

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 550 110**

51 Int. Cl.:

A61F 9/008 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **29.10.2009 E 09760715 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **07.10.2015 EP 2361068**

54 Título: **Aparato para proporcionar un archivo de disparos láser**

30 Prioridad:

30.10.2008 DE 102008053827

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

04.11.2015

73 Titular/es:

**TECHNOLAS PERFECT VISION GMBH (100.0%)
Messerschmittstrasse 1-3
80992 München, DE**

72 Inventor/es:

**YOUSSEFI, GERHARD y
HEGELS, ERNST**

74 Agente/Representante:

UNGRÍA LÓPEZ, Javier

ES 2 550 110 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

Aparato para proporcionar un archivo de disparos láser

5 **Campo de la invención**

La invención se refiere a un aparato para proporcionar un archivo de disparos láser tomando en consideración información acerca de las características de pulso de un disparo láser individual. El archivo de disparos láser puede ser usado para extirpar la superficie de una córnea en un procedimiento de reconformación corneal o para producir una lente de contacto personalizada o una lente intraocular.

Antecedentes de la invención

Los algoritmos actualmente usados para proporcionar un archivo de disparos láser usando tamaños de pulsos láser finitos, por ejemplo de 1 mm o 2 mm, suministran un archivo de disparos láser que es una aproximación al perfil de ablación teórico previsto. Esto se basa principalmente en el hecho de que los algoritmos usados solamente usan el volumen quitado teóricamente total por pulso, independientemente si se planifica un tratamiento estándar o personalizado.

El perfil de ablación teórico se refiere a la corrección refractiva deseada que compensa un error de visión determinado de un ojo. La corrección refractiva deseada se puede basar en datos de diagnóstico obtenidos por al menos uno de un error refractivo subjetivo y un error refractivo objetivo medido. El error refractivo medido se puede obtener por al menos uno de un sensor de frente de onda, dispositivo de medición topográfica o un dispositivo de medición paquimétrica. Las aberraciones de orden bajo pueden ser determinadas por un error refractivo subjetivo, por ejemplo, considerando la realimentación verbal de un paciente.

Los algoritmos de ablación clásicos inducen además efectos biodinámicos que en general son expresados por aberraciones de forma inducidas no intencionadas. Para compensar estas aberraciones de forma inducidas no intencionadas puede ser necesaria la ablación adicional de tejido corneal, que puede producir modificaciones incrementales en el perfil de ablación deseado. También el hecho de que el tamaño de los pulsos, que incluye el diámetro de pulso, no es infinitamente pequeño puede producir la necesidad de crear una zona de transición alrededor de la zona de ablación central realmente relevante.

La forma final de un frente de onda puede ser creada por una superposición de superficies bidimensionales conocidas de una forma conocida. Para cada una de estas formas conocidas se puede obtener un factor de escala, por ejemplo, por software, para obtener la mejor representación de la deformación de frente de onda. Hay varios conjuntos de funciones que crean las superficies bidimensionales conocidas ya indicadas. Aquí, a continuación se describirá brevemente el sistema polinomial de Zernike.

Las amplitudes A de los polinomios de Zernike se puede representar matemáticamente de la siguiente manera.

$$A_{n,m}^{\pi}$$

donde n representa el modo de Zernike, es decir, el orden principal del polinomio, que es el parámetro primario en la clasificación del comportamiento radial del polinomio. El parámetro n da más o menos la distribución radial. Cuanto mayor es el orden n, más fuera de la periferia están situadas las características principales.

La característica angular del polinomio es especificada por el parámetro m, que describe con qué frecuencia se repite una cierta estructura en dirección azimutal, es decir, el parámetro m da la simetría azimutal del polinomio. Cuanto mayor es el valor de m, más sofisticado es el perfil azimutal del polinomio, es decir, más estructuras a lo largo de un círculo azimutal pueden ser detectadas. El parámetro π describe la característica de simetría del polinomio, es decir, par o impar.

Se hace referencia a la figura 15 que ilustra el comportamiento de una representación gráfica de polinomios de Zernike con los parámetros correspondientes. La notación estándar OSA (Thibos y colaboradores, 2000) usada en las figuras 14 y 15 para los polinomios de Zernike Z se define como sigue:

$$Z_n^{\pi,m}$$

El error de frente de onda original W del ojo puede ser reconstruido por una combinación lineal de los polinomios de Zernike calculados Z, teniendo en cuenta sus amplitudes individuales

$$A_{n,m}^{\pi}$$

usando la ecuación siguiente:

$$W(\rho, \varphi) = \sum_{n,m,\pi} A_{n,m}^{\pi} Z_{n,m}^{\pi}(\rho, \varphi)$$

La notación

5 corresponde a

$$Z_{n,m}^{\pi}$$

$$Z_n^{\pi \cdot m}$$

10 de la notación estándar OSA. Los parámetros ρ , φ representan los valores de coordenadas. A continuación se usa la notación Bausch & Lomb (notación B&L).

US 6.090.100 se refiere a un sistema láser excimer para corrección de visión con efectos térmicos reducidos. Se refiere específicamente a un aparato y método para controlar el sistema láser excimer para quitar tejido del ojo para realizar varios tipos de correcciones, tal como corrección de miopía, hipermetropía y astigmatismo. En una realización descrita, el sistema láser excimer proporciona un tamaño de pulso relativamente grande que proporciona una cobertura relativamente grande de la zona de tratamiento por disparo. Cuando se usan dichos tamaños de pulso grandes, los disparos no son generalmente "adyacentes" uno a otro, sino que los pulsos se solapan generando el grado de ablación deseado en un punto concreto. Para calcular el resultado de los pulsos de solapamiento, se usa un algoritmo. En un método de calcular configuraciones de tratamiento usando tamaños de pulso fijos grandes distribuidos por toda la zona de tratamiento, se usa un algoritmo de oscilación. Se hace referencia específica a una oscilación rectangular, oscilación circular y una oscilación orientada línea a línea. Usando cualquier variedad de métodos de oscilación de disparo, se crea una serie de disparos para un tamaño de pulso fijo esparcido sobre una zona de tratamiento para corrección al grado de ablación deseado. Para la serie respectiva, se usa una rejilla con una anchura de rejilla constante entre posiciones de rejilla individuales. Con los métodos de oscilación conocidos, la forma del perfil de ablación deseado, que por lo general es un perfil continuo, tiene que ser transferida a una distribución de densidad discreta de número entero. Aquí, el perfil continuo representa una ablación planificada y la distribución de densidad discreta de número entero representa una serie de pulsos láser de punto volante de ablación. Hay que minimizar la estructura residual, es decir, la diferencia entre el perfil planificado y el logrado. Se puede hallar soluciones exactas principalmente numéricamente, pero no en un tiempo razonable. Por lo tanto, para esta finalidad, se usan algoritmos de oscilación. El perfil es discretizado en una rejilla dada. Usando una función de costo o función de mérito, el algoritmo decide con respecto a cada posición de la rejilla si hacer o no un disparo. Para esta decisión, por lo general solamente se toman en cuenta unas pocas posiciones contiguas de la rejilla. Este algoritmo de oscilación ahorra tiempo de cálculo sin que haya que tener en cuenta el tamaño real del pulso. Basta con conocer el volumen que se extirpa con un disparo láser. Sin embargo, en algunas condiciones, los algoritmos de oscilación conocidos producen artefactos en partes del perfil, por ejemplo, en regiones de densidad baja donde el siguiente disparo contiguo está demasiado lejos. También se pueden producir artefactos en regiones de densidad alta donde, casi en cada posición, se pone un disparo. Las posiciones sin disparo también tienen una distancia demasiado grande para el supuesto de que solamente sean necesarias unas pocas posiciones contiguas.

