojo (200) específico de ojo.

13. Aparato para determinar aberraciones ópticas (100) de un ojo (12) con su sistema óptico (30) que incluye la córnea (32, 173) y la lente (34, 180), con lo siguiente:

un aberrómetro (10) para medir las aberraciones ópticas (100) del ojo (12), estando el aberrómetro (10) diseñado para:

generar una pluralidad de haces componentes (22; 22-1, ..., 22-5) de un conjunto de rayos de luz (16) de luz paralela, exhibiendo los haces componentes (22) una disposición bidimensional (26),

proyectar la disposición (26) de los haces componentes (22) a través del sistema óptico (30) del ojo (12) sobre la retina (40) del ojo (12) para producir un primer patrón de puntos (116) con primeras proyecciones (117) de los haces componentes (22; 22-1, ..., 22-5), y

proyectar oftalmoscópicamente el primer patrón de puntos (116) sobre un segundo plano (54) fuera del ojo (12) para producir un segundo patrón de puntos (118) con segundas proyecciones (119) de las primeras proyecciones (117);

caracterizado por

una unidad aritmética (98) adaptada para:

construir un modelo de ojo libre de aberración que utiliza una longitud ocular real (198, OL) para la longitud ocular del modelo; y

reconstruir aberraciones (100) de frente de ondas del ojo (12) como una desviación del frente de ondas (102) resultante del sistema óptico (30) del ojo (12) con el aberrómetro (10) con respecto a un frente de ondas plano (104) generado por el modelo de ojo.

14. Aparato según la reivindicación 12, caracterizado por que el aberrómetro (10) incluye:

una fuente de luz (14) para generar un conjunto (16) de rayos de luz consistentes de luz paralela,

un dispositivo (18) para generar una pluralidad de haces componentes (22; 22-1, ..., 22-5) a partir del conjunto (16) de rayos de luz con una disposición bidimensional (26) de los haces componentes (22),

una lente aberrosférica (28), dispuesta sobre un primer eje óptico (20), para proyectar la disposición (26) de los haces componentes (22) a través del sistema óptico (30) del ojo (12) para producir el primer patrón de puntos (116) con las primeras proyecciones (117) de los haces componentes (22; 22-1, ..., 22-5) sobre la retina (40) del ojo (12),

un dispositivo oftalmoscópico (50, 80) para proyectar oftalmoscópicamente el primer patrón de puntos (116) en un segundo plano (54) dispuesto fuera del ojo (12), para producir un segundo patrón de puntos (118) con segundas proyecciones (119) de las primeras proyecciones (117), y

un dispositivo de medición para cada segunda proyección (119) de un haz componente (22) grabado con el dispositivo oftalmoscópico (50), un desplazamiento (124) de la segunda proyección (119) en el segundo plano (54) con respecto a

una proyección (132), generada con el modelo de ojo, del mismo haz componente (22) de la disposición bidimensional (26).

