

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 614 430**

51 Int. Cl.:

A61B 3/00 (2006.01)

A61B 3/10 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **29.09.2010 PCT/US2010/050658**

87 Fecha y número de publicación internacional: **19.01.2012 WO12008974**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **29.09.2010 E 10763276 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **09.11.2016 EP 2592995**

54 Título: **Refracción de frente de onda dependiente de la pupila**

30 Prioridad:

16.07.2010 US 365028 P

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

31.05.2017

73 Titular/es:

CARL ZEISS VISION, INC. (50.0%)

2277 Pine View Way

Petaluma, CA 94955, US y

CARL ZEISS VISION INTERNATIONAL GMBH

(50.0%)

72 Inventor/es:

SPRATT, RAY STEVEN;

KRATZER, TIMO y

CABEZA, JESUS MIGUEL GUILLEN

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 614 430 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

Refracción de frente de onda dependiente de la pupila

CAMPO TÉCNICO

Esta descripción se refiere a refracciones de frente de onda y métodos que incluyen las mismas.

5 ANTECEDENTES

Las mediciones de la aberración del frente de onda se pueden utilizar para determinar defectos en la visión de un paciente. La corrección de los defectos de visión se puede expresar por una prescripción oftálmica (Rx), que incluye tres parámetros que corrigen aberraciones de segundo orden de la visión de un paciente. Los tres parámetros pueden estar representados por valores de esfera, de cilindro y de eje de cilindro. Los métodos convencionales, por ejemplo, como se han descrito en las Patentes de los E.E.U.U. 7.029.119, 7.077.522, y 7.744.217, calculan la Rx basándose sólo en un único tamaño de pupila fijado para el ojo.

Los documentos WO 2004/053568 A1 y US 2004/169820 A1 describen ambos un método para tratar la presbicia de un ojo de un paciente. El método comprende identificar un primer tamaño de pupila del ojo bajo una primera condición de visión e identificar un segundo tamaño de pupila del ojo bajo una segunda condición de visión. El método comprende además calcular una prescripción de atenuación de la presbicia para el ojo en respuesta a los tamaños de pupila de modo que el ojo tenga una primera potencia adecuada para la primera condición de visión en el primer tamaño y de modo que el ojo tenga una segunda potencia adecuada para la segunda condición de visión en el segundo tamaño. La prescripción se puede generar basándose en un frente de onda de un ojo.

RESUMEN

En ciertos aspectos, la invención presenta métodos para obtener una Rx que implica refracción en más de un tamaño de pupila. En algunas realizaciones, esto implica buscar un espacio de parámetro multidimensional para valores óptimos para la Rx en cada uno de los varios tamaños de pupila diferentes.

En las realizaciones, la búsqueda se puede realizar comenzando con una Rx determinada para un tamaño de pupila más pequeño, luego rastreando el movimiento (en el espacio Rx) de ese extremo que corresponde a la Rx de pupila pequeña cuando aumenta la abertura. Típicamente, el espacio Rx es un espacio tridimensional abarcado por las correcciones de segundo orden – esfera, cilindro y eje de cilindro.

Se determina una Rx final basándose en los extremos rastreados en el espacio Rx. En general, la Rx puede corresponder a un extremo en un tamaño de pupila particular (por ejemplo, para el tamaño de pupila mayor o algún tamaño de pupila intermedio) o puede corresponder a alguna otra Rx determinada basándose en los extremos. Determinar la Rx basándose en el conjunto de datos completo puede proporcionar ventajosamente una corrección de visión que funciona bien sobre un rango de diámetros de pupila, en lugar de sólo para una única pupila grande.

En algunas realizaciones, una variación en el algoritmo es el tamaño del paso en el diámetro de pupila entre determinaciones Rx consecutivas.

El cálculo de la Rx puede ser refinado incluyendo aspectos fisiológicos tales como el efecto Stiles-Crawford. Este efecto puede ser explicado por una apodización que proporciona una ponderación menor a los rayos periféricos en la función de mérito.

Se podrían tener en consideración otros aspectos fisiológicos. Por ejemplo, muchos sujetos prefieren correcciones astigmáticas cuyo eje está o bien a 0 o bien a 90 grados. El algoritmo de búsqueda se puede mejorar, porque a esas posiciones de eje se les da una ponderación superior. Esto significa, por ejemplo, si el eje de astigmatismo óptimo está a 3 grados pero la diferencia en la función de mérito con otra corrección de astigmatismo a 0 grados está por debajo de un cierto umbral, se preferiría la corrección de astigmatismo a 0 grados en la Rx final.

En algunas realizaciones, las aberraciones de frente de onda de entrada del ojo se miden para una pupila suficientemente grande utilizando medios apropiados. La aberración de frente de onda para pupila pequeña puede ser obtenida luego recortando matemáticamente la aberración de frente de onda medida para una pupila grande (redimensionamiento). En algunas realizaciones, la aberración de frente de onda puede ser medida para un conjunto de tamaños de pupila. De esta manera se obtiene un conjunto de aberraciones de frente de onda medidas realmente para un conjunto de tamaños de pupila que se puede utilizar directamente cuando se busca una Rx sin la necesidad de recorte matemático. También puede combinarse ambos enfoques. La medición de la aberración de frente de onda para un conjunto de tamaños de pupila tiene otra ventaja en que se puede utilizar la forma de pupila medida real en el cálculo, proporcionando resultados más preciosos que, por ejemplo, si se asume una pupila circular.

En algunos casos se puede desear obtener una Rx final que se adapta para los tamaños más pequeños de la pupila (lente de día) o para tamaños más grandes de pupila (lente de noche). Esto se puede conseguir, por ejemplo,

ponderando más fuertemente los valores de Rx para un rango de tamaño de pupila específico cuando se determina la Rx final.

Diferentes aspectos de la invención se han resumido a continuación.

5 En general, en un aspecto, la invención presenta un método para determinar una prescripción oftálmica (Rx) para el ojo de un paciente, que incluye obtener una medición de frente de onda del ojo del paciente; determinar una primera Rx para el ojo del paciente a partir de la medición de frente de onda, correspondiendo la primera Rx a un valor máximo de una función de mérito calculada a partir de la medición de frente de onda del ojo del paciente para un primer tamaño de la pupila del ojo del paciente; determinar una o más Rx adicionales del ojo del paciente para uno o más tamaños de pupila adicionales diferentes del primer tamaño de pupila, en donde se determina cada Rx adicional para un tamaño correspondiente calculando un valor de la función de mérito para la Rx calculada previamente al tamaño correspondiente y buscando una Rx en el tamaño correspondiente que proporcione un mayor valor de la función de mérito que la Rx calculada previamente en el tamaño correspondiente; determinar una Rx final basándose en la primera Rx y en las Rx adicionales; y emitir la Rx final.

10 Las implementaciones de la invención pueden incluir una o más de las siguientes características. Por ejemplo, cada Rx puede ser calculada para la misma ubicación del ojo del paciente. Esta ubicación puede ser una ubicación central del ojo del paciente.

15 El primer tamaño puede ser un tamaño menor que uno o más tamaños adicionales. En algunas realizaciones, el tamaño más pequeño es de 0,1 mm o menos. Los tamaños pueden abarcar un rango de desde menos de 0,1 mm a 5 mm (por ejemplo, a 4 mm, a 3 mm). Los tamaños pueden ser aumentados en incrementos de 0,5 mm o menos (por ejemplo, 0,4 mm o menos, 0,3 mm o menos, 0,2 mm o menos, 0,1 mm o menos, 0,05 mm o menos).

20 Cada una de las una o más Rx adicionales puede ser determinada para un tamaño de pupila que es más grande que el tamaño utilizado para calcular la Rx anterior.

El método puede incluir pedir una lente de gafas o lente de contacto para el paciente basándose en la Rx final. El método puede incluir hacer una lente de gafas o lente de contacto para el paciente basándose en la Rx final.

25 Calcular las Rx puede incluir tener en cuenta uno o más aspectos fisiológicos del ojo del paciente. Por ejemplo, uno de los aspectos fisiológicos puede ser el efecto Stiles-Crawford. Uno de los aspectos fisiológicos se puede tener en cuenta para una orientación de eje preferencial. La orientación de eje preferencial puede ser 0 grados o 90 grados. Tener en cuenta la orientación de eje preferencial puede incluir ponderar la orientación más fuertemente que otras orientaciones en el algoritmo de búsqueda.

30 La medición de frente de onda puede incluir información acerca de las aberraciones de frente de onda del ojo. La medición de frente de onda para el ojo del paciente puede ser medida para una pupila que tiene un tamaño relativamente grande en comparación con el primer tamaño.

35 Obtener la medición de frente de onda puede incluir obtener una medición de frente de onda para una pupila que tiene un tamaño relativamente grande en comparación con el primer tamaño, y modificar la medición de frente de onda para que corresponda con la pupila de menor tamaño.

Obtener la medición de frente de onda puede incluir obtener una pluralidad de mediciones de frente de onda del ojo que corresponden cada una a un tamaño de pupila diferente.

40 La Rx final puede ser la Rx que corresponde al tamaño de pupila más grande. En algunas realizaciones, determinar la Rx final incluye calcular una Rx basándose en la primera Rx y en las Rx adicionales. Al menos alguna de la primera Rx y de las Rx adicionales puede ser ponderada de manera diferente en el cálculo de la Rx final. Las Rx pueden ser ponderadas basándose en la utilización anticipada de la Rx por el paciente.

La función de mérito puede corresponder a una métrica relacionada con una cáustica de un rayo de luz que pasa a través de una óptica correctiva y el ojo.

45 Emitir la Rx final puede implicar transmitir un archivo electrónico (por ejemplo, un email) que contiene la Rx, imprimir la Rx, y/o presentar la Rx (por ejemplo, en un dispositivo de visualización electrónico).

50 En general, en otro aspecto, la invención presenta un medio de almacenamiento legible por ordenador no transitorio codificado con instrucciones ejecutables que incluyen instrucciones operables en un procesador para determinar una primera prescripción oftálmica (Rx) para el ojo de un paciente a partir de la medición de frente de onda del ojo del paciente, correspondiendo la primera Rx a un valor máximo de una función de mérito calculada a partir de la medición de frente de onda para el ojo del paciente para un primer tamaño de la pupila del ojo del paciente; instrucciones operables en un procesador para determinar una o más Rx adicionales para el ojo del paciente para uno o más tamaños de pupila adicionales diferentes del primer tamaño de pupila, en donde cada Rx adicional es determinada para un tamaño correspondiente calculando un valor de la función de mérito para la Rx calculada previamente en el tamaño

correspondiente y buscar una Rx en el tamaño correspondiente que proporcione un valor mayor de la función de mérito que la Rx calculada previamente en el diámetro correspondiente; instrucciones operables en un procesador para determinar una Rx final en la primera Rx y las Rx adicionales; e instrucciones operables en un procesador para emitir la Rx final.

