

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 718 030**

51 Int. Cl.:

**A61B 3/00** (2006.01)

**A61B 3/09** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **20.03.2015 E 15000830 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **06.03.2019 EP 2923637**

54 Título: **Objetivo de fijación nítida**

30 Prioridad:

**24.03.2014 DE 102014004248**

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

**27.06.2019**

73 Titular/es:

**NOVARTIS AG (100.0%)  
Lichtstrasse 35  
4056 Basel, CH**

72 Inventor/es:

**WEBER, MAREC**

74 Agente/Representante:

**LEHMANN NOVO, María Isabel**

**ES 2 718 030 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

Objetivo de fijación nítida

- 5 La invención se refiere a un dispositivo que ofrece a un paciente un objetivo de fijación nítida, para la fijación sobre un aparato diagnóstico o terapéutico, independientemente de defectos de visión de baja aberración del paciente. El término "objetivo de fijación nítida" no se refiere al propio objetivo, sino a la nitidez de la representación en la percepción del paciente.
- 10 En numerosas mediciones oftalmológicas y/o intervenciones quirúrgicas, la acomodación constante del ojo de un paciente se estabiliza ofreciendo al paciente un objeto objetivo (llamado objetivo) típicamente en la forma de una fuente de luz. El paciente fija (mira, contempla) esta fuente de luz sin interrupción. En el proceso, el paciente intentará involuntariamente ver el objeto objetivo (objetivo) nítidamente. Sin embargo, si el ojo de fijación tiene aberraciones, el enfoque sólo puede ocurrir más o menos incompletamente.
- 15 Los dispositivos conocidos para la fijación de un ojo de acuerdo con la técnica anterior tienen en cuenta una ametropía del ojo sólo en términos de enfoque con respecto a desenfoque, es decir, borrosidad, que resulta de la obtención de una representación nítida de un punto a representar delante o detrás de la retina. Tal desenfoque se refiere a una aberración de orden bajo. En oftalmología, las propiedades de formación de imágenes de los ojos se representan normalmente con los llamados polinomios de Zernike. El desenfoque se refiere al polinomio de Zernike Z4 (ver la figura 4). En la técnica anterior, se ha realizado un intento para reducir el desenfoque durante la fijación, por ejemplo, desplazando las lentes o sistemas de lentes y/o desplazando el objeto objetivo con la finalidad de incrementar o acortar la distancia del objeto.
- 20 Se puede encontrar técnica anterior, por ejemplo, en el documento US 2007/0195264 A1, que se refiere generalmente a un método de refracción subjetiva y a un dispositivo para corregir aberraciones de orden bajo y más alto, en el documento US 2012/0002163 A1, que se refiere generalmente a un foróptero óptico adaptable binocular compacto, en el documento JP 2005-21181 A, que se refiere generalmente a un aparato de medición de la acomodación ocular, en el documento US 2008/0284979 A1, que se refiere generalmente a un sistema y un método para iluminación y fijación con instrumentos de diagnóstico oftálmico, y en el documento US 2004/0046935 A1, que se refiere generalmente a un método y un sistema para mejorar la exactitud en mediciones de auto-refracción incluyendo una distancia de medición entre los foto-receptores y la localización de dispersión en un ojo.
- 25 La presente invención se establece en la reivindicación independiente. Formas de realización preferidas de la invención se describen en las reivindicaciones dependientes.
- 30 La presente invención se base en el hallazgo de que la solución ofrecida actualmente en la técnica anterior, en particular la corrección de la borrosidad del objetivo de fijación basado en desenfoque no hace posible que el paciente vea el objetivo de fijación de manera consistente nítida, en el caso de la presenta de otras aberraciones de orden bajo, de manera que, si se pregunta, el paciente generalmente indica satisfacción con al resultado menos borroso por razones psicológicas.
- 35 La solución de fijación ofrecida por la técnica anterior conduce, además, a inexactitudes con respecto a la medición del ojo y a una intervención oftalmológica. En la técnica anterior descrita, el paciente, en el caso de que estén presentes más aberraciones, por ejemplo un astigmatismo, puede discernir el objeto objetivo (objetivo) nítidamente siempre sólo en una dirección principal del plano. Esto conduce a un cambio permanente en la acomodación entre las dos secciones principales, o planos principales, de manera que el paciente no puede ver el objetivo de fijación con exactitud o sólo puede verlo con nitidez incompleta. Como resultado del cambio permanente en acomodación, se desvían los resultados de la medición.
- 40 La invención se basa en el problema de ofrecer un método y un dispositivo para estabilizar la acomodación constante del ojo del paciente en el caso de aberraciones distintas a aberraciones de desenfoque, para presentar el objetivo de fijación más nítido al paciente, y como resultado permitir no sólo una posición de acomodación estable sino también resultados mejorados de la medición con respecto a las propiedades ópticas y anatómicas.
- 45 En este contexto, la invención proporciona un método y un dispositivo para estabilizar las acomodaciones constantes de un ojo de un paciente, que comprende:
- un objeto objetivo, que está dispuesto para ser fijado por el paciente a lo largo de un eje óptico,
  - una unidad óptica en la trayectoria de la luz, que está dispuesta en el eje óptico y está diseñada para compensar una ametropía de orden inferior, por ejemplo una ametropía esférica del ojo, parcial o completamente, dependiendo del ajuste de la unidad óptica 14, y
  - una unidad óptica adicional en la trayectoria de la luz, por medio de la cual se puede compensar parcial o completamente una ametropía de orden superior, por ejemplo una ametropía astigmática, dependiendo del
- 50
- 55
- 60