FIG 1

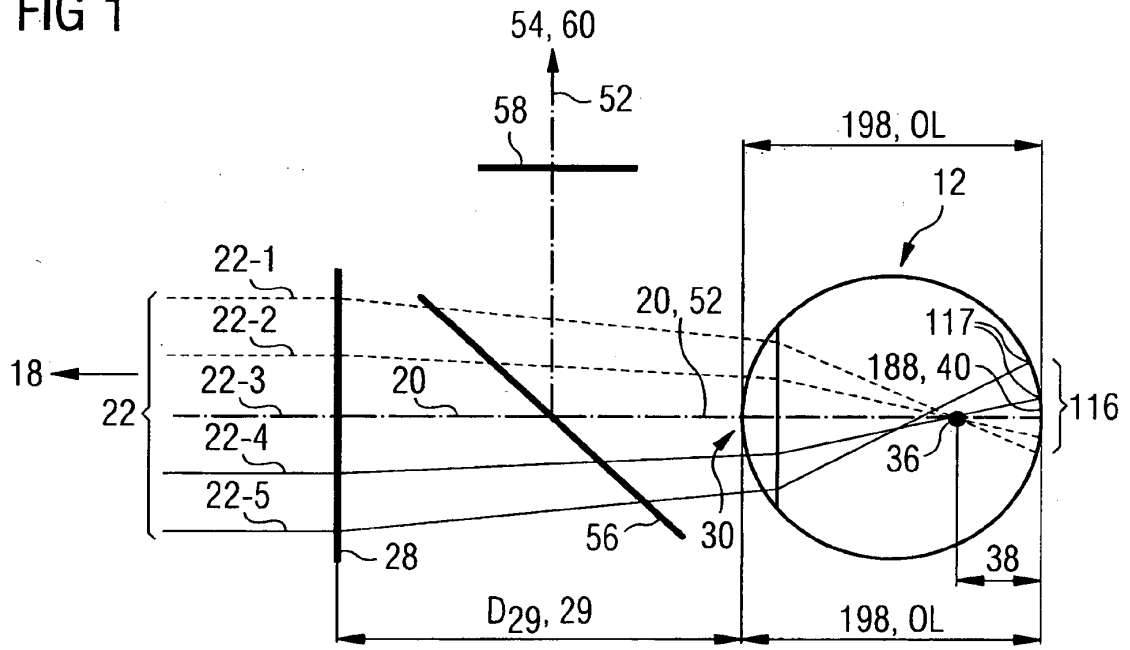


FIG 2