- 5 Las realizaciones del medio de almacenamiento legible por ordenador no transitorio pueden ser codificadas con instrucciones de acuerdo con características de otros aspectos.

En otro aspecto, la invención presenta un sistema para determinar una prescripción (Rx) para un ojo de un paciente, incluyendo el sistema un procesador, y el medio de almacenamiento legible por ordenador no transitorio codificado con instrucciones ejecutables del aspecto anterior, en donde durante la operación el procesador ejecuta las instrucciones almacenadas en el medios de almacenamiento y el sistema emite la Rx final.

10 Entre otras ventajas, las realizaciones de la invención pueden eliminar la ambigüedad provocada por múltiples extremos locales en una función de mérito en un espacio de parámetro multidimensional. Como resultado, los métodos se pueden utilizar para identificar una Rx óptima de manera eficiente eliminando los extremos locales no óptimos.

15 La métrica de selección utilizada en algoritmos convencionales puede sufrir de inestabilidad lo que conduce a múltiples extremos locales en la función de mérito que tiene valores de mérito casi iguales. Como resultado, la selección de un extremo particular puede ser determinada por casualidad (es decir, un artefacto de donde se inició la búsqueda), o fluctuación numérica. Estos problemas se pueden evitar utilizando los métodos descritos en este documento.

20 Los detalles de una o más realizaciones de la invención se exponen en los dibujos adjuntos y en la descripción siguiente. Otras características y ventajas resultarán evidentes a partir de la descripción y los dibujos, y a partir de las reivindicaciones.

DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

La fig. 1 es un diagrama de flujo que resume una realización de un método para determinar una Rx para un ojo.

La fig. 2 es un diagrama de flujo que resume otra realización de un método para determinar una Rx para un ojo.

25 La fig. 3 muestra una gráfica de líneas de igual valor de la función de mérito como una función del diámetro de la pupila y potencia media.

Las figs. 4A-4D muestran gráficas del valor de la función de mérito como una función de potencia media para diámetros de pupila de 1,6 mm, 2,4 mm, 3,2 mm, y 4 mm, respectivamente, de la superficie de la función de mérito mostrada en la fig. 3.

30 La fig. 5 muestra una gráfica del valor de la función de mérito como una función de potencia media para un diámetro de pupila de 0,5 mm.

La fig. 6 muestra una gráfica del valor de la función de mérito como una función de potencia media para un diámetro de pupila de 3,2 mm.

Las figs. 7A-7F muestran gráficas del valor de la función de mérito como una función de potencia media para diámetros de pupila de 3,5 mm, 3,6 mm, 3,7 mm, 3,8 mm, y 4,0 mm, respectivamente.

35 Las figs. 8A y 8B muestran gráficas de potencia media y del valor de la función de mérito respectivamente, como una función del diámetro de pupila.

La fig. 9 muestra una gráfica de un valor de la función de mérito escalada como una función del diámetro de pupila.

La fig. 10 muestra una gráfica de líneas de igual valor de una función de mérito simulada como una función de potencia media y el diámetro de pupila.

40 La fig. 11 muestra una gráfica de líneas de igual valor de una función de mérito escalada simulada como una función de la potencia media y el diámetro de pupila.

La fig. 12 muestra una gráfica de una función de mérito media simulada escalada promediada como una función de potencia media.

45 La fig. 13 es un diagrama esquemático de un sistema para determinar una Rx y fabricar una lente oftálmica basándose en ella.

Los símbolos de referencia similares en las diferentes figuras indican elementos similares.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

Se han descrito métodos para determinar una Rx evaluando una función de mérito para la corrección de visión sobre un espacio multidimensional. En general, una función de mérito exhibirá múltiples extremos locales a través de un espacio multidimensional y algoritmos de búsqueda convencionales pueden identificar inadvertidamente soluciones (extremos locales de la función de mérito) que no corresponden a una corrección de visión mejor u óptima. En las realizaciones del método, la búsqueda es guiada por una Rx "mejor", que se establece para un subconjunto del espacio de parámetros (por ejemplo, para un tamaño de pupila particular) donde existe una única solución. El método establece luego soluciones en otras regiones de espacio de parámetro basándose en la Rx mejor, permitiéndole a uno identificar soluciones de manera más eficiente que buscar en un espacio multidimensional esencialmente sin restricciones.

En ciertas realizaciones, el método implica evaluar una función de mérito sobre un espacio de cinco dimensiones – tres dimensiones de las cuales son los tres parámetros Rx: esfera, cilindro y eje de cilindro, las otras dos dimensiones son las coordenadas x- e y- de la función de dispersión de puntos (cuyos detalles se han proporcionado más adelante). Una Rx se establece para un tamaño de pupila más pequeño, para el que la solución para la Rx es única. Aquí, el tamaño de la pupila se refiere a la dimensión máxima de la pupila del ojo. Para una pupila circular, el tamaño se refiere al diámetro de la pupila. Subsiguientemente, las Rx se determinan en tamaños de pupila mayores utilizando un algoritmo de "proceso de escalada" para identificar extremos locales en la función de mérito en los tamaños de pupila mayores, donde el punto de partida en cada tamaño de pupila es la Rx del tamaño de pupila anterior. Este procedimiento proporciona automáticamente la información de Rx óptima para el rango completo de tamaños de pupila. También puede resolver el problema de distinguir entre múltiples picos en tamaños de pupila grandes, ya que el pico único que degenera suavemente a la solución de la pequeña abertura se selecciona automáticamente.

La fig. 1 muestra un diagrama de flujo que resume un método 100 para determinar una Rx. Aquí, se hace una única medición de aberración de frente de onda de un ojo utilizando medios apropiados en el tamaño de pupila más grande para el que se ha de determinar la Rx. Las Rx para diferentes tamaños de pupila son determinadas apodizando la aberración de frente de onda medida al tamaño de pupila deseado para el que se ha de calcular una Rx. En otras palabras, se realiza una única refracción de frente de onda a partir de la cual se pueden calcular las Rx en diferentes tamaños de pupila.

Específicamente, las operaciones del método 100 son como sigue. En primer lugar, se obtiene una medición de frente de onda del ojo (operación 110). En general, las mediciones de frente de onda se pueden realizar de diversas maneras. Por ejemplo, en algunas realizaciones, las mediciones de frente de onda se pueden realizar utilizando el método Shack-Hartmann, el método Tscherning, el método de trazado de rayos o por mediciones tomográficas del ojo.

En el método Shack-Hartmann, se proyecta un rayo de luz sobre la retina del ojo. En el método Tscherning, se proyecta un patrón de punto de luz sobre la retina. Se investiga la trayectoria del rayo reflejado en el sistema óptico y se registra cualquier cambio en la dirección de los rayos (en el caso del método Shack-Hartmann) o una desviación de la imagen del patrón original (en el caso del método Tscherning) después de dejar el sistema óptico. La desviación del perfil del frente de onda medido a partir del caso ideal se denomina aberración y se puede medir con un aberrómetro.

En un método de trazado de rayos, un haz láser muy fino se dirige a través de la pupila del ojo y se escanea sobre la retina. Cada punto láser puede ser identificado como un reflejo en la mácula. La posición y la forma de esta imagen en la mácula proporcionan información acerca de la calidad de visión. En la tomografía, se miden las geometrías de las superficies del ojo que realizan una función óptica.

En general, una variedad de dispositivos, tal como un sensor de frente de onda (por ejemplo, aberrómetro), se puede utilizar para medir frentes de onda. Los sensores de frente de onda están comercialmente disponibles en Abbott Medical Optics (Santa Ana, CA), Carl Zeiss Meditec (Dublin, CA), y Alcon (Forth Worth, TX), por ejemplo.

En la operación 120, se ajusta un tamaño de pupila inicial con el fin de determinar una Rx inicial. Esto implica apodizar los datos obtenidos a partir de la medición de frente de onda para limitar los datos de modo que correspondan al tamaño de pupila inicial. Típicamente, este es el tamaño de pupila más pequeño para el que se ha de determinar una Rx. En este tamaño de pupila, una Rx se puede determinar sin ambigüedad porque, en general, una función de mérito contendrá sólo un único extremo y así el algoritmo de búsqueda no devolverá un resultado falso. Generalmente, el tamaño de pupila inicial puede variar según se desee. En algunas realizaciones, el tamaño de pupila inicial (por ejemplo, diámetro) es del orden de 0,0 mm a 2 mm.

En la operación 130, se establece la Rx para la aberración de frente de onda medida para el tamaño de pupila inicial buscando el valor máximo en una función de mérito para cada uno de los parámetros de Rx. De forma abreviada, esta Rx se denomina "Rx₁" más adelante.

En general, se puede utilizar una variedad de funciones de mérito. Las métricas ejemplares se han descrito en Thibos y col., *Accuracy and Precision of Objective Refraction for Wavefront Aberrations*, Journal of Vision (2004) 4, 329-351. Las métricas se pueden clasificar en dos clases diferentes: aquellas que se derivan directamente de la aberración de frente de onda medida (por ejemplo, métricas de calidad de frente de onda como se describe por Thibos y col.), y aquellas que se derivan de una estimación del haz focalizado en y alrededor de la retina (por ejemplo, métricas de calidad de imagen como se describe por Thibos y col.). Los ejemplos de métricas de calidad de frente de onda incluyen métricas que

evalúan un error de frente de onda RMS sobre al menos una parte de la pupila.

En algunas realizaciones, la función de mérito es una intensidad normalizada de una imagen en el centro de una función de dispersión de puntos.

5 La función de mérito también puede tener en cuenta efectos fisiológicos tales como el efecto Stiles-Crawford en el que se da un peso menor a rayos periféricos en la función de mérito.

Se han descrito funciones de mérito ejemplares, por ejemplo, en la Patente de los E.E.U.U. Número 7.744.217, cuyo contenido se ha incorporado en este documento a modo de referencia en su totalidad. Por ejemplo, la función de mérito puede implicar determinar, para cada conjunto de valores dentro del espacio de Rx que se está buscando, evalúa la relación entre una cáustica de un haz de luz que pasa a través de una lente oftálmica que tiene la Rx y la retina del ojo. El término "cáustica" en este contexto significa la constricción estrecha que ocurre en lugar de un punto de imagen como resultado de errores de formación de imágenes para un haz de luz que se origina a partir de un punto del objeto antes de que se disperse de nuevo. El valor de la métrica puede estar relacionado con la distancia entre la cáustica y la retina, con un valor métrico superior que corresponde a una distancia más cercana.

10 Además, se puede utilizar una variedad de algoritmos de búsqueda. Por ejemplo, el algoritmo de búsqueda puede ser un algoritmo de proceso de escalada, un algoritmo de caminata aleatoria, o un algoritmo de "recocido" (por analogía metalúrgica) simulado. Los algoritmos de búsqueda ejemplares se han descrito en Fórmulas Numéricas en C: The Art of Scientific Computing, "2nd Edition, William H. Press, y col., Cambridge University Press (1992).