ajuste de la unidad óptica 14.

El método de acuerdo con la invención comprende, en particular, las siguientes etapas:

- 5           - se dispone un objeto objetivo de manera que se puede fijar por un paciente a lo largo de un eje óptico,  
          - se dispone una unidad óptica sobre el eje óptico con el fin de compensar de esta manera una ametropía de  
          orden inferior del ojo, por ejemplo una ametropía esférica, parcial o completamente, dependiendo del ajuste  
          de la unidad óptica 14, y  
10          - se dispone una unidad óptica adicional en la trayectoria de la luz, con el fin de compensar de esta manera  
          una ametropía de orden superior, por ejemplo una ametropía astigmática del ojo, parcial o completamente,  
          dependiendo del ajuste de la unidad óptica 14.

La invención hace posible, en particular, proporcionar el dispositivo mencionado como un dispositivo automático, en donde las unidades ópticas mencionadas no tienen que ser accionadas necesariamente con la mano (donde diseños sencillos pueden permitir definitivamente una intervención manual).

- 15          En particular, el dispositivo y el método de acuerdo con la invención son adecuados para estabilizar la acomodación del ojo en el caso de la presencia de aberraciones adicionales de orden bajo (además de desenfoque).

De acuerdo con una forma de realización de la invención, una de las unidades ópticas puede comprender al menos dos componentes ópticos, por ejemplo lentes cilíndricas con efecto tórico, que están montadas de forma giratoria, de acuerdo con otra forma de realización de la invención, alrededor del eje óptico. Sin embargo, en una forma de realización alternativa de la invención, es concebible enfocar el objetivo de fijación por medio de varias lentes con efecto tórico.

Si las unidades ópticas mencionadas anteriormente comprenden dos o más lentes cilíndricas, entonces pueden tener una potencia de refracción positiva y también una potencia de refracción negativa. En un diseño particular de la invención, al menos una lente cilíndrica tiene una potencia de refracción positivas, mientras que al menos otra lente cilíndrica, con preferencia dispuesta opuesta, tiene una potencia de refracción negativa. En otra realización de la invención, dependiendo de la aplicación, también es posible que al menos dos de las lentes cilíndricas tengan una potencia de refracción positiva o potencia de refracción negativa equivalente.

Además, la invención proporciona un dispositivo para medición de un eje, en donde el dispositivo mencionado anteriormente para estabilizar en particular acomodación constante de un ojo en un aberrómetro, se puede acoplar en un aberrómetro, un auto-refractómetro, un biómetro u otro aparato de diagnóstico o terapéutico. Los aberrómetros como tales son bien conocidos en la tecnología oftalmológica. Por ejemplo, se utilizan comúnmente aberrómetros Hartmann-Shack y también Tscherning.

Además de proporcionar un objetivo de fijación nítido, la invención promueve también la exactitud y fiabilidad de una medición del ojo, utilizando, por ejemplo, un aberrómetro, así como la estabilidad de la fijación de un ojo durante una intervención oftalmológica, compensando no sólo el desenfoque, sino también la ametropía estigmática.

Teniendo en consideración la ametropía esfero-cilíndrica del ojo del paciente durante la observación del objeto objetivo proporcionado, es posible reducir a un mínimo o eliminar completamente las fluctuaciones de la acomodación y la ametropía de los pacientes que son el resultado de aberraciones de 2º orden por medio de las características descritas anteriormente de la invención.