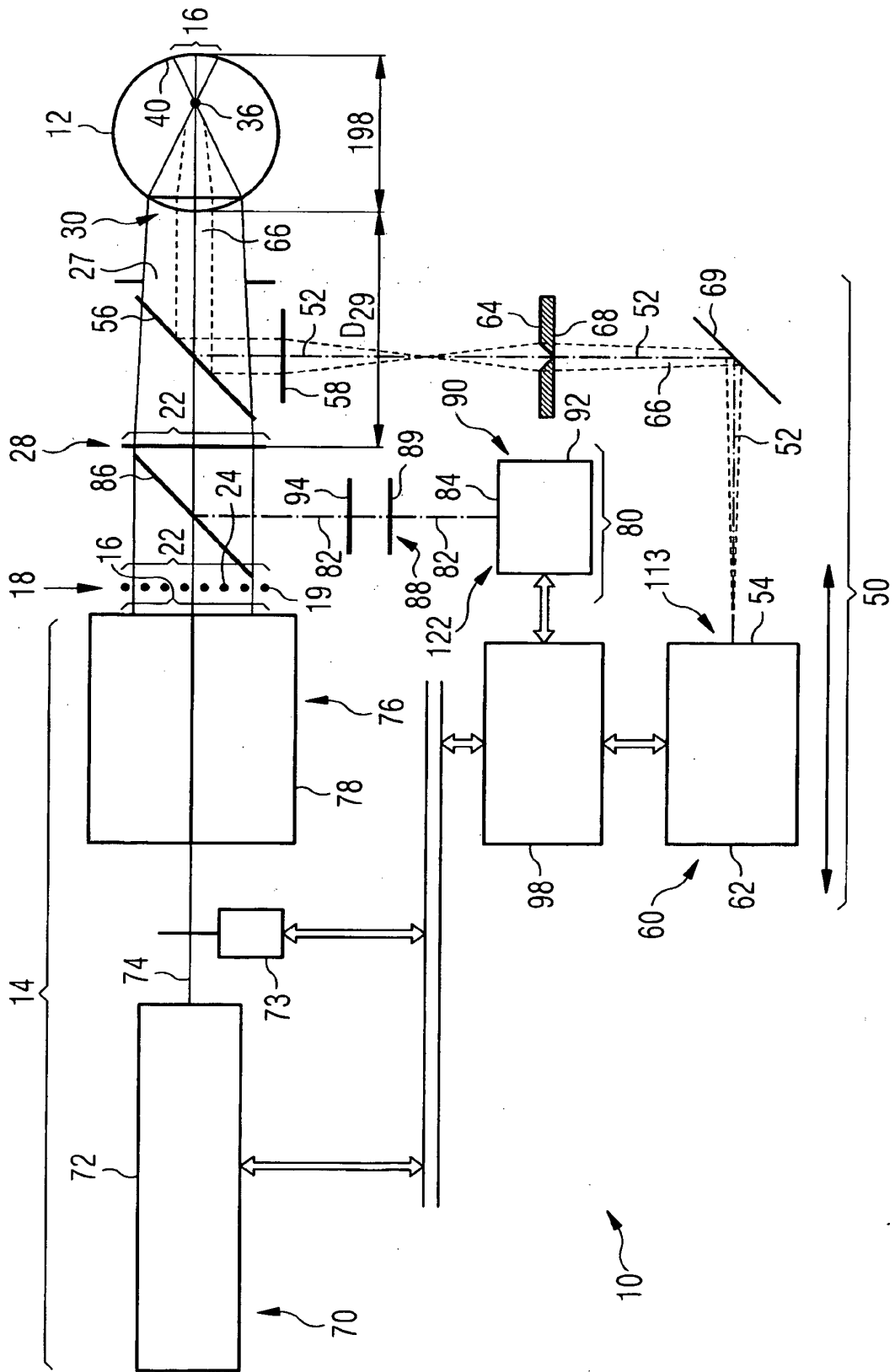


FIG 3

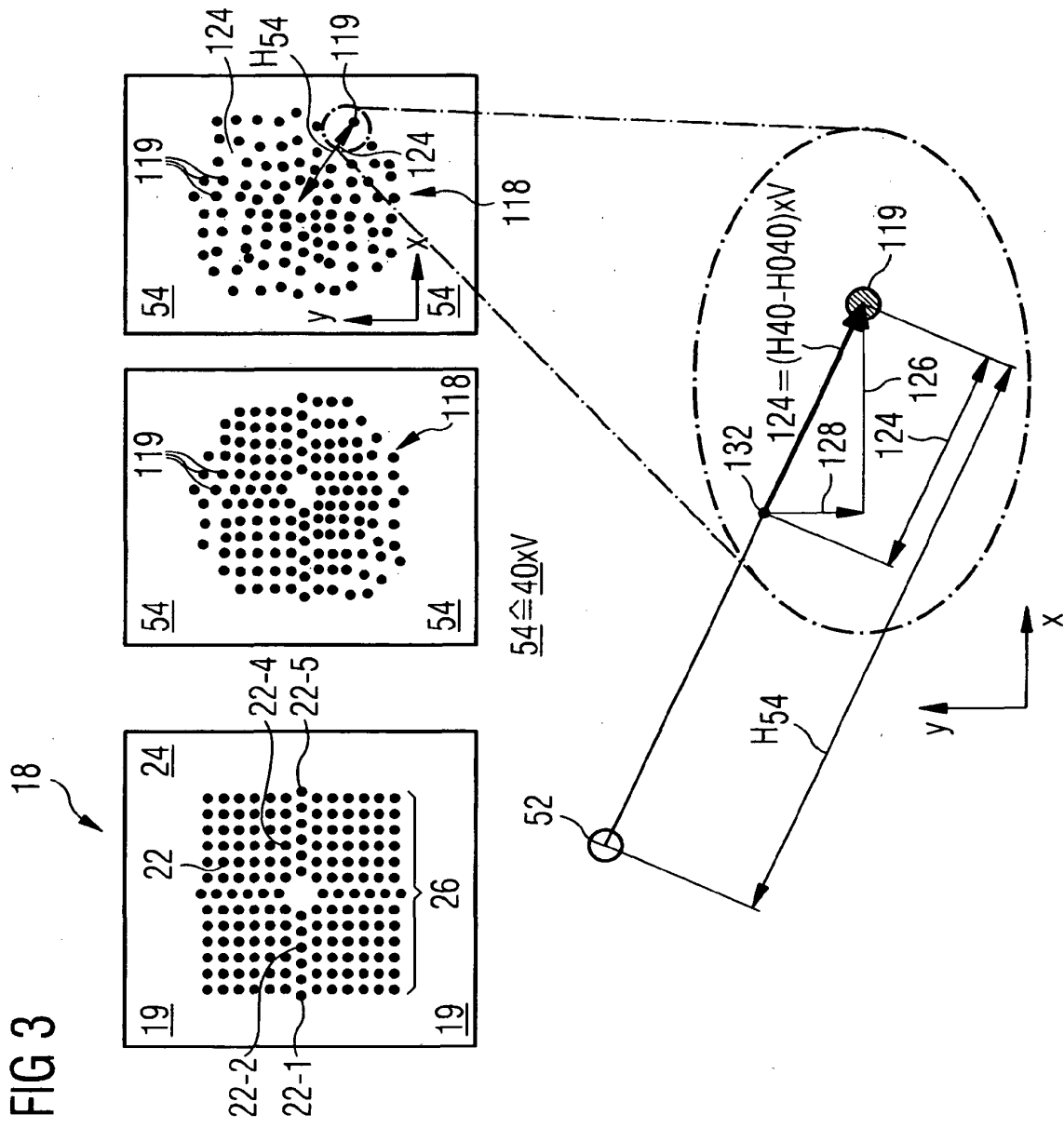