40 US 2008/0033408 A1 se refiere a un programa de ordenador para determinar un perfil de trabajo para controlar un sistema de radiación en cirugía refractiva ocular incluyendo una etapa de determinación para determinar los resultados del tratamiento. En caso de una determinación negativa, se genera otro perfil corregido en base a otros datos. El perfil obtenido es transferido a un sistema de radiación por ejemplo un láser excimer para tratamiento del ojo.

45 **Resumen**

Un objeto de la invención es mejorar la operación de obtención de un archivo de disparos láser que se aproxime al perfil de ablación teórico hasta un grado predeterminado. Otro objeto de la invención es obtener un archivo de disparos láser que se aproxime al perfil de ablación teórico con láseres que tienen un rango grande de características de pulso, por ejemplo, que tienen diferente distribución de forma y/o tamaño y/o energía en el pulso láser. Este rango de características de pulso puede dar lugar a un rango correspondiente de perfiles del haz. Otro objeto de la invención es corregir más efectivamente aberraciones de orden alto del ojo.

55 Los objetos anteriores se logran con las características de las reivindicaciones. Aspectos de la invención se refieren a un aparato para proporcionar un archivo de disparos láser para uso en un láser así como un sistema láser de tratamiento utilizando el archivo de disparos láser. El archivo de disparos láser puede ser usado en un láser, por ejemplo un láser excimer, para realizar un tratamiento refractivo con láser del ojo o para producir una lente de contacto personalizada o una lente intraocular. El concepto de la presente invención se basa en un procesado iterativo de los datos de entrada para obtener el archivo de disparos láser aproximado, que toma en consideración la información acerca de una o más características de pulso de un solo disparo láser. Por lo tanto, las características

de pulso para determinar un archivo de disparos láser no es un supuesto teórico, por ejemplo, basado solamente en el volumen extirpado por disparo. Las características de pulso de un solo disparo láser pueden obtenerse aplicando independientemente un solo disparo de prueba o una serie de disparos de prueba en un material de referencia, por ejemplo, en la duración de un láser o después de una inspección de un láser, por ejemplo, un láser excimer. El análisis del efecto de dichos disparos de prueba suministra independientemente información relativa a una o más características de pulso, por ejemplo, el volumen de ablación. Las características de pulso reales del disparo láser también pueden ser medidas en un cierto intervalo de tiempo o antes de cada tratamiento, antes de cada tratamiento parcial o para verificar el perfil del haz.

En el contexto de la solicitud, el término "pulso" se refiere a la distribución espacial de la intensidad con un perfil del haz correspondiente y el término "disparo" se refiere a la posición central, es decir, la posición deseada del láser.

Debido a las características de la invención es posible, entre otros, obtener un archivo de disparos láser que se aproxima al perfil de ablación teórico con un rango grande de características de pulso láser, por ejemplo, que tienen un tamaño de pulso láser diferente, por ejemplo, diámetro. Esto es ventajoso porque un láser que tiene un tamaño de pulso relativamente grande puede ser empleado para extirpar estructuras de dimensiones relativamente pequeñas, es decir, puede distribuir un perfil de ablación que es comparable a los resultados logrados con pulsos de pequeñas dimensiones. Los pulsos láser que tienen un tamaño relativamente grande pueden extirpar más tejido por disparo y pueden tener una tasa de repetición de disparos láser relativamente baja que puede dar lugar a una reducción del tiempo operativo en comparación con pulsos láser que tienen un tamaño relativamente pequeño. La posibilidad de emplear un aparato láser que tenga un tamaño de pulso relativamente grande también es ventajosa porque se puede emplear aparatos láser existentes y no hay que usar un aparato láser que tenga un tamaño de pulso pequeño.

Según un aspecto de la invención, se facilita un perfil de disparo láser calculando una primera serie de posiciones de disparo láser en base a un perfil de ablación deseado. La primera serie de posiciones de disparo láser se utiliza para generar un perfil de ablación simulado, donde en la simulación la característica real del pulso láser usado para el tratamiento refractivo se toma en consideración. De esta forma es posible asegurar un nivel alto de exactitud con respecto al resultado de un tratamiento láser así como un alto rendimiento de aproximación al perfil de ablación deseado. Debido a esta característica es posible determinar un archivo de disparos láser para láseres que tienen diferentes características de pulso, por ejemplo, distribución de volumen de ablación y/o forma y/o tamaño y/o energía en el pulso láser.

Se determina la diferencia entre el perfil de ablación simulado y el perfil de ablación deseado representado por coeficientes de Zernike o aberraciones de Seidel. Se calcula una segunda serie de posiciones de disparo láser en base tanto al perfil de ablación deseado como a las estructuras residuales correspondientes a la diferencia antes determinada. La segunda serie de posiciones de disparo láser optimiza la primera serie de posiciones de disparo láser y minimiza las estructuras residuales, al menos en una zona de interés, que puede corresponder a una zona de tratamiento.

Se puede generar un segundo perfil de ablación simulado usando la segunda serie de posiciones de disparo láser, que usa información acerca de las características de pulso de un solo disparo láser de forma análoga a la primera simulación. El segundo perfil de ablación simulado puede ser comparado con el perfil de ablación deseado y se puede determinar las estructuras residuales. Se puede calcular otra serie de posiciones de disparo láser en base al perfil de ablación deseado y las estructuras residuales adicionales determinadas, y el procesado se puede repetir iterativamente hasta que se alcance una cierta exactitud, por ejemplo, hasta que las estructuras residuales no excedan de uno o varios valores predeterminados.

La estructura residual puede ser filtrada, por ejemplo, dividida en estructuras espaciales de frecuencia alta y estructuras espaciales de frecuencia baja con el fin de modificar la entrada para el siguiente cálculo al objeto de lograr mejores resultados. Esto se puede hacer expandiendo la estructura residual a coeficientes de Zernike hasta un cierto orden de modo que el frente de onda residual se cree análogo al frente de onda original. Las partes de frecuencia espacial alta pueden introducir artefactos en las partes de frecuencia espacial más baja debido al cálculo iterativo. Estos artefactos se pueden evitar suponiendo que las partes de frecuencia espacial alta son suficientemente buenas a causa de la limitación por el tamaño de pulso láser.