40          Formas de realización posibles de la invención se explican adicionalmente a continuación con referencia a las figuras.

La figura 1 muestra un dispositivo para medir un ojo, en particular las propiedades de formación de imágenes del ojo.

La figura 2 muestra una representación esquemática de un enfoque automático del objetivo.

45          La figura 3 muestra una representación esquemática de una realización adicional de un enfoque automático del objetivo.

La figura 4 muestra esquemáticamente la representación gráfica del polinomio de Zernike para la finalidad de

describir las propiedades de formación de imágenes del ojo.

La figura 5 muestra esquemáticamente realizaciones posibles del objeto objetivo.

5 La figura 1 muestra una representación esquemática del enfoque automático de acuerdo con la invención, de un objeto objetivo 12 para al menos un ojo 10. Aquí, el objeto objetivo 12 puede ser iluminado o él mismo puede emitir luz por medio de un haz de luz 16. El objeto objetivo 12 es reproducido en el ojo 10 aquí de una manera que es conocida por sí por medio de una unidad óptica 14. La unidad óptica 14 corrige, de una manera conocida, un desenfoque posible Z4 del ojo 10. En una realización preferida, la unidad óptica 14 puede ser un sistema de lentes (no representado en detalle), que se desvía automáticamente para la finalidad de minimizar el desenfoque Z4 a lo largo del eje óptico A, por medio de actuadores (no mostrados), individualmente para el paciente, de manera que el paciente puede percibir el objeto objetivo en forma exacta.

15 En el ejemplo de realización representado de la invención, una unidad óptica adicional 18 consta de al menos dos lentes cilíndricas 20, 22 que, en la posición inicial representada, están orientadas mutuamente ortogonales, es decir, que una línea sagital S de una lente cilíndrica 20 está perpendicular a la línea meridional M de la otra lente cilíndrica 22. En la posición representada de 90° de los ejes cilíndricos de las dos lentes cilíndricas 20, 22, la potencia cilíndrica total es igual a cero si la contribución de los cilindros es de igual cantidad. Las lentes cilíndricas 20, 22 en cada caso están montadas giratorias individualmente o también juntas alrededor del eje óptico A de todo el sistema. Por una rotación apropiada, la posición de las lentes relativamente entre sí se puede cambiar y de esta manera se puede ajustar la potencia cilíndrica total como se desee, particularmente para compensar una ametropía plano-cilíndrica o esfero-cilíndrica del paciente. En otro diseño preferido de la invención, la rotación común de las dos lentes influye en la posición del eje del cilindro resultante de los dos sistemas individuales.

25 Además, la figura 1 muestra el dispositivo descrito anteriormente para estabilizar la acomodación constante del ojo del paciente en el caso de aberraciones de 2º orden, que se completa por un dispositivo de medición 24, un aberrómetro de Hartmann-Shack en el ejemplo de realización representado aquí. Sobre el eje óptico A del dispositivo de fijación formado por el objeto objetivo 12, la unidad óptica 14, y la unidad óptica adicional 18 está dispuesto un divisor del haz 28, por ejemplo un espejo semi-transparente, que refleja la radiación de medición 26 del dispositivo de medición 24 a lo largo del eje A en el ojo 10, y también la radiación de medición 26 que viene desde el ojo en la dirección opuesta hacia el dispositivo de medición 24. De la misma manera, el divisor del haz 28 es transparente al haz de luz 16 del objeto objetivo 12.

30 En la presente invención, la unidad óptica adicional 18 comprende dos lentes cilíndricas 20, 22, en las que la cantidad de potencia cilíndrica es idéntica. Debido a la rotación de las dos lentes, en direcciones opuestas o en la misma dirección como se desee, se puede corregir el eje del cilindro. Por una rotación apropiada y, por lo tanto, el ajuste angular de las lentes cilíndricas relativamente entre sí, se puede ajustar la potencia cilíndrica total. En total, se puede conseguir de esta manera una compensación máxima del cilindro del defecto astigmático del ojo.

35 Sobre la base de las explicaciones de la figura 1, la figura 2 muestra una representación esquemática de una realización preferida de un enfoque automático del objetivo. Para esta finalidad, la unidad óptica adicional 18 comprende, además, al menos cuatro prismas de deflexión 32-35, en donde estos prismas están dispuestos de manera que se pueden ajustar individualmente o juntos por parejas, como se representa por la flecha 30. Por medio de este diseño, la longitud de la trayectoria óptica se cambia debido a la trayectoria del movimiento mecánico de los dos prismas superiores 33, 34.