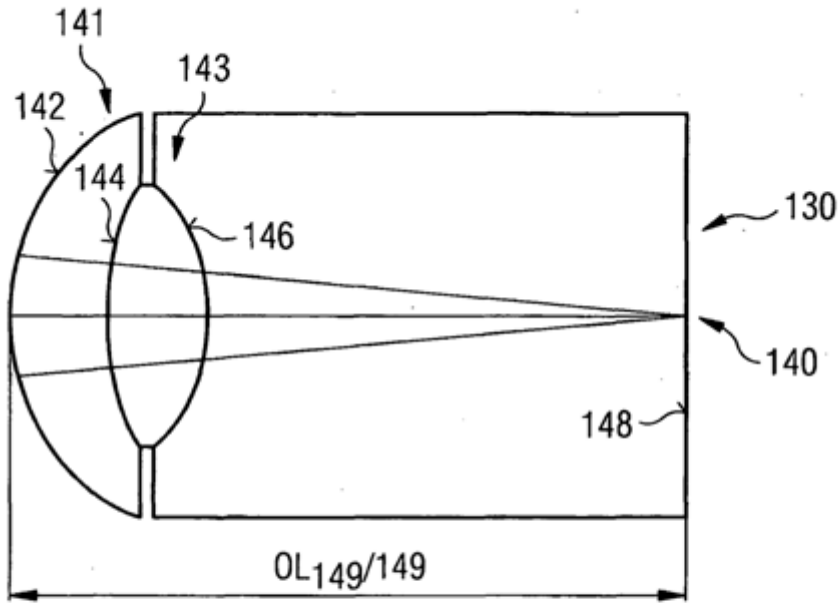
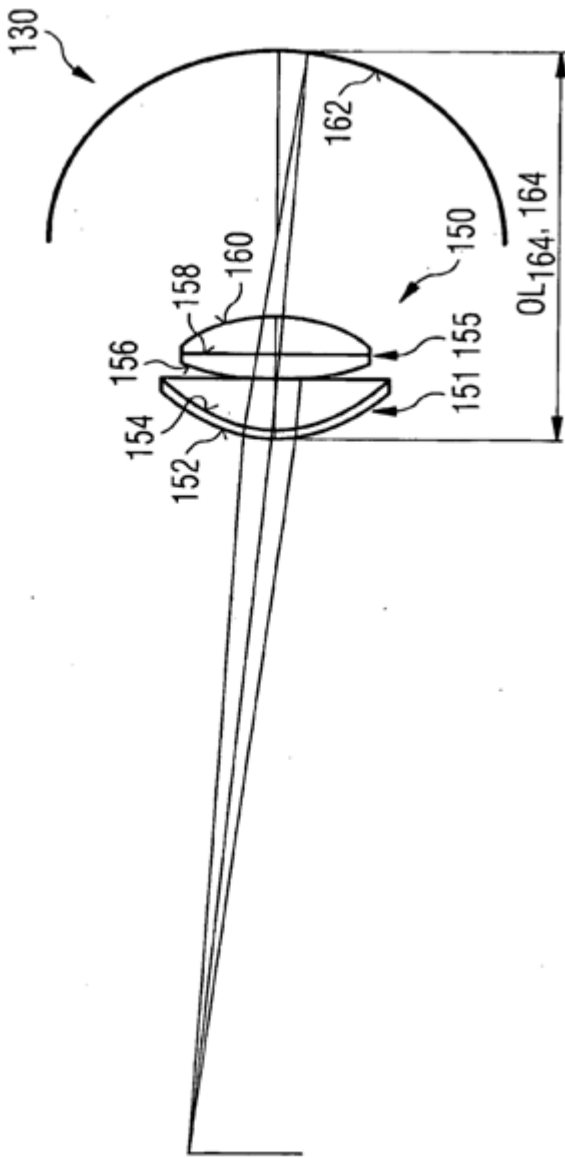