En la operación 140, se apodiza la aberración de frente de onda medida en la operación 110 a un nuevo tamaño de pupila mayor que el tamaño de pupila inicial. En general, la diferencia entre el nuevo tamaño de pupila y el tamaño de pupila inicial puede variar. Si el tamaño del paso es demasiado largo, existe el peligro de que la Rx_1 esté más cerca de un extremo local no óptico de la función de mérito en el nuevo tamaño de pupila que el extremo local óptico y se identificará un valor incorrecto de la Rx en el nuevo tamaño de pupila. Si el tamaño de la operación es demasiado pequeño, sin embargo, el tiempo de cálculo se puede aumentar innecesariamente. En algunas realizaciones, el nuevo tamaño de pupila (por ejemplo, diámetro) es del orden de 0,1 mm a 1 mm mayor que el tamaño de pupila inicial (por ejemplo, diámetro). Por ejemplo, la diferencia en los diámetros de pupila puede ser de aproximadamente 0,1 mm, aproximadamente 0,2 mm, aproximadamente 0,3 mm, aproximadamente 0,4 mm, o aproximadamente 0,5 mm.

En la operación 150, se calcula el valor de la función de mérito para Rx_1 para el nuevo tamaño de pupila. Este valor para la función de mérito es la posición de inicio para el algoritmo de búsqueda para establecer una Rx para el nuevo tamaño de pupila (operación 160). Como en la determinación de Rx_1 , el algoritmo de búsqueda se utiliza para identificar un valor máximo para la función de mérito en el nuevo tamaño de pupila. Utilizando la misma abreviatura, el método establece así una Rx, Rx_2 , para el segundo tamaño de pupila.

Las operaciones 140 a 160 se repiten cuando aumenta el tamaño de la pupila, cada vez que el método proporciona una Rx, Rx_i , para el tamaño de pupila i -ésimo. Los aumentos entre tamaños de pupila subsiguientes (por ejemplo, diámetros) pueden ser los mismos o diferentes. Estos aumentos pueden ser del orden citado anteriormente entre el primer y el segundo tamaños de pupila.

En algunas realizaciones, cuando el tamaño de la pupila aumenta, el tamaño del paso al siguiente tamaño disminuye de modo que el cambio incremental en el área de la pupila entre cada paso es el mismo.

Como se ha mencionado previamente, se cree que no existe ambigüedad en determinar una segunda corrección de orden correcta para las aberraciones de frente de onda de un ojo para una pupila con un tamaño que se aproxima a cero. Así, se cree que la Rx establecida para el tamaño de pupila más pequeño, Rx_1 , establece sin ambigüedad una Rx óptima en ese tamaño de pupila. Cuando el tamaño de pupila aumenta, la función de mérito se calcula sólo para un pequeño rango de valores que comienza en la Rx establecida previamente, y que se extiende en la dirección del valor de aumento de la función de mérito en el tamaño de pupila actual. La búsqueda termina cuando el algoritmo de búsqueda encuentra un valor máximo de la función de mérito. El algoritmo de búsqueda no necesita evaluar la función de mérito en el espacio de parámetro fuera del rango limitado por el valor inicial encontrado para el tamaño de pupila previo (menor) y el valor máximo de la función de mérito.

Cuando se han establecido las Rx para el conjunto completo de tamaños de pupila deseados, el método determina una Rx final basándose en las Rx_i . Esto puede implicar seleccionar una Rx para un tamaño de pupila específico, que puede corresponder a uno de los tamaños de pupila para los que se calcularon las Rx o interpolando las Rx. En general, el tamaño de pupila específico puede corresponder a ciertas condiciones. Por ejemplo, se puede seleccionar la Rx final para un tamaño de pupila relativamente pequeño, que corresponde, por ejemplo, a condiciones de nivel elevado de luz ambiente (por ejemplo, luz solar brillante). Alternativamente, el tamaño de pupila específico puede corresponder a niveles bajos de luz (por ejemplo, para visión nocturna). También se pueden considerar tamaños de pupila intermedios.

En algunas implementaciones, la Rx final corresponde a una Rx que funciona mejor, en promedio, sobre el rango completo de diámetros de pupila. Por ejemplo, la Rx final puede ser algún promedio (por ejemplo, un promedio ponderado) de las Rx en diferentes tamaños de pupila. Promediar las Rx puede implicar ponderar las Rx basándose en

una utilización anticipada de la Rx por el paciente (por ejemplo, para utilización diurna, para utilización nocturna, para la lectura, para conducir, para utilizar con un ordenador). En algunas realizaciones, el valor de pico de la función de mérito en cada tamaño de pupila se utiliza para determinar ponderaciones relativas de las diferentes Rx cuando se calcula la Rx final. Por ejemplo, una Rx que corresponde a un valor superior de la función de mérito puede ser ponderada más fuertemente que una Rx que corresponde a un valor inferior de la función de mérito.

El método 100 termina en la operación 180 cuando se emite la Rx final.

Aunque el método 100 implica una única medición de frente de onda del ojo, también son posibles otras implementaciones. Por ejemplo, con referencia a la fig. 2, en algunas realizaciones un método 200 implica físicamente, en lugar de matemáticamente, variar el tamaño de pupila y hacer una serie de refracciones en cada tamaño de pupila. El método 200 empieza en la operación 210 con el establecimiento de un tamaño de pupila inicial. El tamaño de pupila inicial es el tamaño de pupila más pequeño para el que se ha de determinar la Rx. El tamaño de pupila físico puede ser variado, por ejemplo, cambiando el nivel de luz ambiente en el que se hace la medición y/o deteniendo la abertura sobre la que se ilumina el ojo durante la medición utilizando un tope de abertura externo (al ojo).

En la operación 220, se hace una medición de frente de onda del ojo de un paciente en el tamaño de pupila inicial y una Rx correspondiente establecida (operación 230). En la operación 240, se aumenta el tamaño de la pupila y se hace una nueva medición de frente de onda (operación 250) en el nuevo tamaño de pupila. El método calcula un valor para la función de mérito en el nuevo tamaño de pupila para Rx_1 (operación 260), y se utiliza un algoritmo de búsqueda para determinar una Rx óptima para el nuevo tamaño de pupila de la misma manera que se ha descrito más arriba para el método 100 (operación 270). Se repiten las operaciones 240 a 270 hasta que se determina el conjunto completo de Rx dependiente de la pupila para todos los tamaños de pupila deseados. En la operación 280, se calcula una Rx final basándose en el conjunto completo de las Rx determinadas en cada uno de los tamaños de pupila deseados. El método 200 termina en la operación 290 con la emisión de la Rx final.

En algunas realizaciones, se pueden combinar las aproximaciones mostradas en las figs. 1 y 2. Por ejemplo, una puede tomar mediciones de frente de onda del ojo para múltiples tamaños de pupila físicos diferentes, pero luego apodiza una o más de las mediciones, por ejemplo, para proporcionar la misma forma de pupila para calcular cada Rx. Por ejemplo, los datos de cada medición pueden ser apodizados para proporcionar la forma de pupila (por ejemplo, una forma de pupila circular) optimizada para la función de mérito.

Los métodos pueden implicar parámetros adicionales. Por ejemplo, en algunas realizaciones, los métodos se pueden aplicar en diferentes longitudes de onda y en la Rx final consiguientemente determinada. Por ejemplo, la medición de frente de onda se puede realizar en una longitud de onda y el análisis realizado en una o más longitudes de onda diferentes (por ejemplo, teniendo en cuenta la dispersión en el sistema óptico). En algunas realizaciones, la medición de frente de onda se hace utilizando radiación infrarroja, aunque el análisis se realiza en una o más longitudes de onda visibles que corresponden a diferentes condiciones de visión. Por ejemplo, el análisis se puede realizar en condiciones que emulan la visión diurna (por ejemplo, en una longitud de onda de 555 nm) y para visión nocturna (por ejemplo, 507 nm). En ciertas realizaciones, la longitud de onda de análisis varía como una función de diámetro de pupila para representar mejor la sensibilidad de pico para condiciones de luz esperadas para los diferentes tamaños de pupila. Por ejemplo, los Rx se pueden calcular en tamaños de pupila menores para visión diurna y para tamaños de pupila mayores para visión nocturna además de hacer los ajustes de longitud de onda.

En algunas realizaciones, tales métodos pueden incluir obtener mediciones de frente de onda en longitudes de onda diferentes, por ejemplo, filtrando la luz utilizada para hacer la medición de frente de onda o utilizando fuentes de luz diferentes.

Por consiguiente, se pueden establecer valores de Rx para diferentes tamaños de pupila y determinados sobre la base de longitudes de onda diferentes y la Rx final.

En general, el análisis se puede aplicar a otras características de pupila además, o alternativamente, al tamaño de pupila. Por ejemplo, en alguna realización, se puede calcular una Rx para diferentes ubicaciones del centro de la pupila con relación a la retina del ojo.

Una implementación ejemplar se ha descrito más adelante en combinación con las figs. 3-12.

Considerar el caso de un ojo que tiene una cantidad de aberración esférica como la única aberración de frente de onda distinta de cero. La aberración esférica es una aberración de frente de onda de cuarto orden y puede ser expresada luego como $W(r, \theta) = a_{12}Z_{12}(r, \theta)$, donde $Z_{12} = \sqrt{5}(6r^4 - 6r^2 + 1)$ es el polinomio de Zernike asociado con la aberración esférica y r es el radio normalizado. En este caso, como se ha mostrado por el polinomio de Zernike Z_{12} , la aberración no depende del ángulo azimutal θ , se asume por lo tanto que la Rx óptima no contiene correcciones de astigmatismo, y además que la función de dispersión de puntos resultante también es independiente del ángulo. En general, la función de propagación de puntos es la transformada de Fourier del error de frente de onda, y comparte propiedades de simetría similares como el error de frente de onda.

Para simplicidad, en este ejemplo, la función de mérito para el ojo se ajusta igual a la intensidad normalizada de la

imagen en el centro de la función de dispersión de puntos. Estas suposiciones reducen la optimización (es decir, buscan el máximo de la función de mérito) para una búsqueda de una dimensión para la potencia media de la corrección.

Suponer una longitud de onda de 0,55 micras para la luz, y un valor para la aberración esférica de $a_{12} = 0,097$ micras para una pupila de 4 mm. La función de mérito como una función de la potencia media y el diámetro de pupila están contorneados en la gráfica mostrada en la fig. 3.

Los contornos etiquetados en la fig. 3 no están espaciados uniformemente. Los niveles de contorno son elegidos para corresponder con los picos de valor de la función de mérito en diámetros de pupila seleccionados. Las gráficas mostradas en las figs. 4A-4D representan sección de la gráfica de contorno mostrada en la fig. 3 y representan la función de mérito como una función de la potencia media para diámetros de pupila fijos de 1,6 mm, 2,4 mm, 3,2 mm y 4,0 mm, respectivamente, donde 4,0 mm es el diámetro de pupila máximo para este ojo. Las ubicaciones de estos cortes horizontales también están indicadas en la fig. 3.