40 Sobre la base de las explicaciones de la figura 1, la figura 3 muestra una representación esquemática de una realización preferida adicional de un enfoque automático del objetivo. Aquí, en contraste con la figura 1, la disposición de la unidad óptica 14 está sustituida con la disposición de la unidad óptica adicional 18. Como resultado de que las unidades ópticas están dispuestas adyacentes entre sí, se pueden montar de tal manera que se pueden mover una con respecto a la otra por medio de actuadores, con el fin de ajustar la posición de la imagen, en particular el punto lejano del ojo individual, de manera totalmente automática por medio de actuadores.

De esta manera, es posible prescindir de la reacción del paciente con respecto al enfoque percibido del objeto objetivo, debido a que se presenta automáticamente al paciente un objetivo de fijación nítida especialmente ajustado para la ametropía existente. Como resultado, la fijación del ojo alcanza la máxima estabilidad constante posible.

50 La figura 4 muestra esquemáticamente la representación gráfica del polinomio de Zernike para la finalidad de describir las propiedades de formación de imágenes del ojo. Como ya se ha explicado anteriormente, ya se conoce en la técnica anterior ajustar el ojo del paciente orientándolo hacia un objeto objetivo con el fin de realizar mediciones de diagnóstico. Para esta finalidad, el sesgo (inclinación) Z1 y Z2 se consigue alineando el paciente

delante del objeto objetivo, y el desenfoque Z4 se consigue también por una desviación de los sistemas de lentes. De acuerdo con la invención, el astigmatismo Z3 y Z5 se tiene en cuenta de una manera nueva, de manera que se puede proporcionar un objeto objetivo que tiene las características descritas anteriormente de la invención, de manera que se eliminan las variaciones de acomodación individuales del paciente respectivo y se corrige completamente una ametropía del paciente causada por aberraciones de 2º orden.

5

La figura 5 muestra esquemáticamente diseños posibles del objeto objetivo 12, que se utilizan como una variante de la posibilidad representada en la figura 3. Aquí, el objeto objetivo 12 puede ser iluminado, o el mismo puede emitir luz por medio de un haz de luz 16, de manera que se pueden percibir patrones especiales por el paciente, que pueden variar también durante la fijación, para mantener la concentración del paciente. En particular se puede configurar un patrón perpendicular (o cualquier otra disposición angular) con relación al eje óptico A con segmentos de luz que se extienden radialmente hacia fuera (como se indica en la figura 3). Variantes de realizaciones geométricas alternativas de los objetos objetivos se pueden ver en la figura 5. También están disponibles formas geométricas adicionales para los térmicos en la materia, tales como, por ejemplo, formas estrelladas, redondas, elípticas o cuerpos poligonales de cualquier forma.

10

La invención descrita se puede utilizar en todos los aparatos oftalmológicos, en los que debe conseguirse la mejor calidad posible de corrección del ojo a medir. Se previenen en gran medida efectos secundarios no deseados, tales como acomodación o aberraciones esféricas inducidas por acomodación.

15

**REIVINDICACIONES**

1.- Un método para estabilizar la acomodación constante de un ojo de un paciente, comprendiendo el método las etapas de:

- 5           - disponer un objeto objetivo (12) de manera que se puede fijar por un paciente a lo largo de un eje óptico (A),
- disponer sobre el eje óptico (A) un divisor del haz (28) adaptado para reflejar radiación de medición (26) desde un aberrómetro (24) a lo largo del eje hacia el ojo (10) y radiación de medición (26) que procede desde el ojo hacia el aberrómetro (24),
- 10          - disponer en la trayectoria de la luz desde el objeto objetivo (12) hasta el ojo una primera unidad óptica (14) adaptada para compensar ametropía esférica del ojo,
- disponer en dicha trayectoria de la luz una segunda unidad óptica (18) adaptada para compensar ametropía astigmática, y se caracteriza por que
- 15          - la segunda unidad óptica (18) comprende al menos dos lentes cilíndricas (20, 22), y en donde al menos una de las lentes cilíndricas está dispuesta giratoria alrededor del eje óptico.

2.- Método de acuerdo con la reivindicación 1, en donde una lente cilíndrica tiene una potencia de refracción positiva y otra lente cilíndrica tiene una potencia de refracción negativa.