Según un aspecto de la invención, las aberraciones de forma inducidas no intencionadas debidas a efectos biodinámicos pueden ser compensadas al determinar el archivo de disparos láser. Según otro aspecto de la invención, se utiliza un algoritmo de oscilación al determinar al menos una de las posiciones de disparo láser.

Los datos de entrada para el aparato según la presente invención pueden ser datos de diagnóstico, preferiblemente al menos uno de un error refractivo subjetivo y un error refractivo medido. El error refractivo medido puede ser obtenido por al menos uno de un sensor de frente de onda, un dispositivo de medición topográfica o un dispositivo de medición paquimétrica. Las aberraciones de orden bajo, entendidas típicamente como, por ejemplo, las aberraciones de tipo Zernike de segundo orden expresadas en esfera, cilindro y eje relacionado, pueden ser determinadas por un error refractivo subjetivo, por ejemplo considerando la realimentación verbal de un paciente.

5 Las aberraciones de orden alto, entendidas típicamente, por ejemplo, como aberraciones de tipo Zernike de tercer orden y más alto, tal como coma y trefoil (tercer orden) y la aberración esférica y el astigmatismo secundario (cuarto orden), pueden ser determinadas por medios de medición y/o por parámetros de cambio de forma dados matemáticamente. Los parámetros de cambio de forma dados matemáticamente pueden representar errores de visión no intencionados que son inducidos por un tratamiento de corrección de la visión, tal como una aberración esférica inducida por un proceso de ablación por láser excimer. Según la invención, los datos de entrada pueden ser combinados, por ejemplo, para obtener mapas bidimensionales o matrices basados en la topografía, el frente de onda o conclusiones empíricas.

10 Los datos salidos del aparato según la presente invención pueden ser usados para controlar un sistema de tratamiento con láser para realizar un tratamiento de corrección de la visión por láser de un ojo o para producir una lente de contacto personalizada o una lente intraocular.

Breve descripción de los dibujos

15 Realizaciones no limitadoras ilustrativas de la presente invención se describirán a modo de ejemplo con referencia a los dibujos acompañantes, en los que se usa el mismo número de referencia para designar los componentes idénticos o similares en las diferentes figuras, y en los que:

20 La figura 1 representa una tabla con coeficientes de Zernike y amplitudes de Zernike relativos a un frente de onda a corregir para un radio de pupila de 2,5 mm.

La figura 2 ilustra una vista en sección de un pulso de un solo disparo láser con un diámetro de 1,0 mm.

25 La figura 3 ilustra una sección transversal de un perfil de ablación simulado con el pulso de la figura 2 en la dirección x después de un primer paso de iteración.

La figura 4 ilustra el perfil de ablación simulado de la figura 3 después de un segundo paso de iteración.

30 La figura 5 ilustra una sección transversal de un perfil de ablación simulado con el pulso de la figura 2 en la dirección y después de un primer paso de iteración.

La figura 6 ilustra el perfil de ablación simulado de la figura 5 después de un segundo paso de iteración.

35 La figura 7 muestra una tabla con coeficientes de Zernike relativos al frente de onda residual después de los pasos de iteración primero y segundo ilustrados en las figuras 3 a 6.

La figura 8 ilustra una vista en sección de un pulso de un solo disparo láser con un diámetro de 1,6 mm.

40 La figura 9 ilustra una sección transversal de un perfil de ablación simulado con el pulso de la figura 8 en dirección x después de un primer paso de iteración.

La figura 10 ilustra el perfil de ablación simulado de la figura 9 después de un segundo paso de iteración.

45 La figura 11 ilustra una sección transversal de un perfil de ablación simulado con el pulso de la figura 8 en dirección y después de un primer paso de iteración.

La figura 12 ilustra el perfil de ablación simulado de la figura 11 después de un segundo paso de iteración.

50 La figura 13 muestra una tabla con coeficientes de Zernike relativos al frente de onda residual después de los pasos de iteración primero y segundo ilustrados en las figuras 9 a 12.

La figura 14 muestra un mapa de la notación de polinomios de Zernike, el defecto visual respectivo y la notación Bausch & Lomb.

55 Y la figura 15 representa un gráfico de densidad de los polinomios de Zernike hasta el séptimo orden.

Descripción detallada

60 En la descripción detallada siguiente la invención se explica en base a dos pulsos láser diferentes que tienen una característica de pulso de un solo disparo láser como se ilustra en las figuras 2 y 8. La figura 1 representa un frente de onda ejemplar a corregir con los dos pulsos láser diferentes. El frente de onda de la figura 1 se da en una notación de Zernike para un radio de pupila de 2,5 mm. Con respecto a los coeficientes de Zernike, que se dan en la notación Bausch & Lomb (notación B&L) y el error de visión respectivo, se hace referencia a la figura 14.

65 La figura 2 representa una vista en sección de una ablación de disparo láser único, mientras que el pulso láser tiene

1,0 mm de diámetro. Más específicamente, la profundidad de ablación (eje y) se representa a lo largo de una sección central transversal del pulso láser. En este ejemplo, en el centro del pulso láser que se indica como 0 μm en el eje x hay una profundidad de ablación máxima de aproximadamente 0,4 μm . Cada láser puede tener características de pulso individuales, por ejemplo asimétricas, que pueden cambiar a lo largo de la duración del láser. Las características de pulso de un solo disparo láser, tal como la ablación, se pueden medir, por ejemplo, mediante medios fotosensibles o un disparo de prueba o una serie de disparos de prueba en un material que pueda tener al menos parcialmente las mismas características que el material a extirpar en base al archivo de disparos láser obtenido. En el caso de cirugía ocular refractiva, el material de prueba puede ser polimetil metacrilato (PMMA). El pulso producido por este disparo láser de prueba se analiza con el fin de obtener las características de pulso del láser, por ejemplo el tamaño de punto, la forma y la distribución de energía del láser, etc.

En la figura 3 una línea de trazos ilustra un perfil de ablación determinado teóricamente, es decir, un perfil de ablación deseado. El eje x de la figura 3 se refiere a la dirección x de la sección transversal de la ablación y el eje y se refiere a la profundidad de ablación. La finalidad de la determinación de las posiciones de disparo láser habrá de estar lo más cerca posible o al menos hasta un grado predeterminado al perfil de ablación deseado. Según la invención, la determinación de las posiciones de disparo láser se lleva a cabo utilizando información acerca de las características de pulso láser realmente usadas de un solo disparo láser. La porción no sombreada en la figura 3 se refiere al diámetro de pupila de 5,0 mm, que puede ser la zona de tratamiento. Los datos producidos en la porción sombreada que pueden representar la zona de transición no se tienen que tomar en consideración al determinar las posiciones de disparo láser en la zona de tratamiento.