Convencionalmente, el algoritmo de búsqueda para la Rx para este ojo se determinaría utilizando información para un único tamaño de pupila grande, tal como 4,0 mm. Como resulta evidente a partir de la fig. 4D, la función de mérito para la pupila de 4,0 mm completa tiene tres picos de igual altura, separados por más de un cuarto de dioptría. Desafortunadamente, los algoritmos convencionales no ofrecen una manera racional de distinguir entre estos picos y tampoco ofrecen ningún guiado en cuanto a qué pico puede ser el pico verdadero (pico en el valor de potencia medio que proporciona la mejor visión), conduciendo a la selección de un máximo no óptimo en lugar de un máximo óptimo en algunos casos.

Sin embargo, en tamaños menores de pupila, por ejemplo, 1,6 mm y 2,4 mm, la función de mérito tiene un único máximo distinto como resulta evidente en las figs. 4A y 4B. Así, utilizando los métodos descritos anteriormente, uno puede identificar el pico correcto (y por lo tanto, la Rx) en el diámetro de pupila de 4,0 mm como sigue. La búsqueda de pupila variable comienza calculando la mejor Rx para una pupila muy pequeña (por ejemplo, de 0,5 mm). En límite cuando el diámetro de pupila se aproxima a cero no hay ambigüedad en la Rx correcta, aunque la corrección de segundo orden se determina completamente por la curvatura local del error de frente de onda. Para este ejemplo la curvatura central implica una potencia media de 0,65 dioptrías.

Una operación básica en el algoritmo se ha ilustrado en la fig. 5, que muestra la función de mérito como una función de la potencia media sobre el rango de potencias medias de desde 0,60 a 0,70 para un diámetro de pupila de 0,5 mm. El valor de potencia media de la Rx anterior determinada de forma única es 0,65. La función de mérito se evalúa en esa ubicación (es decir, para una potencia media de 0,65) y marcada con una X en la fig. 5. Una suposición para este algoritmo de búsqueda es que el pico "verdadero" en este nuevo diámetro está ubicado directamente "hacia arriba", en la dirección de incrementar la función de mérito, a partir de la Rx obtenida en el diámetro anterior, que sirve como la Rx "supuesta" inicial en el diámetro (mayor) actual. En este ejemplo, buscar la potencia media en la dirección de incrementar la función de mérito (es decir, "caminando la solución hacia arriba") ubica el pico a aproximadamente 0,64 dioptrías, marcado con una O en la fig. 5. Para este paso del diámetro de pupila más pequeño a un diámetro de pupila de 0,5 mm, la búsqueda sólo abarcó un rango de valores de potencia media de 0,01 dioptrías. La parte de la curva fuera de la región entre la X y la O no es muestreada por el algoritmo de búsqueda, y se ha mostrado en la fig. 5 sólo por claridad.

Después de repetir las operaciones descritas anteriormente un número de veces para aumentar progresivamente los diámetros de pupila fuera de un diámetro de pupila de 3,0 mm, se ha encontrado un pico con una potencia media de 0,28 dioptrías. Cuando el valor de los diámetros de pupila aumenta, el tamaño del paso al siguiente diámetro puede disminuir, ya que el área adicional del aumento en el diámetro de pupila aumenta como el cuadrado del diámetro de pupila. Disminuir el tamaño del paso asegura que el aumento en el área entre los pasos permanece constante.

Una gráfica de la función de mérito como una función de potencia media mostrada en la fig. 6 ilustra el paso del algoritmo de búsqueda entre los diámetros de pupila de 3,0 mm y 3,2 mm. Aquí, la escala se ha ampliado para mostrar potencias medias de $-0,25$ a $0,5$. En este caso la búsqueda se ejecuta desde la X a 0,28 dioptrías de la Rx a 3,0 mm a la O a 0,23 dioptrías, un rango de sólo 0,05 dioptrías. Se ha observado sin embargo, que en este diámetro sólo hay un único pico, por lo que un algoritmo convencional no debería tener ningún problema para localizar la solución correcta.

Las figs. 7A-7F muestran gráficas de la función de mérito como una función de potencia media para diámetros de pupila de 3,5 mm hasta el máximo de 4,0 mm en pasos de 0,1 mm. Para cada paso en un diámetro de pupila particular, el algoritmo sólo busca la potencia media dentro del rango limitado por X y O, donde X representa el valor de la función de mérito en la Rx a partir del diámetro de pupila anterior y O es el nuevo pico. Cuando el diámetro de pupila se aproxima al tamaño máximo de 4,0 mm, el algoritmo escoge naturalmente el pico central. El pico central es el pico que está mejor "conectado" a las series de Rx medidas en los mismos diámetros de pupila menores. El algoritmo no examina los valores de potencia media asociados con los otros dos picos, es decir, a $\sim -0,25$ dioptrías y $\sim 0,25$ dioptrías como resulta evidente en la fig. 7F.

En general, los dos componentes cilíndricos (cilindro y eje de cilindro) de la Rx no son necesariamente cero, y que el pico de la función de dispersión de puntos (u otra métrica) no es un pico central. Cuando no se puede suponer que los errores cilíndricos son cero, la búsqueda del máximo en la función de mérito se debería hacer en dimensiones adicionales. Por

ejemplo, para la métrica actual, la búsqueda debería hacerse en cinco dimensiones: potencia media, cilindro, eje de cilindro, la coordenada x del pico en la función de dispersión de puntos y la coordenada y del pico en la función de dispersión de puntos. Se podría utilizar cualquier número de algoritmos de búsqueda eficientes, por ejemplo, el método de pendiente más pronunciada (subida). El resultado neto para el caso general serían cuatro funciones de diámetro de pupila: la potencia media, dos componentes de cilindro, y la función de mérito. En la implementación ejemplar descrita anteriormente, sólo la potencia media y la función de mérito no son triviales. Las gráficas para ambos de estos parámetros, como una función de tamaño de pupila, se han mostrado en las figs. 8A y 8B.

La tarea final es determinar una Rx total mejor, única para este ojo. Una solución simple es utilizar la Rx para la abertura más grande. En este ejemplo, la corrección obtenida para un ojo con la abertura de diámetro de pupila de 4,0 mm sería 0,00 dioptrías, es decir, sin corrección.

Una ventaja de este algoritmo es la posibilidad de combinar el resultado del rango total de posibles tamaños de pupila para derivar una Rx. Por ejemplo, el método permite la determinación de una Rx que proporciona la mejor visión posible bajo condiciones de visión ideales, específicas para el usuario.

Como es evidente a partir de las gráficas mostradas en las figs. 8A y 8B, se obtienen los valores más altos de la función de mérito para las aberturas más pequeñas. La tendencia hacia tamaños de abertura menores es un resultado de utilizar una función de mérito que es una métrica "normalizada". Esta métrica normalizada mide el rendimiento del sistema en un diámetro de pupila particular que tiene sólo correcciones de segundo orden con relación al mejor rendimiento posible en ese diámetro de pupila particular. Por ejemplo, la métrica normalizada puede ser la relación de Strehl, que es proporcional a la relación del pico de la función de dispersión de puntos (con correcciones de segundo orden) al pico máximo posible cuando no hay aberración presente. Para aberturas asintóticamente pequeñas, se pueden eliminar todas las aberraciones utilizando sólo correcciones de segundo orden. Por otra parte, para aberturas mayores, se necesitan tener en cuenta términos de corrección de orden superior con el fin de conseguir un sistema libre de aberraciones. Como resultado, el valor de la métrica normalizada disminuye para diámetros mayores de pupila.

Para contrarrestar esta tendencia, la función de mérito en la gráfica anterior puede estar escalada para representar la intensidad de pico de enfoque teniendo en cuenta el área completa de la pupila. La escala simple de multiplicar la función con el cuadrado del diámetro de pupila (para normalizar el sistema con el cuadrado del tamaño máximo de pupila) se puede considerar una medida del rendimiento total de la combinación ojo lente.

La curva generada a partir de tal procedimiento se ha mostrado en la fig. 9. Esta curva tiene un pico de alrededor de 3,25 mm. La Rx en ese diámetro se puede leer de la gráfica anterior, y es aproximadamente de 0,22 dioptrías.

Como se ha tratado previamente, otro criterio posible para determinar la mejor Rx es encontrar la Rx que rinde mejor, en promedio, sobre el rango completo de diámetros de pupila. Con el fin de evaluar los resultados basándose en este criterio, el hecho de que los diámetros de pupila menores tengan mayores profundidades de enfoque; es decir, tener en cuenta la anchura de la gráfica de la función de mérito como una función de potencia media que se hace más estrecha para pupilas mayores. Una profundidad mayor de enfoque también significa que la función de mérito mantiene un valor alto sobre un rango mayor de potencia media, teniendo así una anchura más ancha. Un modelo simple que tiene en cuenta el efecto de profundidad de enfoque es ajustar la anchura de la curva de la función de mérito como siendo inversamente proporcional al cuadrado del diámetro de pupila. Además, el valor de la función de mérito escalada representa el área efectiva de la lente, como opuesta a la función de mérito escalada original que es una función de la intensidad normalizada de la imagen en el centro de la función de dispersión de puntos, como se ha descrito anteriormente. El resultado neto es que la anchura de la función de mérito escalada es casi inversamente proporcional al producto del pico de la función de mérito normalizada (inicial) y el cuadrado del diámetro de pupila.

La fig. 10 es una simulación de la gráfica de contorno mostrada en la fig. 3, construida totalmente a partir de las gráficas de potencia media y de función de mérito mostradas en las figs. 8A y 8B. La ecuación para la función de mérito de dos dimensiones simulada M mostrada en la fig. 10 es proporcionada por:

$$M(mp, d) = \exp(-(mp - mp_0(d))^2 / 2\sigma(d)^2),$$

dónde mp y d son los valores de potencia media y de diámetro, $mp_0(d)$ es la potencia media como una función de la curva de diámetro mostrada en las figs. 8A y 8B,

$\sigma(d) = 1,58 / (m(d)(d/4)^2)$, $m(d)$ es la función de mérito de pico como una función de diámetro mostrada en la fig. 8B, y 1,58 es un factor de escala determinado empíricamente. σ es un parámetro relacionado con la anchura de la función de mérito. La gráfica de contorno mostrada en la fig. 10 coincide con el cálculo completo original mostrado en la fig. 3 muy bien, excepto por la ausencia de los "lóbulos laterales" adicionales en diámetro grande de pupila.

El mismo razonamiento se puede aplicar para girar la información contenida en la fig. 10 en una medida absoluta de calidad de imagen, en lugar de una normalizada por diámetro, escalando la función de mérito simulada mostrada en la fig. 10 con el cuadrado del diámetro de pupila. El resultado se muestra a continuación en la fig. 11, contorneada en intervalos regulares.