20   3.- Método de acuerdo con la reivindicación 1, en donde dos lentes cilíndricas tienen potencia de refracción positiva.

4.- Método de acuerdo con la reivindicación 1, en donde dos lentes cilíndricas tienen potencia de refracción negativa.

25   5.- Método de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en donde el aberrómetro es un aberrómetro Hartmann-Shack.

6.- Método de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en donde el aberrómetro es un aberrómetro Tscherning.

FIG 1

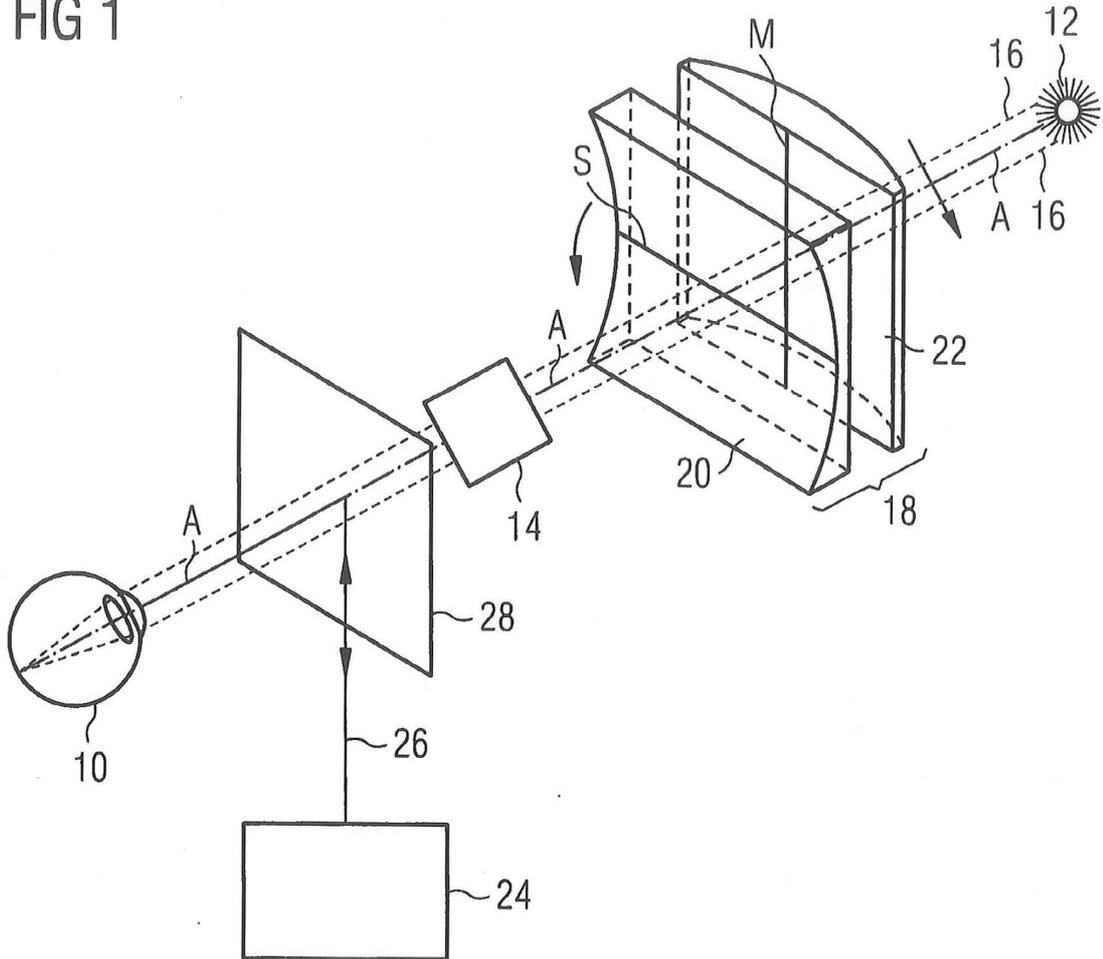
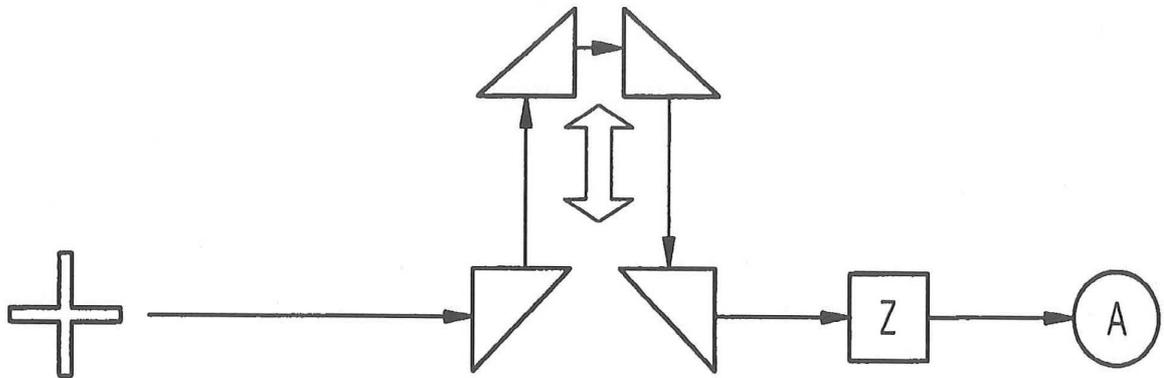
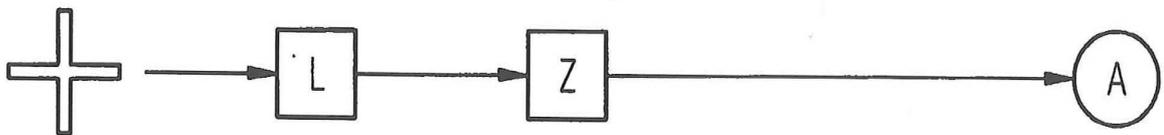