Se calcula una primera serie de posiciones de disparo láser en base al perfil de ablación deseado, y se genera un perfil de ablación simulado usando dicha primera serie de posiciones de disparo láser. La primera serie de posiciones de disparo láser se puede basar en el frente de onda extrapolado, como se ha descrito anteriormente. En la simulación se usa información acerca de una o varias características de pulso de un solo disparo láser como se ilustra en la figura 2. El perfil de ablación simulado en base a la primera serie de posiciones de disparo láser, que corresponde a la primera iteración, se ilustra en la figura 3 con la línea continua. Según la invención, el perfil de ablación simulado se compara con el perfil de ablación deseado. En base a la comparación se determinan estructuras residuales. Como se puede apreciar en la figura 3, la primera determinación de posiciones de disparo láser usando información acerca de las características de pulso de un solo disparo láser proporciona ya un resultado que se aproxima bastante al perfil de ablación deseado en la zona de interés, es decir, la zona de pupila.

La información relativa al frente de onda a corregir se puede dar como un frente de onda de n-ésimo orden, por ejemplo, quinto orden como en la figura 1, y la primera serie de posiciones de disparo láser puede ser calculada en base a dicho frente de onda de n-ésimo orden.

Se calcula una segunda serie de posiciones de disparo láser en base al perfil de ablación deseado y las estructuras residuales determinadas para optimizar más las posiciones de disparo láser y el resultado correspondiente del tratamiento láser. Usando la segunda serie de posiciones de disparo láser se puede generar un segundo perfil de ablación simulado, que se ilustra en la figura 4. Como en la figura 3, el eje x se refiere a la dirección x de la sección transversal de la ablación y el eje y se refiere a la profundidad de ablación. Las diferencias restantes entre el perfil de ablación deseado y el perfil de ablación simulado, es decir, las estructuras residuales adicionales, se pueden determinar comparando el segundo perfil de ablación simulado con el perfil de ablación deseado. En base al perfil de ablación deseado y las estructuras residuales adicionales determinadas se puede calcular otras series de posiciones de disparo láser.

Al determinar estructuras residuales en base a la comparación del perfil de ablación simulado con el perfil de ablación deseado, se puede añadir el frente de onda del perfil de ablación simulado al frente de onda del perfil de ablación deseado o se pueden añadir los coeficientes de Zernike. La adición de los coeficientes de Zernike es menos compleja y puede dar lugar a una mejor operación de cálculo.

El procedimiento antes descrito puede ser repetido iterativamente hasta que se logre una desviación máxima predeterminada del perfil de ablación simulado al perfil de ablación deseado, es decir una cierta exactitud de tratamiento, donde la serie adicional de posiciones de disparo láser se usa como la segunda serie de posiciones de disparo láser. En una iteración siguiente se puede añadir el frente de onda residual al frente de onda previamente calculado.

La diferencia de los frentes de onda simulado y deseado puede ser filtrada para obtener frecuencias espaciales bajas y/o altas calculando coeficientes de Zernike hasta el orden N', donde en cada paso de iteración se usa un N'-ésimo orden respectivo de los coeficientes de Zernike y donde

$$N' = n-2 * \text{iteration_counter}.$$

n es el orden de la información de frente de onda y 'iteration_counter' corresponde al número de iteración.

En correspondencia con las figuras 3 y 4, que muestran el resultado del perfil de ablación simulado con relación al

perfil de ablación deseado en la dirección x, las figuras 5 y 6 muestran la aproximación del perfil de ablación simulado en la dirección y. El eje x en las figuras 5 y 6 se refiere a la dirección y de la sección transversal de la ablación y el eje y se refiere a la profundidad de ablación.

5 La tabla de la figura 7 ilustra los frentes de onda residuales en amplitudes de coeficientes de Zernike después de la primera iteración y la segunda iteración. La comparación de las amplitudes, por ejemplo, del coeficiente de Zernike Z110 de la figura 1 $Z_{110} = 0,512$ con la primera iteración $Z_{110} = 0,112$ y la segunda iteración $Z_{110} = -0,004$ muestra el rendimiento de la aproximación del frente de onda simulado al frente de onda deseado según la invención.

10 La figura 8 muestra una vista en sección de una ablación de disparo láser único, mientras que el pulso láser tiene un diámetro de 1,6 mm. La ablación de disparo láser único ilustrada en la figura 8 tiene un diámetro mayor y es menos profunda en comparación con la de la figura 2. Como en la figura 2, la profundidad de ablación (eje y) se representa a lo largo de una sección transversal central del pulso láser. En este ejemplo, en el centro del pulso láser que se indica como $0 \mu\text{m}$ en el eje x hay una profundidad de ablación máxima de aproximadamente $0,175 \mu\text{m}$.

15 La aproximación representada en las figuras 9 a 12 se basa en el frente de onda dado en la figura 1, es decir, el frente de onda deseado (líneas de trazos) de las figuras 9 a 12 corresponde al ilustrado en las figuras 3 a 6, respectivamente.

20 En correspondencia con lo anterior, el perfil de ablación simulado (línea continua) de la figura 9 se basa en una primera serie de posiciones de disparo láser usando información acerca de las características de pulso de un solo disparo láser según la figura 8. Después de una comparación del perfil de ablación simulado con el perfil de ablación deseado (línea de trazos), se determinan las estructuras residuales. La diferencia entre el perfil de ablación simulado y el perfil de ablación deseado es mayor que la según la figura 3 correspondiente utilizando el pulso láser que tiene un diámetro de 1,0 mm. Tales diferencias, es decir, el rendimiento de aproximación, no solamente pueden quedar influenciadas por un haz láser que tenga una característica de pulso diferente, sino también por el algoritmo de oscilación utilizado para determinar las posiciones de disparo láser así como por el frente de onda a corregir, por ejemplo, que tiene principalmente aberraciones de orden bajo o aberraciones de orden alto.

30 La figura 10 representa el segundo paso de iteración en la dirección x correspondiente a la figura 4, y las figuras 11 y 12 corresponden a las figuras 5 y 6, respectivamente.

35 La tabla de la figura 13 ilustra los frentes de onda residuales en amplitudes de coeficientes de Zernike después de la primera iteración y la segunda iteración, correspondiente a la figura 7. La comparación de las amplitudes, por ejemplo, el coeficiente de Zernike Z110 de la figura 1 $Z_{110} = 0,512$ con la primera iteración $Z_{110} = 0,283$ y la segunda iteración $Z_{110} = -0,024$ muestra que el rendimiento de aproximación usando las características de pulso láser según la figura 8 se reduce en comparación con el de la figura 2. Como ya se ha indicado, el rendimiento puede depender de al menos una de las características de pulso láser, el algoritmo de oscilación utilizado para determinar las posiciones de disparo láser y el frente de onda a corregir.

40 Como es evidente por el resumen de la invención, la presente invención se puede aplicar a varios campos de tratamientos con láser y las figuras y la descripción respectiva relativa al tratamiento de un ojo es solamente un ejemplo. Esta invención proporciona preferiblemente la base para láseres que usan diámetros de pulso grandes para suministrar un perfil de ablación comparable a los resultados logrados con láseres de punto pequeño. La invención se define por las reivindicaciones anexas y no queda limitada por la descripción.