Como una medida de la calidad de visión promedio sobre todos los diámetros de pupila, la función puede estar integrada sobre el diámetro de pupila. La curva resultante se ha mostrado en la fig. 12. Aquí, la curva tiene un pico a una potencia media de 0,25 dioptrías, que indica otra Rx “mejor” posible para el usuario, basándose en los datos recogidos a través de todos los diámetros de pupila.

5 Las variaciones a la implementación ejemplar descrita anteriormente pueden implicar utilizar otros tipos de función de mérito además de una intensidad normalizada de la imagen en el centro de la función de dispersión de puntos. Por ejemplo, se puede utilizar un recíproco de la anchura RMS de la función de dispersión de puntos o la curvatura del frente de onda como la función de mérito. El tamaño de pupila inicial también se puede determinar por separado, y puede no depender de una única determinación analítica como se ha mostrado en la implementación ejemplar. El tamaño del paso
10 entre diferentes diámetros de pupila también se puede seleccionar independientemente o ser definido por el usuario. La matriz de evaluación para determinar la Rx final también se puede seleccionar basándose en la naturaleza de la corrección – la Rx puede ser ponderada selectivamente para diámetros mayores de pupila para lentes de noche, o ponderada seleccionada para diámetro pequeño de pupila para lentes de luz del día. Además, la función de mérito se puede evaluar en diferentes puntos a lo largo de la trayectoria de la propagación de luz, en lugar de sólo en el plano de imagen del ojo (retina).
15

Con referencia a la fig. 13, un sistema 1300 utilizado para realizar una refracción en un paciente, establecer una Rx y fabricar lentes oftálmicas basándose en las Rx incluye un dispositivo de medición 1310, una unidad 1320 de procesamiento de datos, y una unidad de producción 1330. El dispositivo de medición 1310 se utiliza para determinar una aberración de frente de onda de un ojo (u ojos) para el paciente. En general, se puede utilizar una variedad de dispositivos de medición, tal como un sensor de frente de onda (por ejemplo, aberrómetro). Por ejemplo, se puede utilizar un sensor de frente de onda Shack-Hartmann. Los sensores de frente de onda están disponibles comercialmente en Abbott Medical Optics (Santa Ana, CA), Carl Zeiss Meditec (Dublin, CA), y Alcon (Fort Worth, TX), por ejemplo.
20

La unidad 1320 de procesamiento de datos está dispuesta para recibir información acerca de la aberración de frente de onda del ojo desde el dispositivo de medición 1310 y para procesar esta información para proporcionar utilizar los métodos descritos anteriormente a y emitir la Rx. Generalmente, se puede utilizar una variedad de diferentes unidades de procesamiento de datos. Tales unidades pueden incluir uno o más procesadores electrónicos en comunicación con un medio legible por ordenador que almacena instrucciones para llevar a cabo el algoritmo.
25

La unidad 1320 de procesamiento de datos puede ser un ordenador, o bien independiente o bien de red. En algunas realizaciones, la unidad 1320 de procesamiento de datos y el dispositivo de medición 1310 son parte del mismo sistema, y el procesador o procesadores electrónicos de la unidad de procesamiento de datos son utilizados tanto para analizar la información de frente de onda adquirida utilizando el dispositivo de medición para producir información acerca de las aberraciones del ojo, y para procesar esa información para proporcionar la Rx.
30

La Rx emitida por la unidad 1320 de procesamiento de datos se entrega a la unidad de producción 1330, que produce una lente oftálmica basándose en el diseño. La unidad de producción 1330 puede ser una unidad convencional (por ejemplo, una unidad de producción disponible comercialmente). En algunas realizaciones, el dispositivo de medición 1310, la unidad 1320 de procesamiento de datos, y la unidad de producción 1330 son todos parte de un único producto integrado que se puede instalar en una única ubicación (por ejemplo, una oficina o laboratorio profesional de oftalmología). En ciertas realizaciones, el dispositivo de medición 1310, la unidad 1320 de procesamiento de datos, y la unidad de producción 1330 son todos productos diferentes en comunicación entre sí a través de una red de comunicaciones (por ejemplo, internet).
35
40

En general, los métodos descritos en esta memoria pueden ser implementados en circuitos electrónicos digitales, o en un software, firmware, o hardware de ordenador, que incluyen estructuras descritas en esta memoria y sus equivalentes estructurales, o en combinaciones de uno o más de ellos. Las implementaciones de la materia de discusión descritas en esta memoria pueden ser implementadas como uno o más programas de ordenador, es decir, uno o más módulos de instrucciones de programa de ordenador, codificados en un medio de almacenamiento informático para su ejecución por, o para controlar el funcionamiento del, aparato de procesamiento de datos. Alternativa o adicionalmente, las instrucciones de programa puede ser codificadas en una señal propagada generada artificialmente, por ejemplo, una señal eléctrica, óptica, o electromagnética generada a máquina que es generada para codificar información para transmisión a un aparato receptor adecuado para su ejecución por un aparato de procesamiento de datos. Un medio de almacenamiento informático puede ser, o estar incluido en, un dispositivo de almacenamiento legible por ordenador, o una combinación de uno o más de ellos. Además, aunque un medio de almacenamiento informático no es una señal propagada, un medio de almacenamiento informático puede ser una fuente o destina de instrucciones de programa de ordenador codificadas en una señal propagada generada artificialmente. El medio de almacenamiento informático también puede ser, o estar incluido en, uno o más componentes o medios físicos separados (por ejemplo, múltiples CD, discos, u otros dispositivos de almacenamiento).
45
50
55

Otras realizaciones están en las reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Un método para determinar una prescripción oftálmica (Rx) para el ojo de un paciente, que comprende:
 obtener una medición de frente de onda del ojo del paciente;
 determinar una primera Rx para el ojo del paciente a partir de la medición de frente de onda;
- 5 determinar una o más Rx adicionales del ojo del paciente para uno o más tamaños de pupila adicionales diferentes del primer tamaño de pupila;
 determinar una Rx final basándose en la primera Rx y en las Rx adicionales; y
 emitir la Rx final,
 caracterizado por que,
- 10 la primera Rx que corresponde a un valor máximo de una función de mérito calculada a partir de la medición de frente de onda del ojo del paciente para un primer tamaño de la pupila del ojo del paciente;
 se determina cada Rx adicional para un tamaño correspondiente calculando un valor de la función de mérito para la Rx calculada previamente en el tamaño correspondiente y se busca una Rx en el tamaño correspondiente que proporciona un valor más grande de la función de mérito que la Rx calculada previamente en el tamaño correspondiente.
- 15 2. El método de la reivindicación 1, en donde cada Rx es calculada para la misma ubicación del ojo del paciente.
 3. El método de la reivindicación 2, en donde la ubicación es una ubicación central del ojo del paciente.
 4. El método de la reivindicación 1, en donde el primer tamaño es un tamaño menor que el uno o más tamaños adicionales.
- 20 5. El método de la reivindicación 1, en donde cada una de las una o más Rx está determinada para un tamaño de pupila que es mayor que el tamaño utilizado para calcular la Rx anterior.
 6. El método de la reivindicación 1, que comprende además pedir una lente de gafas o lente de contacto para el paciente basándose en la Rx final.
 7. El método de la reivindicación 1, que comprende además hacer una lente de gafas o lente de contacto para el paciente basándose en la Rx final.
- 25 8. El método de la reivindicación 1, en el que calcula las Rx comprende tener en cuenta uno o más aspectos fisiológicos del ojo del paciente.
 9. El método de la reivindicación 8, en donde uno de los aspectos fisiológicos es el efecto Stiles-Crawford.
 10. El método de la reivindicación 8, en donde uno de los aspectos fisiológicos es tener en cuenta una orientación de eje preferencial.
- 30 11. El método de la reivindicación 10, en donde la orientación de eje preferencial es 0 grados o 90 grados.
 12. El método de la reivindicación 10, en donde tener en cuenta la orientación de eje preferencial comprende ponderar la orientación más fuertemente que otras orientaciones en el algoritmo de búsqueda.
 13. El método de la reivindicación 1, en donde la medición de frente de onda comprende información acerca de las aberraciones de frente de onda del ojo.
- 35 14. El método de la reivindicación 1, en donde la medición de frente de onda para los ojos del paciente es medida para una pupila que tiene un tamaño relativamente grande en comparación con el primer tamaño.
 15. El método de la reivindicación 1, en donde obtener la medición de frente de onda comprende obtener una medición de frente de onda para una pupila que tiene un tamaño relativamente grande en comparación con el primer tamaño, y modificar la medición de frente de onda para que corresponda con la pupila de menor tamaño.
- 40 16. El método de la reivindicación 1, en donde obtener la medición de frente de onda comprende obtener una pluralidad de mediciones del frente de onda del ojo correspondiendo cada una a un tamaño de pupila diferente.
 17. El método de la reivindicación 1, en donde la Rx final es la Rx que corresponde al tamaño de pupila más grande.
 18. El método de la reivindicación 1, en donde la Rx final comprende calcular una Rx basándose en la primera Rx y en

las Rx adicionales.

19. El método de la reivindicación 17, en donde al menos alguna de la primera Rx y las Rx adicionales son ponderadas de manera diferente en el cálculo de la Rx final.

5 20. El método de la reivindicación 18, en donde las Rx son ponderadas basándose en la utilización anticipada de la Rx por el paciente.

21. El método de la reivindicación 1, en donde la función de mérito corresponde a una métrica relacionada con una cáustica de un rayo de luz que pasa a través de una óptica correctiva y el ojo.

22. Un medio de almacenamiento legible por ordenador no transitorio codificado con instrucciones ejecutables que comprende:

10 instrucciones operables en un procesador para determinar una primera prescripción oftálmica (Rx) para el ojo de un paciente a partir de una medición de frente de onda del ojo del paciente, correspondiendo la primera Rx a un valor máximo de una función de mérito calculada a partir de la medición de frente de onda para el ojo del paciente para un primer tamaño de la pupila del ojo del paciente;

15 instrucciones operables en un procesador para determinar una o más Rx adicionales para el ojo del paciente para uno o más tamaños de pupila adicionales diferentes del primer tamaño de pupila, por la Rx en el tamaño proporcionado;

instrucciones operables en un procesador para determinar una Rx final basándose en la primera Rx y en las Rx adicionales; e

20 instrucciones operables en un procesador para emitir la Rx final, caracterizado por que,

la primera Rx que corresponde a un valor máximo de una función de mérito calculada a partir de la medición de frente de onda para el ojo del paciente para un primer tamaño de la pupila del ojo del paciente;

25 cada Rx adicional es determinada para un tamaño correspondiente calculando un valor de la función de mérito para la Rx calculada previamente en el tamaño correspondiente y buscando una Rx en el tamaño correspondiente que proporcionar un valor mayor de la función de mérito que la Rx calculada previamente en el tamaño correspondiente.