FIG 4



Superficie	Radio (mm)	Grosor (mm)	Índice de refracción
1=142	7.8	3.6	1.336
2=144	10.0	3.6	1.413
3=146	-6.0	16.97	1.336

FIG 5



Superficie	Radio (mm)	Grosor (mm)	Asfericidad	Índice de refracción (555 nm)
1=152	7.77	0.50	-0.18	1.376
2=154	6.40	3.16	-0.60	1.336
3=156	12.40	1.59	-0.94	Grad A
4=158	Infinito	2.43	—	Grad P
5=160	-8.10	16.27	0.96	1.336
$GradA = 1.368 + 0.049057 \cdot z - 0.015427 \cdot z^2 - 0.001978 \cdot r^2$ $GradP = 1.407 - 0.006605 \cdot z^2 - 0.001978 \cdot r^2$ $n(\lambda) = n(0.555\mu m) + 0.0512 \cdot \lambda - 0.1455 \cdot \lambda + 0.0961 \cdot \lambda^2$				

FIG 6

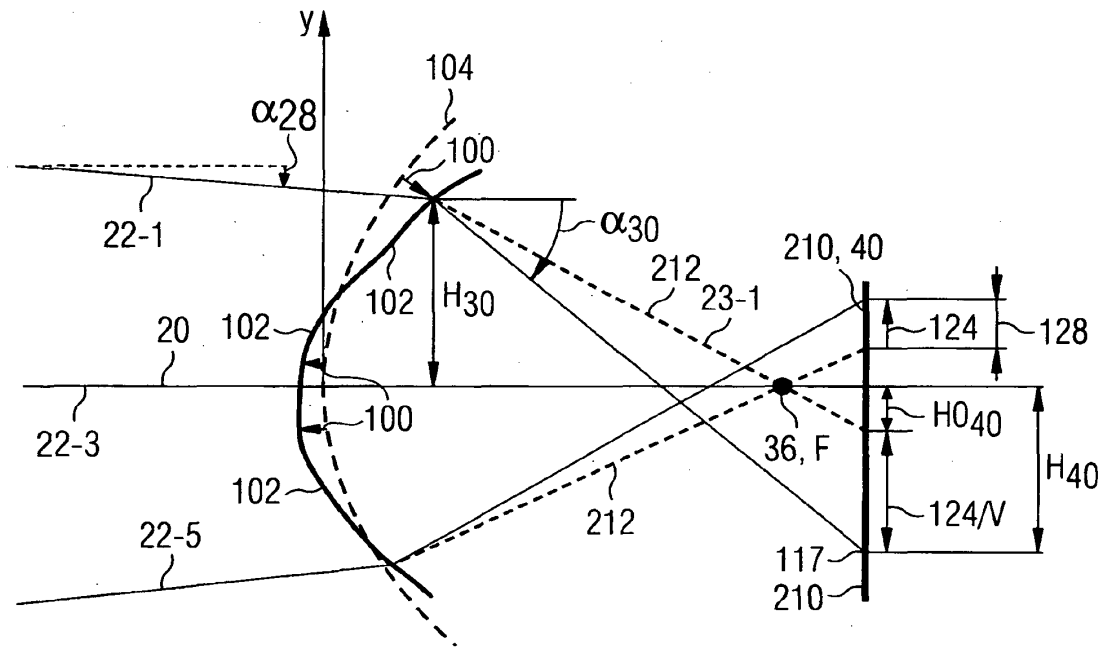


FIG 7

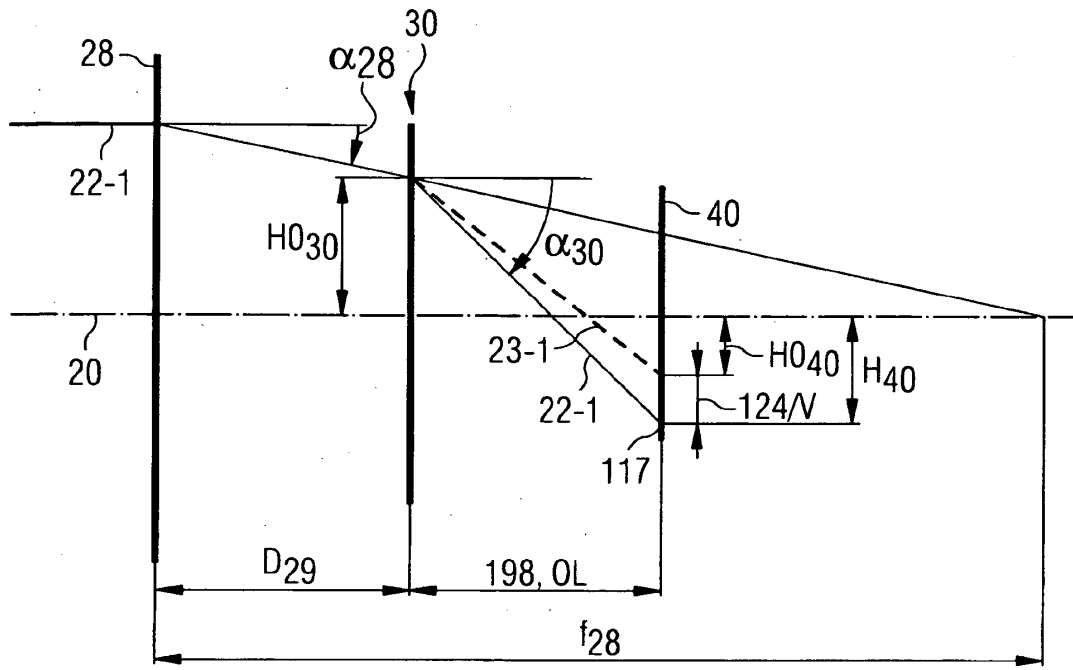


FIG 8