45

REIVINDICACIONES

- 5 1. Aparato para proporcionar un archivo de disparos láser para uso en un láser, preferiblemente un láser excimer para realizar preferiblemente un tratamiento refractivo con láser de un ojo o para producir una lente de contacto personalizada o una lente intraocular incluyendo:
- 10 a) medios para proporcionar información con respecto a un perfil de ablación deseado;
- 10 b) medios para calcular una primera serie de posiciones de disparo láser en base al perfil de ablación deseado;
- 15 c) medios para generar un perfil de ablación simulado usando dicha primera serie de posiciones de disparo láser y usando información acerca de la distribución de energía sobre un pulso de un solo disparo láser;
- 15 d) medios para comparar el perfil de ablación simulado con el perfil de ablación deseado y determinar estructuras residuales;
- 20 e) medios para calcular una segunda serie de posiciones de disparo láser en base al perfil de ablación deseado y las estructuras residuales determinadas,
- 20 donde el perfil de ablación deseado se calcula en base a información de frente de onda obtenida para el ojo a tratar, donde la información de frente de onda se da en coeficientes de Zernike,
- 25 donde la información de frente de onda se da como un frente de onda de n-ésimo orden y donde
- 25 dicha primera serie de posiciones de disparo láser se calcula en base a dicho frente de onda de n-ésimo orden, donde la diferencia entre el perfil de ablación simulado y el perfil de ablación deseado se determina calculando la diferencia del frente de onda simulado y el frente de onda deseado para obtener un frente de onda residual, donde el frente de onda residual se describe con coeficientes de Zernike,
- 30 donde para la iteración siguiente se añade el frente de onda residual al frente de onda previamente calculado, donde la diferencia de los frentes de onda simulado y deseado es filtrada para obtener frecuencias espaciales bajas y/o altas calculando coeficientes de Zernike hasta el orden N' y donde en cada paso de iteración se usa un N' -ésimo orden respectivo de los coeficientes de Zernike y donde
- 35 $N' = n-2 * iteration_counter$,
- siendo n el orden de la información de frente de onda e $iteration_counter$ = número de iteración.
- 40 2. Sistema láser de tratamiento incluyendo un láser excimer y/o un láser de femtosegundo y un aparato según la reivindicación 1.

COEFICIENTE DE ZERNIKE	AMPLITUD DE ZERNIKE
Z110	0.512
Z111	-0.063
Z200	1.308
Z221	-0.035
Z220	0.399
Z311	-0.100
Z310	0.140
Z331	0.044
Z330	0.033
Z400	-0.097
Z420	-0.021
Z421	-0.009
Z440	0.039
Z441	-0.044
Z510	0.028
Z511	0.007
Z530	-0.001
Z531	0.007
Z550	-0.007
Z551	0.000