23. Un sistema para determinar una prescripción (Rx) para el ojo de un paciente, comprendiendo el sistema:

un procesador, y

el medio de almacenamiento legible por ordenador no transitorio codificado con instrucciones ejecutables de la reivindicación 22,

30 en donde durante el funcionamiento el procesador ejecuta instrucciones almacenadas en el medio legible por ordenador y el sistema emite la Rx final.

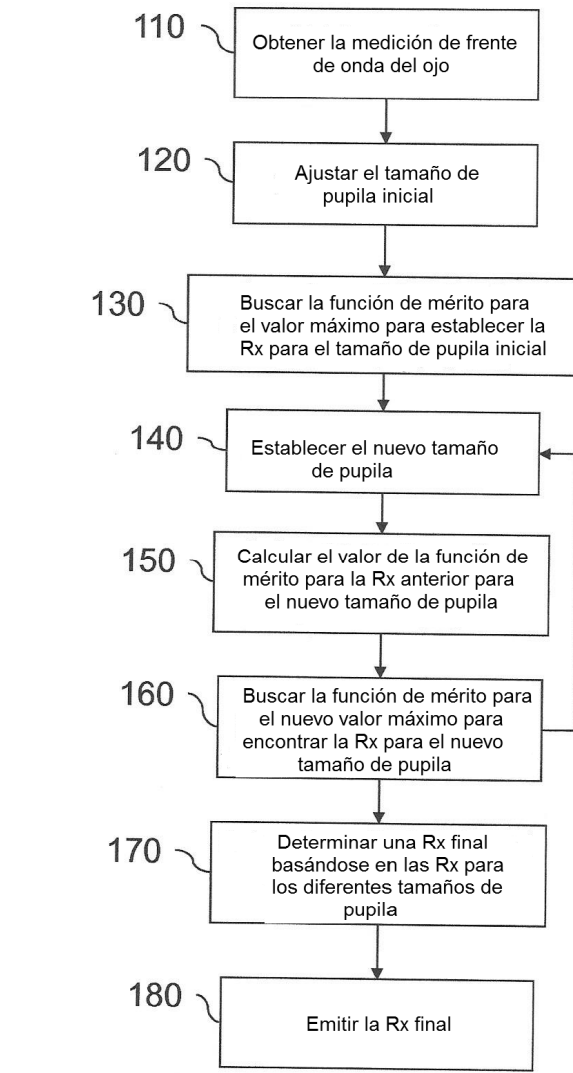


FIG. 1