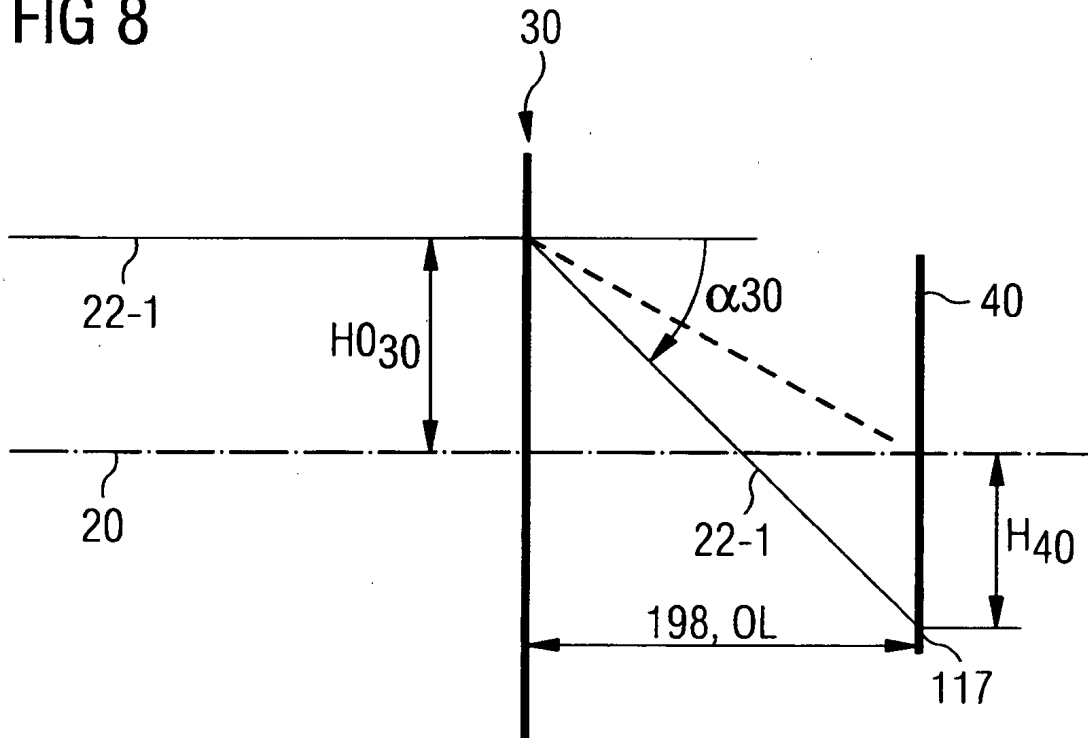


FIG 9

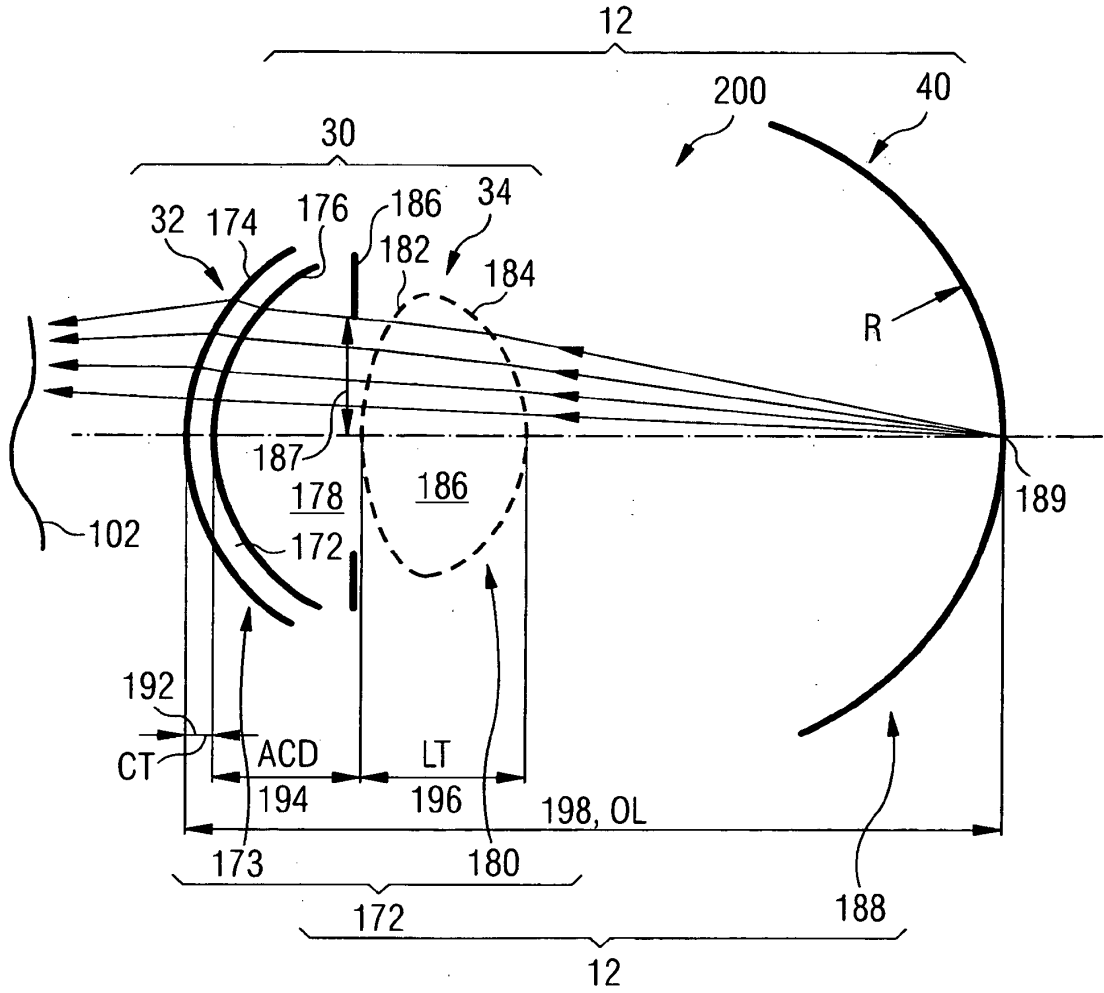


FIG 10

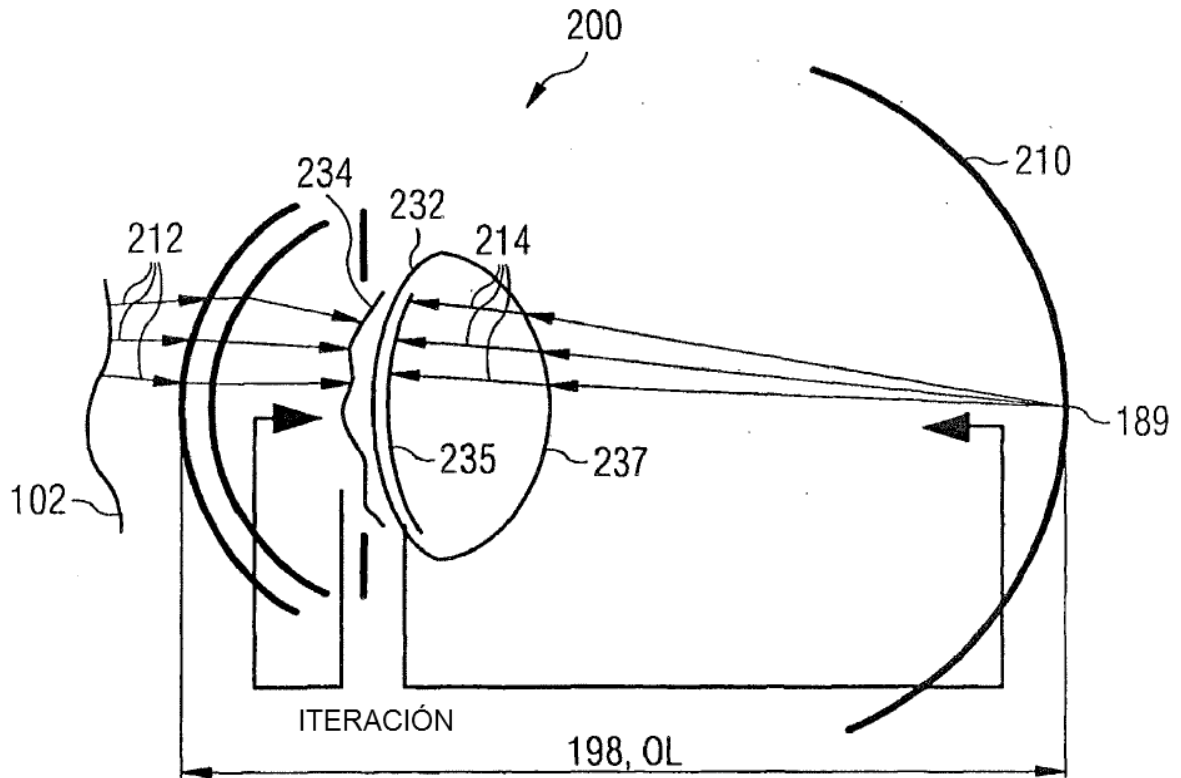


FIG 11

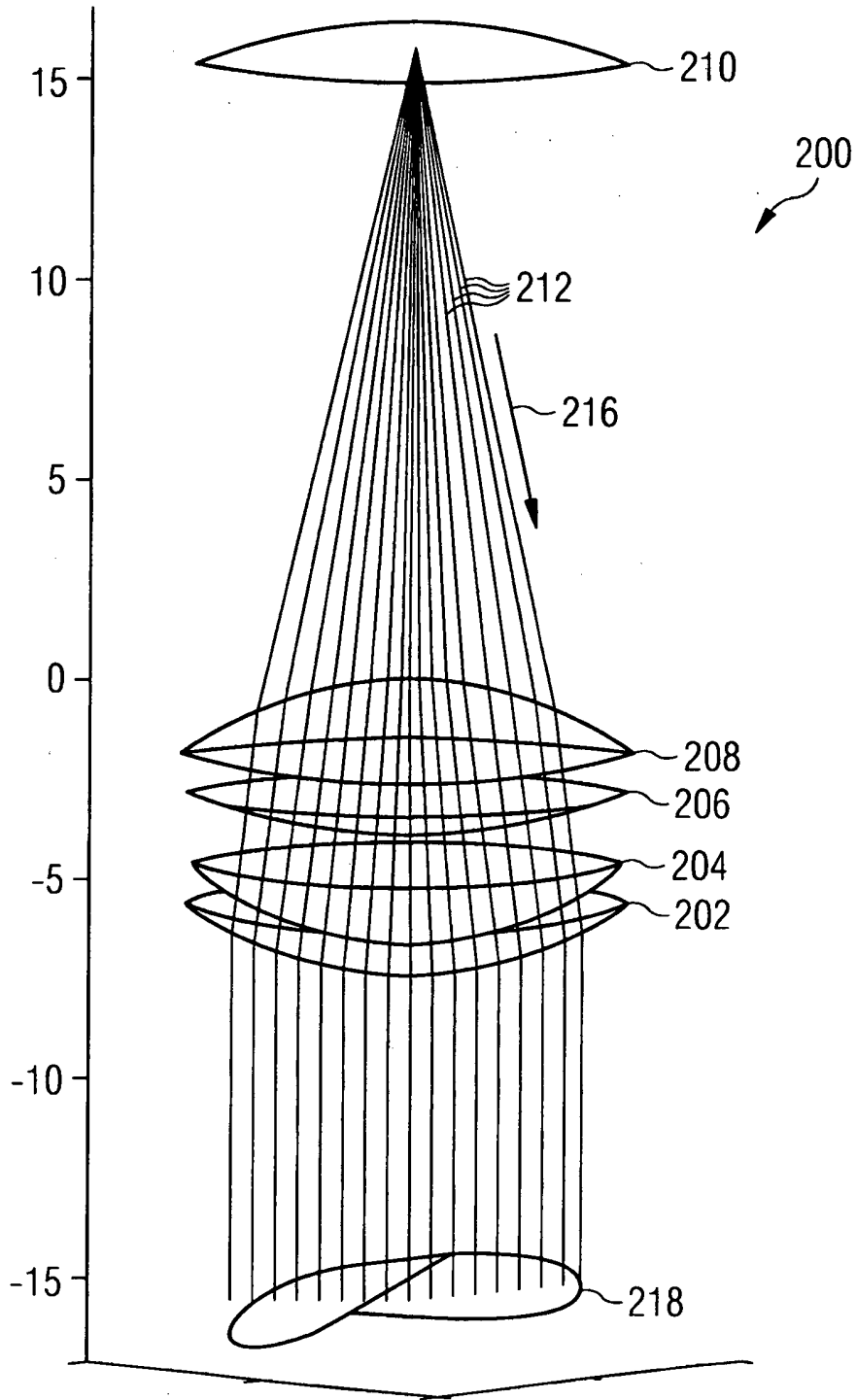


FIG 12

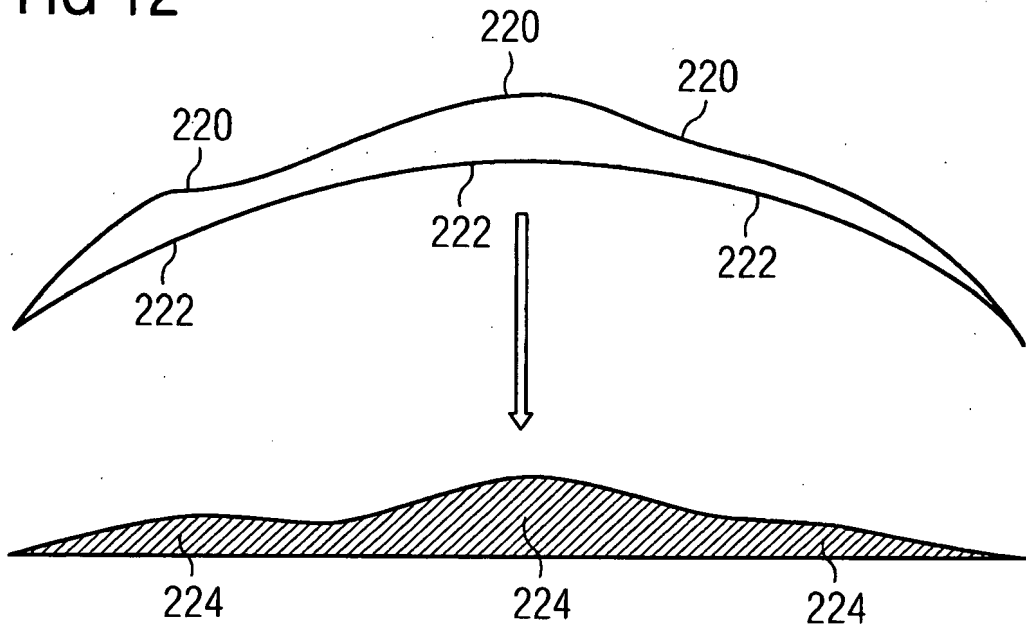


FIG 13