Fig. 1

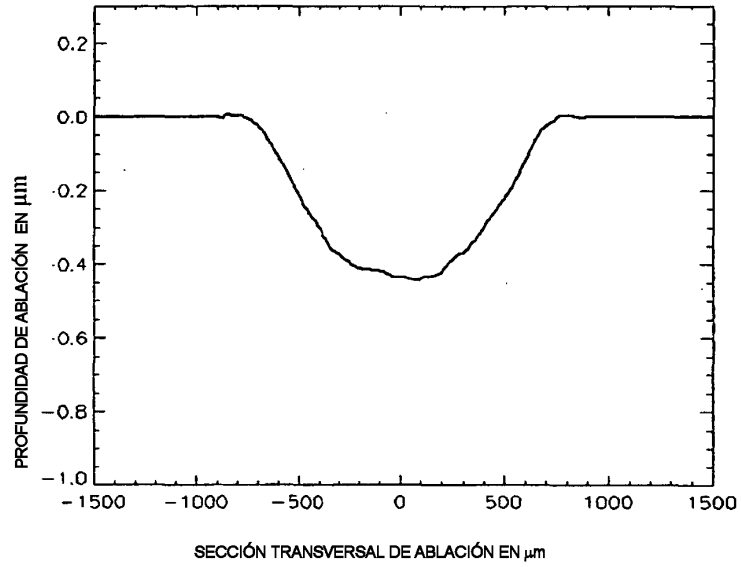


Fig. 2

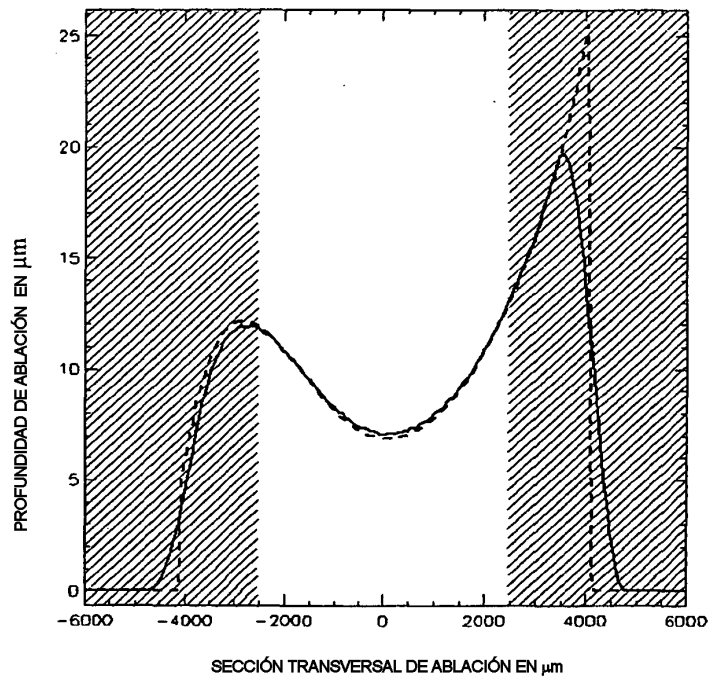


Fig. 3

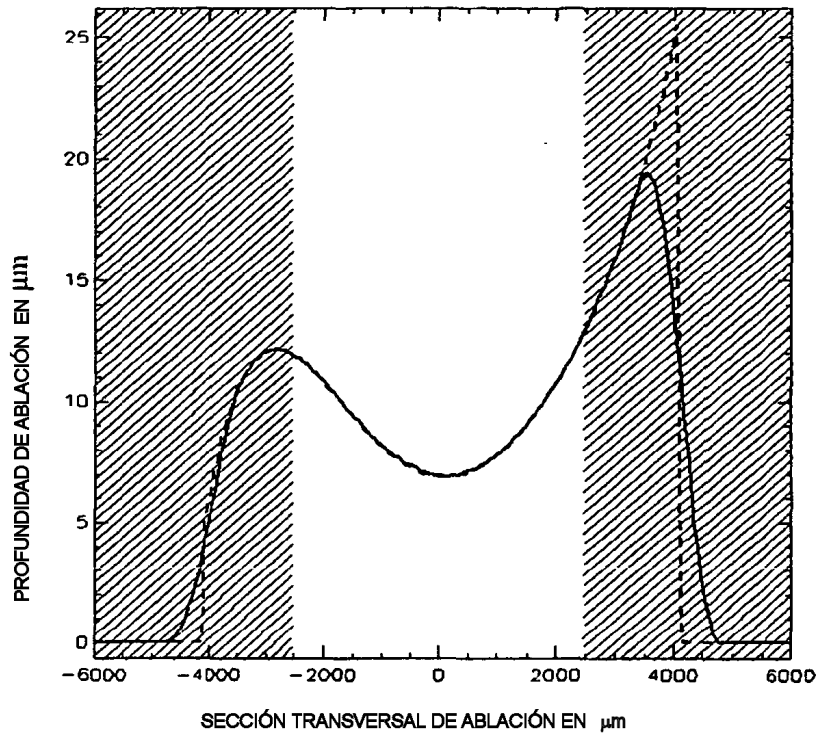


Fig. 4

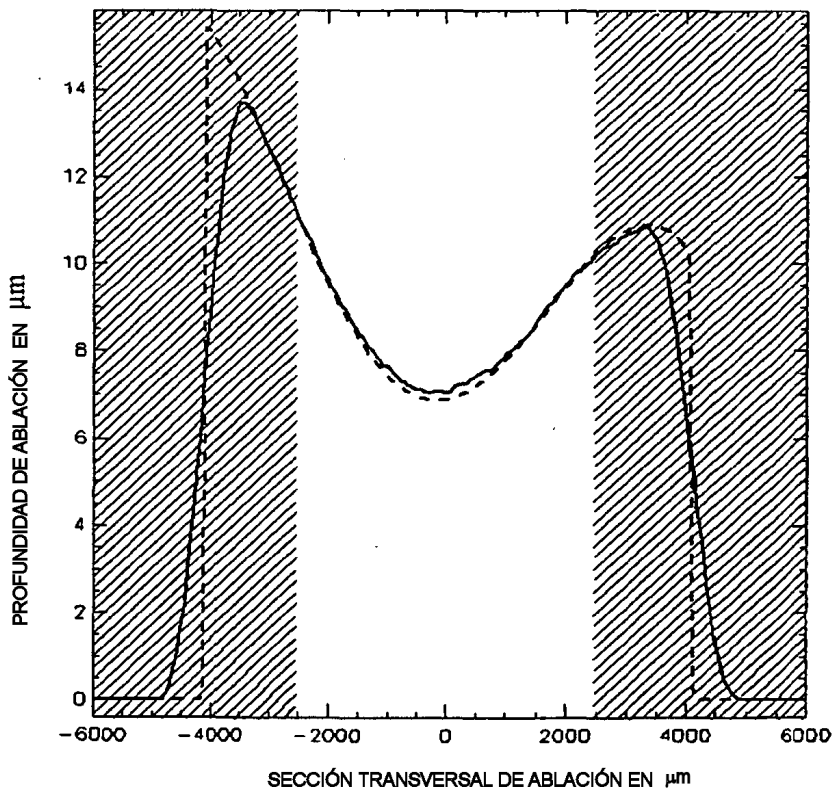


Fig. 5

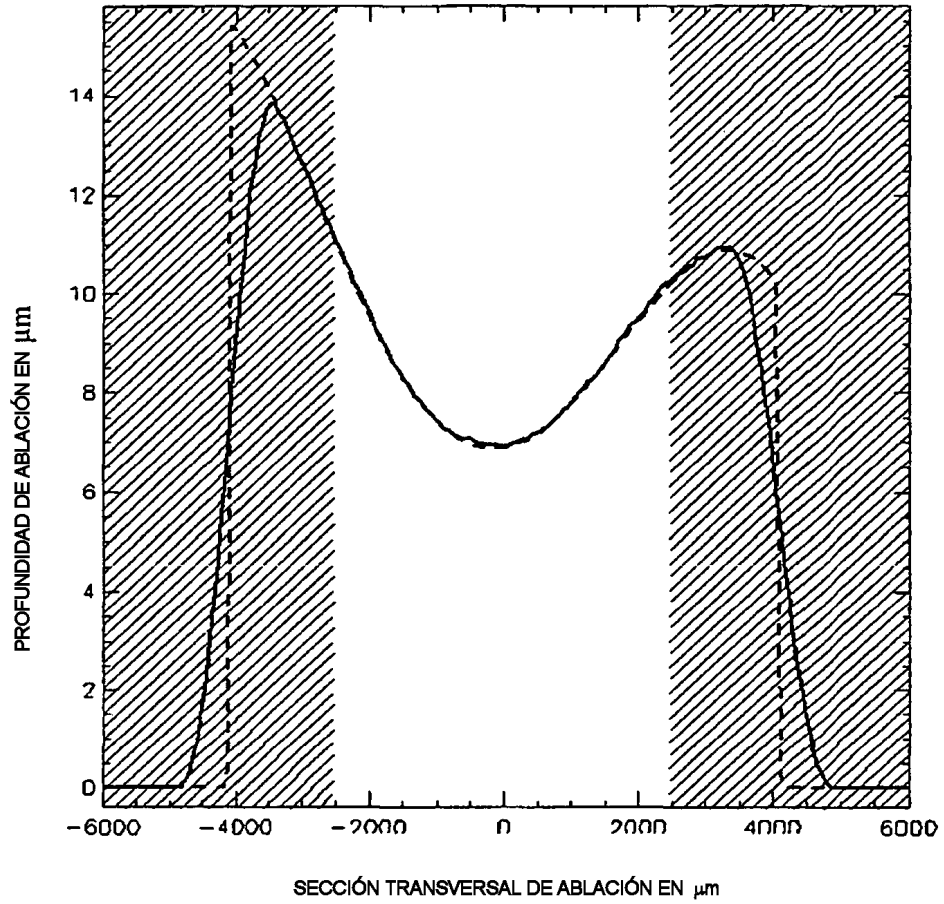


Fig. 6

COEFICIENTE DE ZERNIKE	PRIMERA ITERACIÓN	SEGUNDA ITERACIÓN
Z110	0.112	-0.004
Z111	-0.017	-0.001
Z200	-0.083	0.003
Z221	-0.004	0.001
Z220	-0.017	-0.002
Z311	0.011	-0.001
Z310	0.046	0.001
Z331	0.009	0.001
Z330	-0.006	0.001
Z400	-0.001	-0.004
Z420	0.000	0.003
Z421	-0.003	0.001
Z440	0.001	-0.004
Z441	0.002	-0.001
Z510	0.000	-0.002
Z511	-0.002	-0.001
Z530	-0.001	0.004
Z531	-0.001	-0.001
Z550	0.000	0.003
Z551	-0.003	0.000