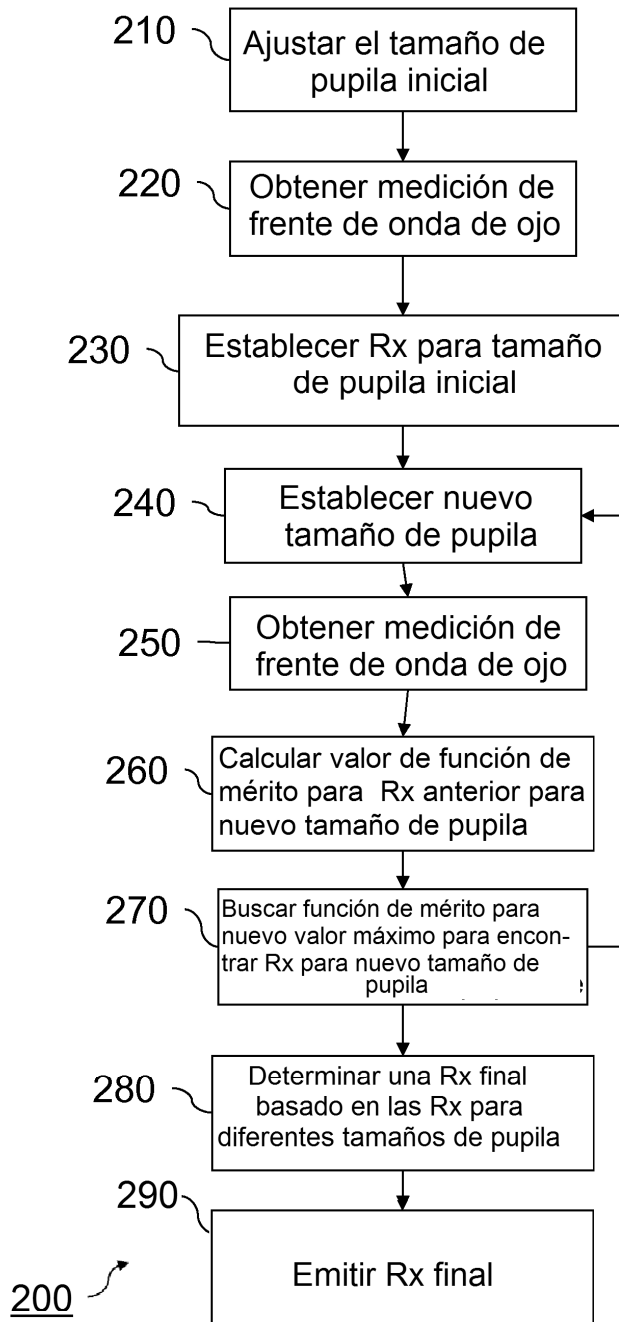


FIG. 2

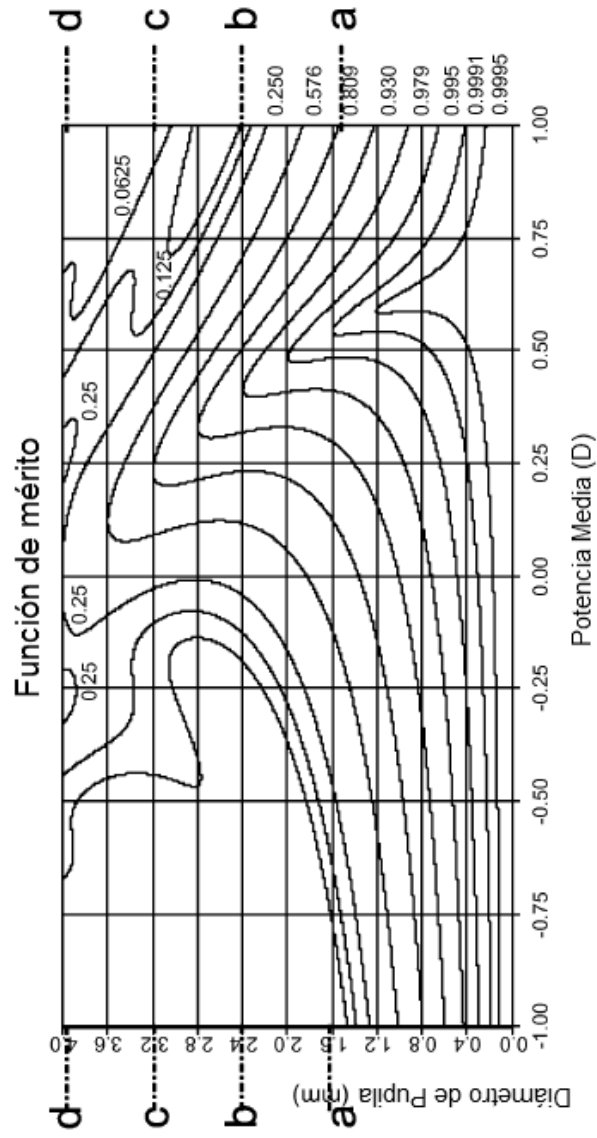


FIG. 3

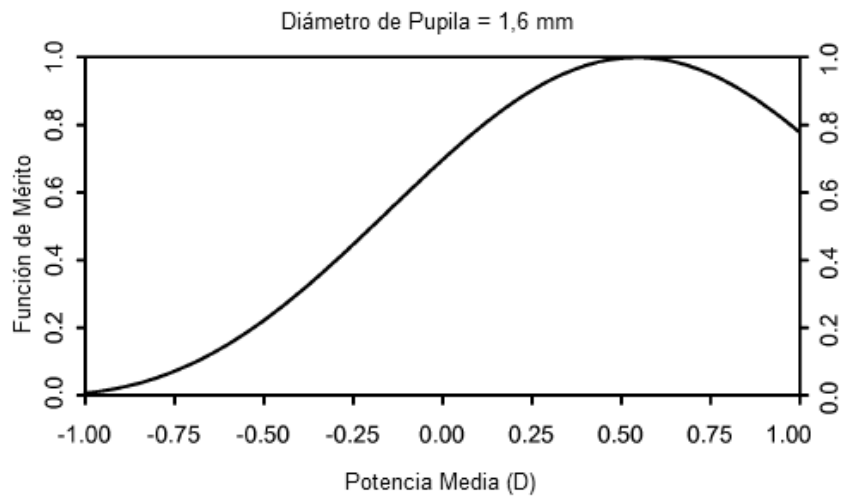


FIG. 4A

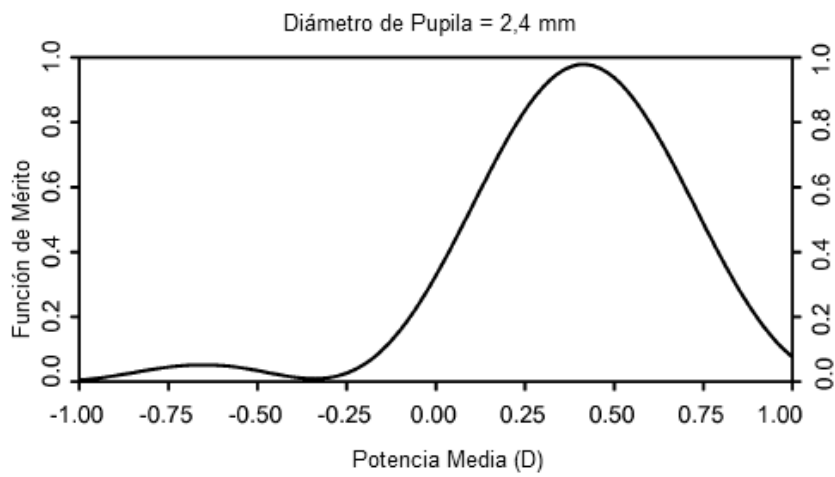


FIG. 4B

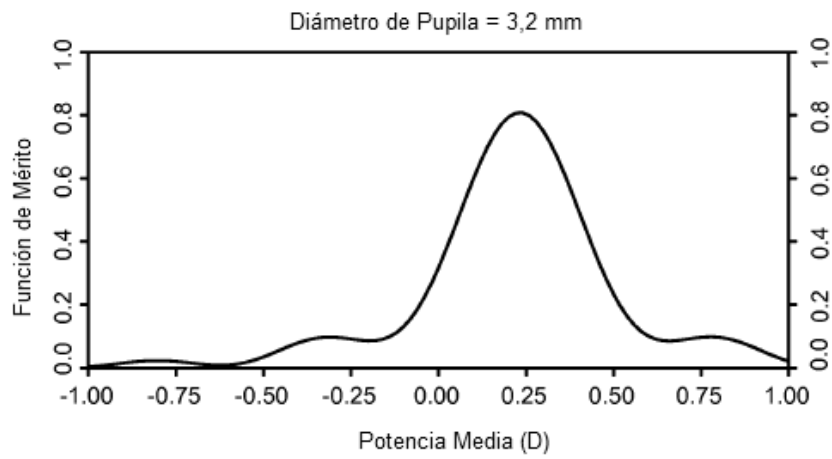


FIG. 4C

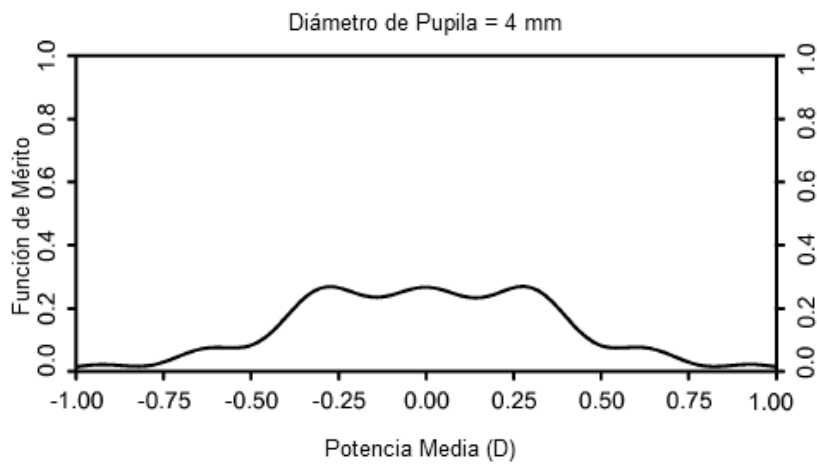


FIG. 4D

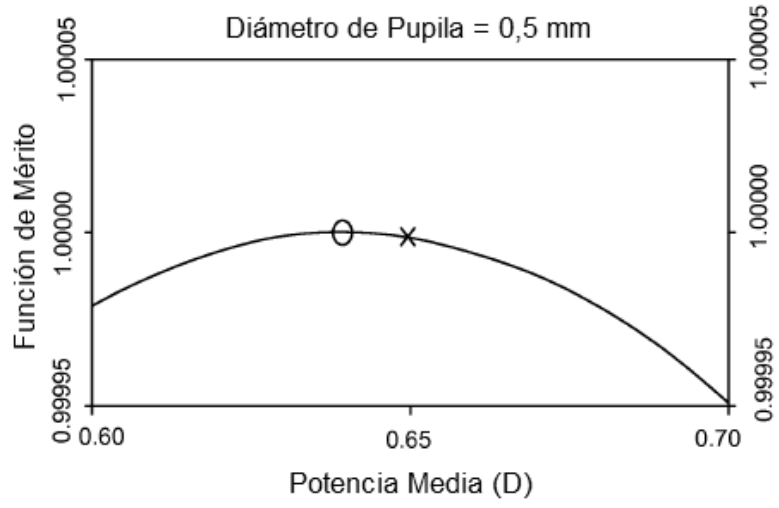


FIG. 5

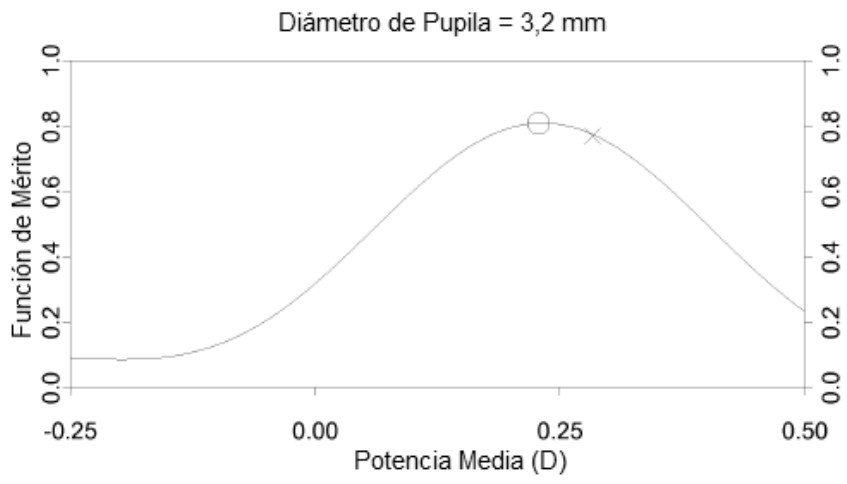


FIG. 6

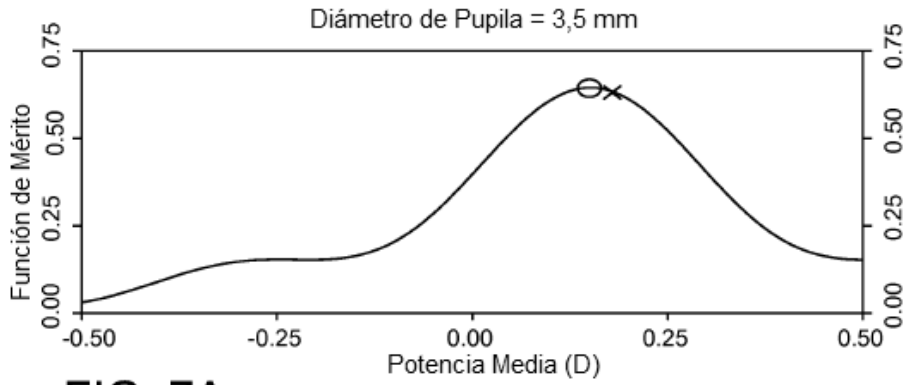


FIG. 7A

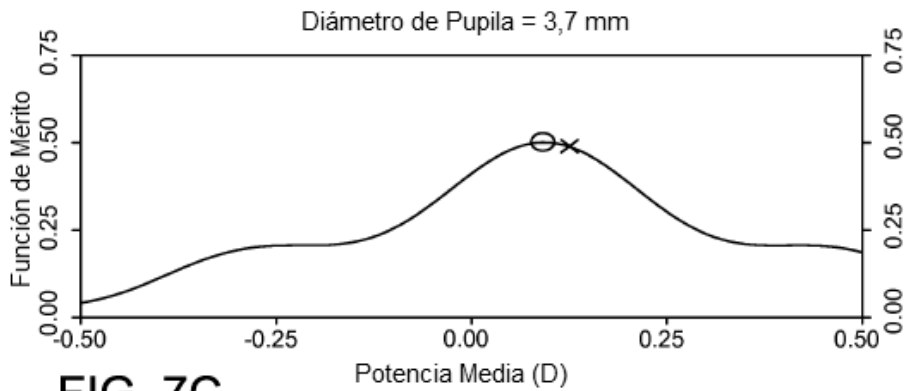