FIG 2



Z = Compensación cilíndrica  
L = Lente o sistema de lentes  
A = Ojo

FIG 3



Z = Compensación cilíndrica  
L = Lente o sistema de lentes  
A = Ojo

FIG 4

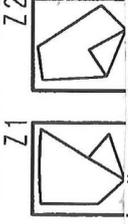
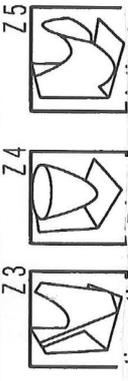
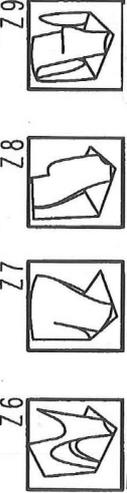
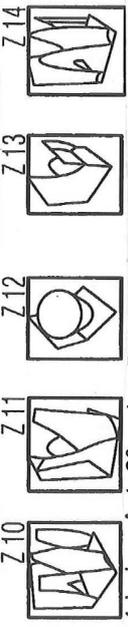
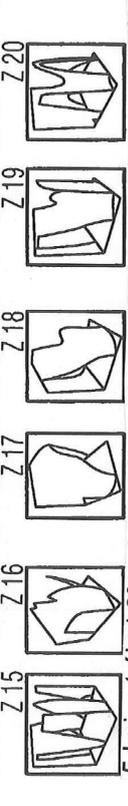
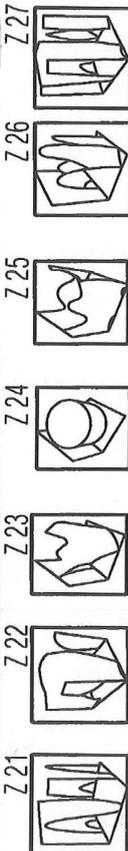
RMS Valores	RMS g					
	RMS 1	RMS 2	RMS h			
			RMS 3	RMS 4	RMS 5	RMS 6
Tipo Aberración	Aberración orden inferior		Aberración orden superior (HOA)			
Orden Zernike	1	2	3	4	5	6
Imagen-3D	 <p>Z1 Z2</p>	 <p>Z3 Z4 Z5</p>	 <p>Z6 Z7 Z8 Z9</p>	 <p>Z10 Z11 Z12 Z13 Z14</p>	 <p>Z15 Z16 Z17 Z18 Z19 Z20</p>	 <p>Z21 Z22 Z23 Z24 Z25 Z26 Z27</p>
	Inclinación		Astigmatismo		4-hojas Ast. 2° orden Des. 2° orden Ast. 2° orden 4-hojas	
	Inclinación		Desenfoque Astigmatismo		5-hojas trébol-2° ord Coma-2° ord Trébol-2° ord 5-hojas	
			Trébol		6-hoj 4-hoj-2° ord CilAst-3° ord Des-3° ord CilAst-3° ord 4-hoj-2° ord 6-hoj	
			Coma			

FIG 5