Fig. 7

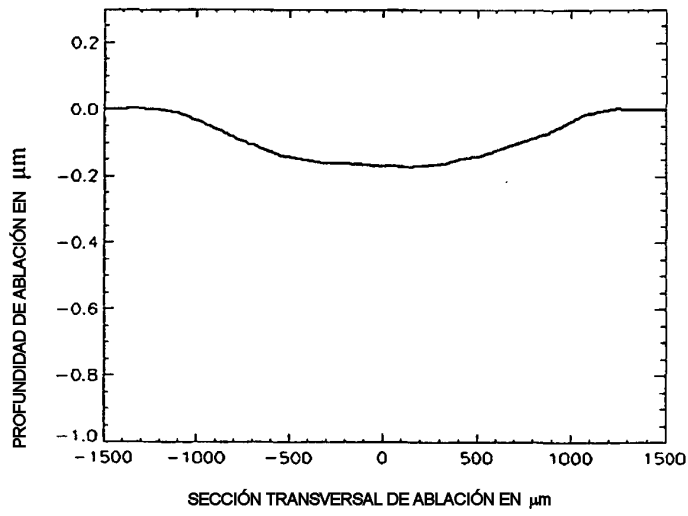


Fig. 8

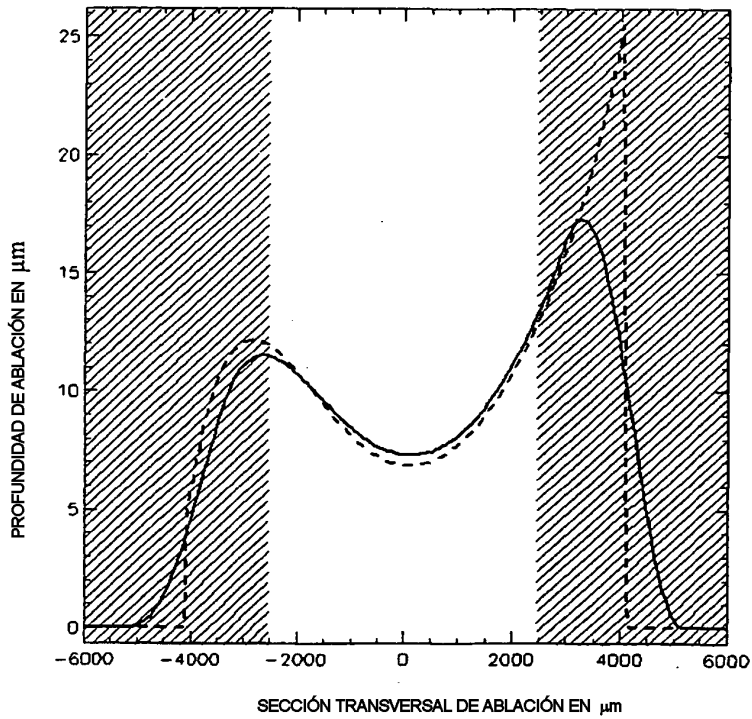


Fig. 9

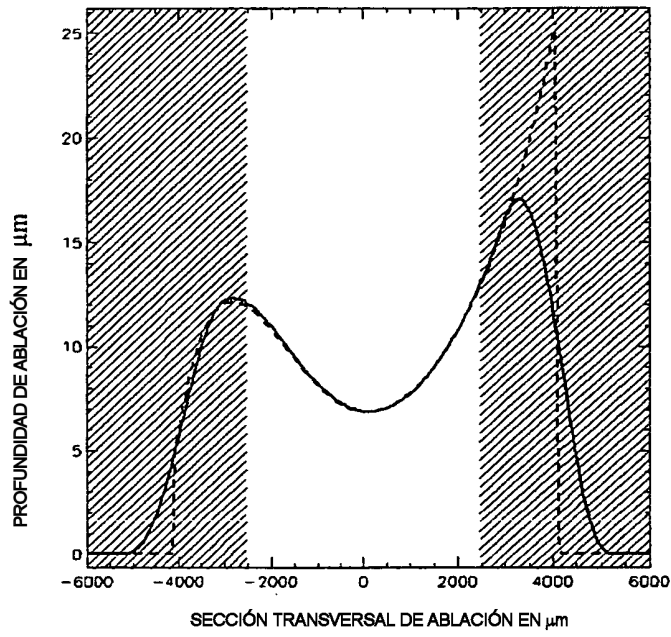


Fig. 10

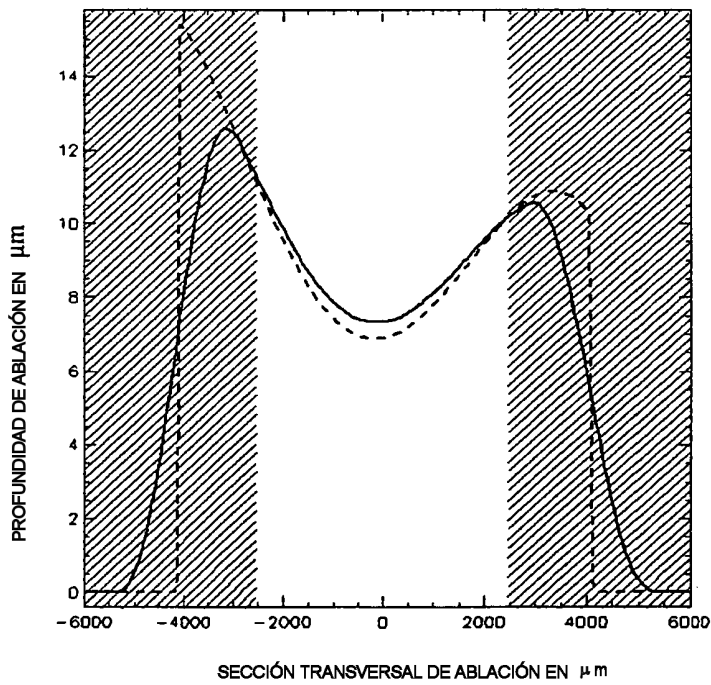


Fig. 11

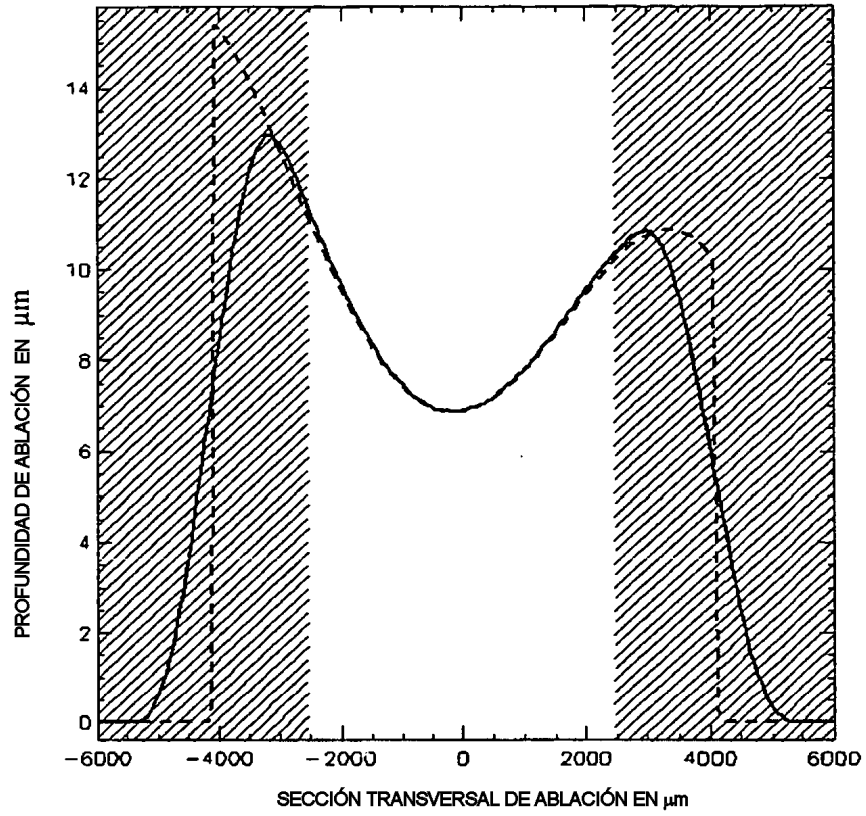


Fig. 12

COEFICIENTE DE ZERNIKE	PRIMERA ITERACIÓN	SEGUNDA ITERACIÓN
Z110	0.283	-0.024
Z111	-0.021	-0.007
Z200	-0.266	-0.002
Z221	0.012	-0.001
Z220	-0.021	0.004
Z311	0.035	0.003
Z310	0.074	0.010
Z331	0.018	0.007
Z330	-0.005	-0.002
Z400	-0.066	-0.075
Z420	0.010	0.012
Z421	0.012	0.015
Z440	-0.008	-0.004
Z441	0.011	0.009
Z510	-0.035	-0.029
Z511	0.009	0.011
Z530	0.004	0.005
Z531	-0.004	-0.005
Z550	0.002	0.000
Z551	0.004	0.003

Fig. 13

NOTACIÓN DE ZERNIKE (ESTÁNDAR OSA)	DEFECTO DE VISIÓN	NOTACIÓN B&L
Z_0^0	PISTÓN	Z000
Z_1^1	OSCILACIÓN HORIZONTAL	Z110
Z_1^{-1}	OSCILACIÓN VERTICAL	Z111
Z_2^0	DESEÑOQUE	Z200
Z_2^2	ASTIGMATISMO 0°	Z220
Z_2^{-2}	ASTIGMATISMO 45°	Z221
Z_3^1	COMA HORIZONTAL	Z310
Z_3^{-1}	COMA VERTICAL	Z311
Z_3^3	TREFOIL HORIZONTAL	Z330
Z_3^{-3}	TREFOIL VERTICAL	Z331
Z_4^0	ABERRACIÓN ESFÉRICA	Z400
Z_4^2	ASTIGMATISMO 0° SECUNDARIO	Z420
Z_4^{-2}	ASTIGMATISMO 45° SECUNDARIO	Z421
Z_4^4	TETRAFOIL HORIZONTAL	Z440
Z_4^{-4}	TETRAFOIL VERTICAL	Z441
Z_5^1	COMA HORIZONTAL SECUNDARIO	Z510
Z_5^{-1}	COMA VERTICAL SECUNDARIO	Z511
Z_5^3	TREFOIL HORIZONTAL SECUNDARIO	Z530
Z_5^{-3}	TREFOIL VERTICAL SECUNDARIO	Z531
Z_5^5	PENTAFOIL HORIZONTAL	Z550
Z_5^{-5}	PENTAFOIL VERTICAL	Z551

Fig. 14

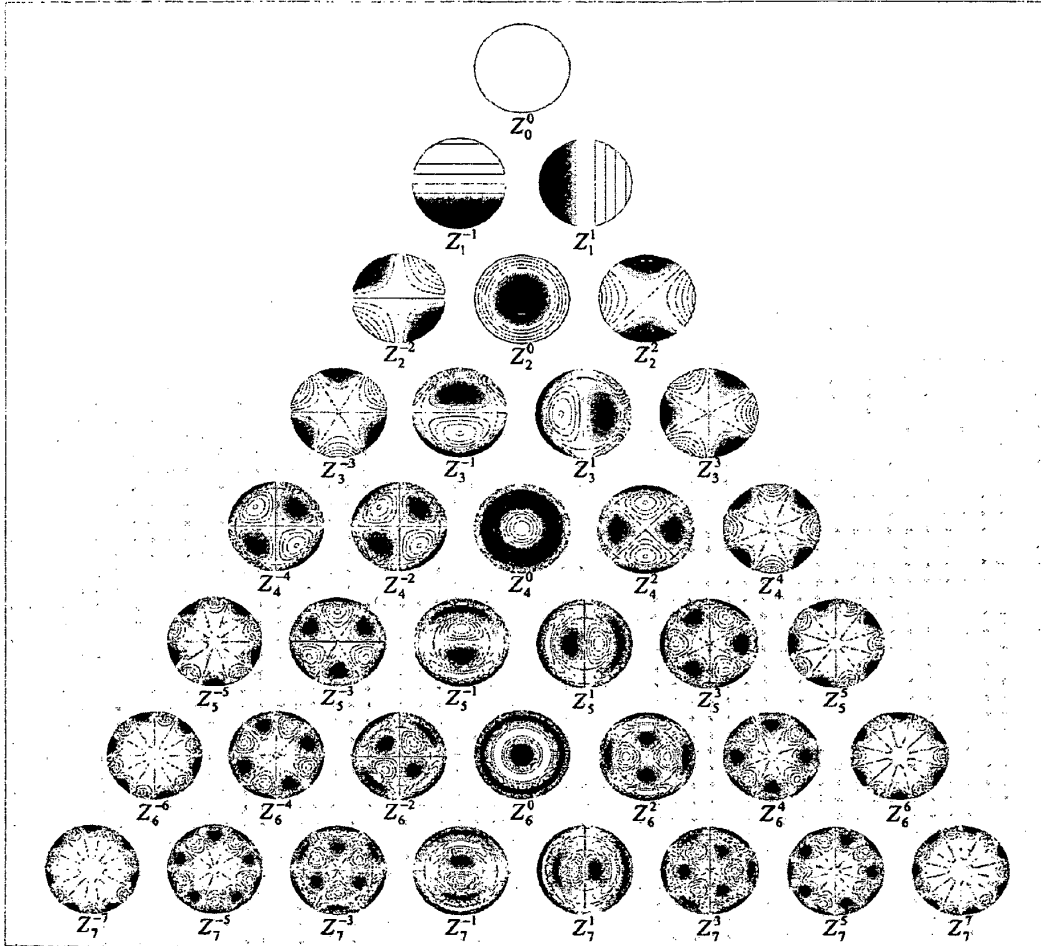


Fig. 15