FIG. 7C

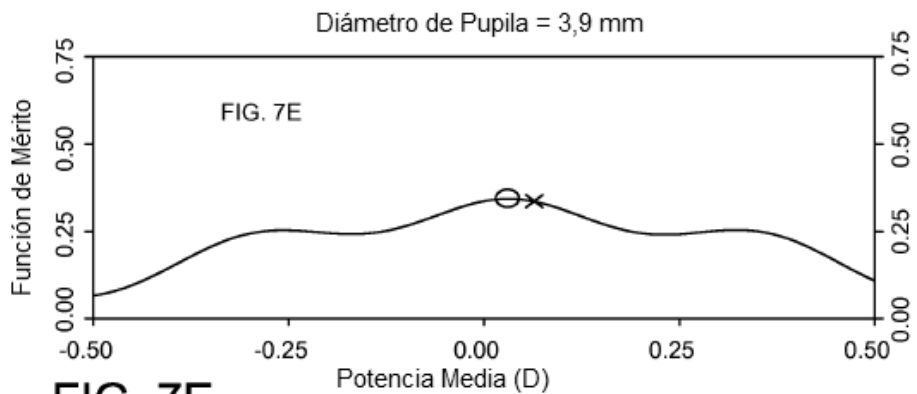


FIG. 7E

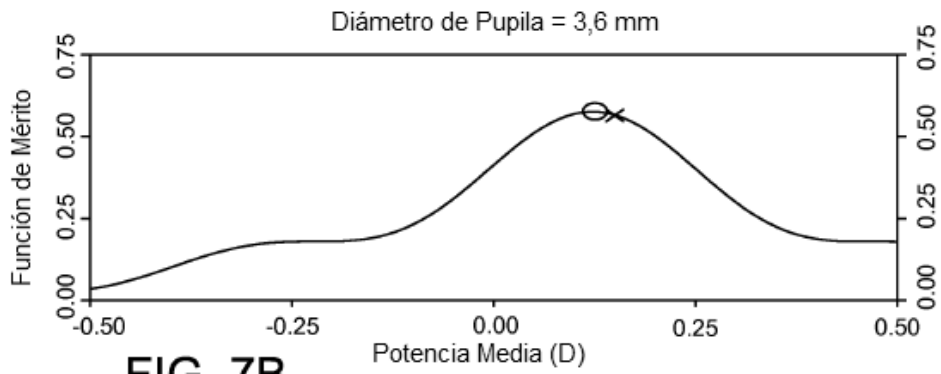


FIG. 7B

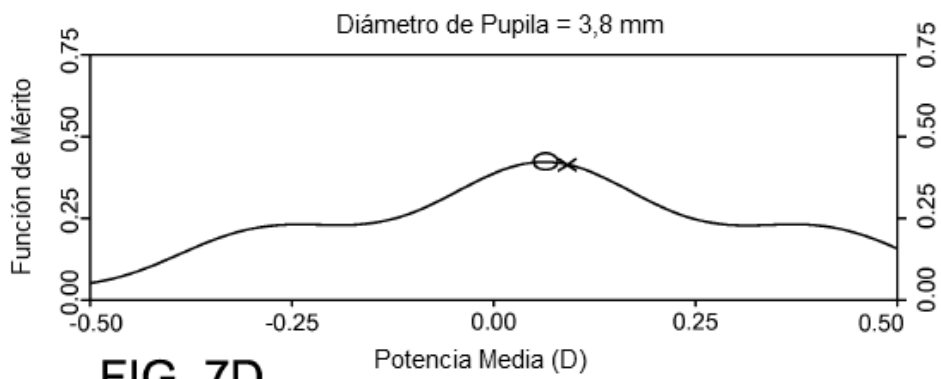


FIG. 7D

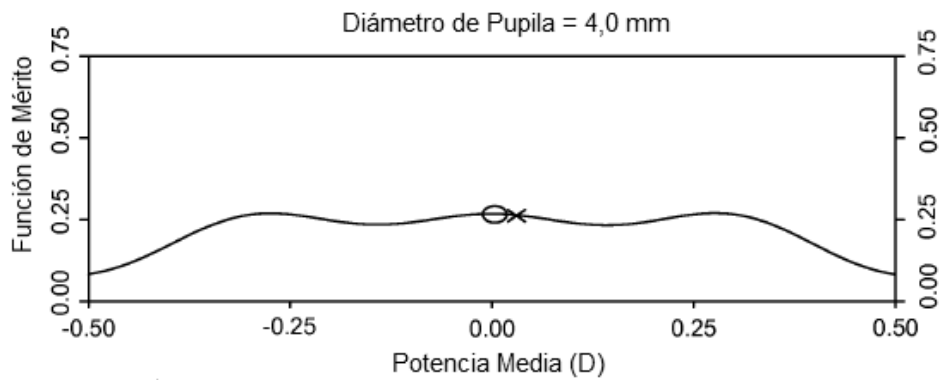


FIG. 7F

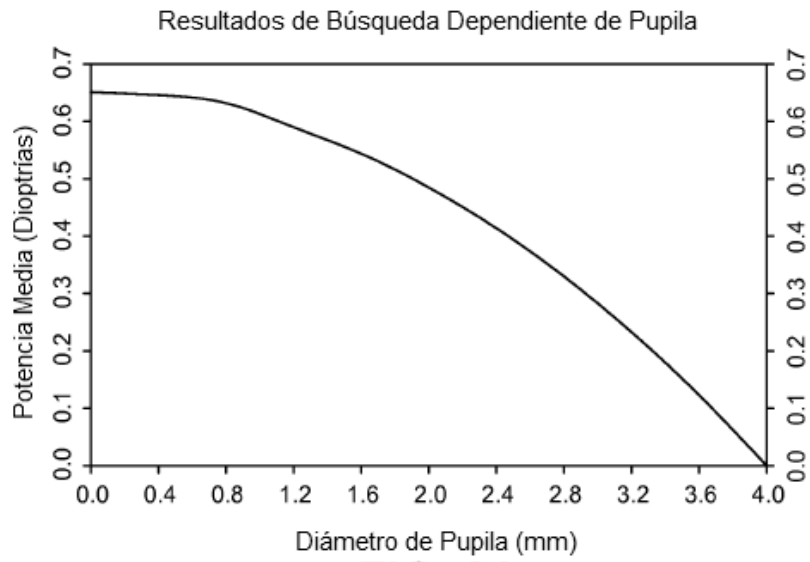


FIG. 8A

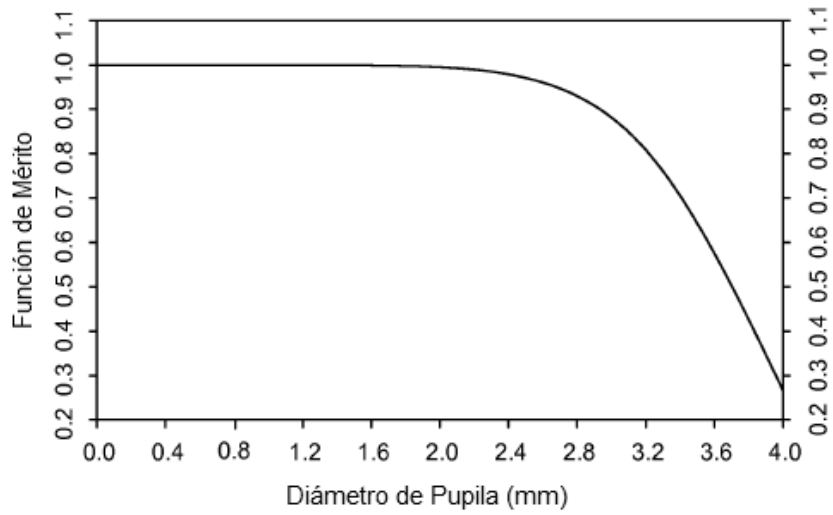


FIG. 8B

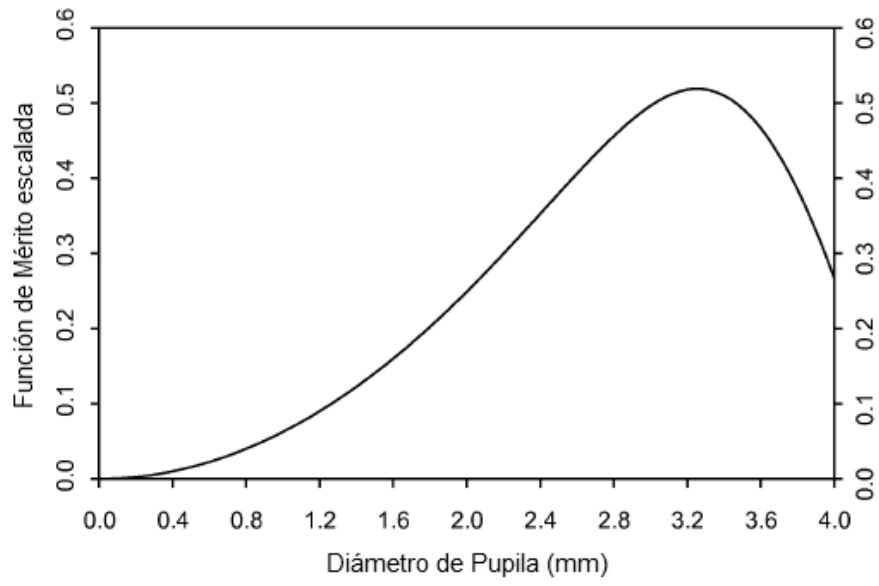


FIG. 9

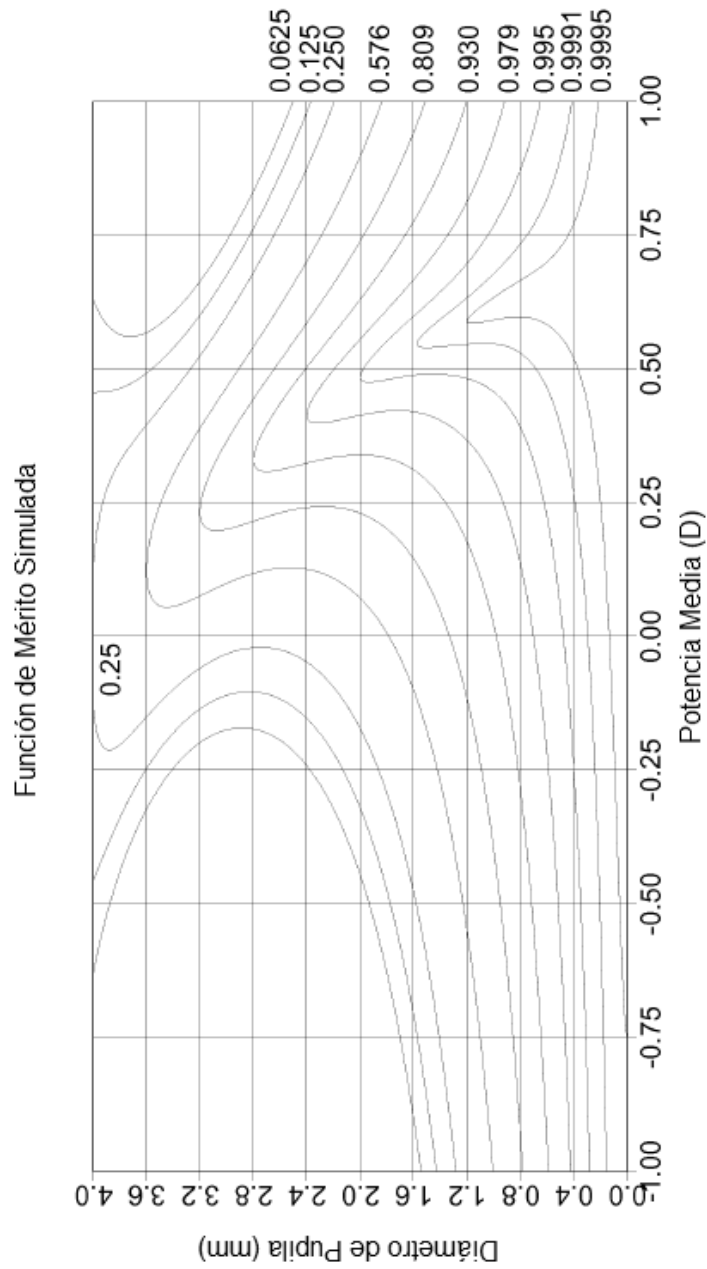


FIG. 10

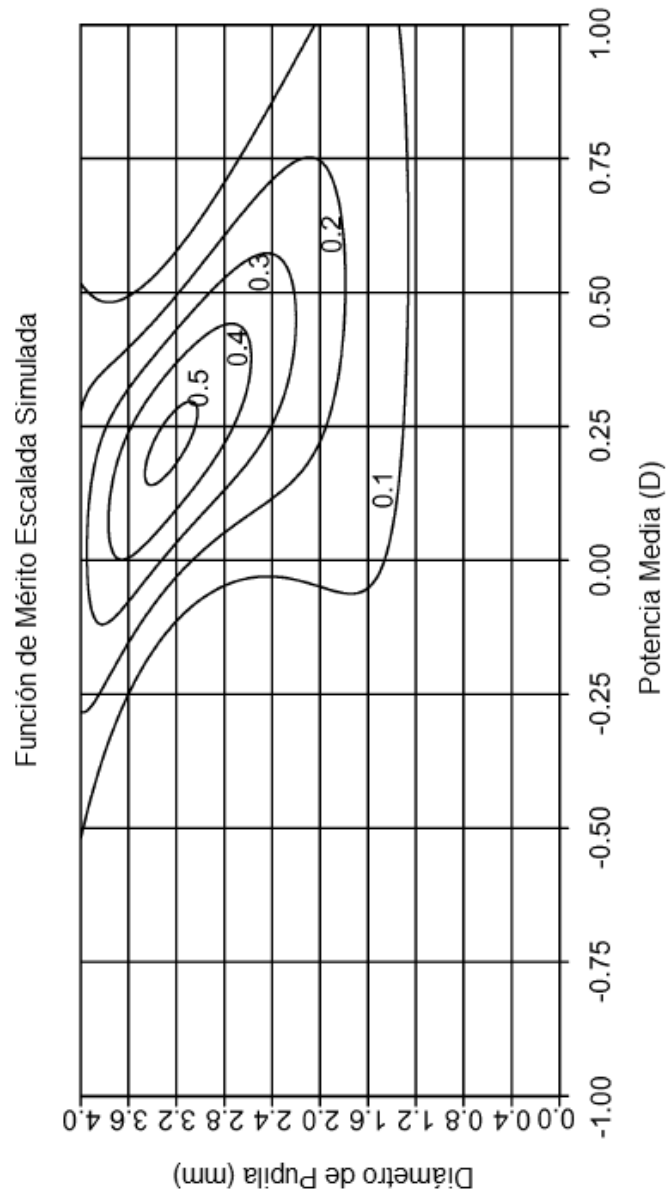


FIG. 11

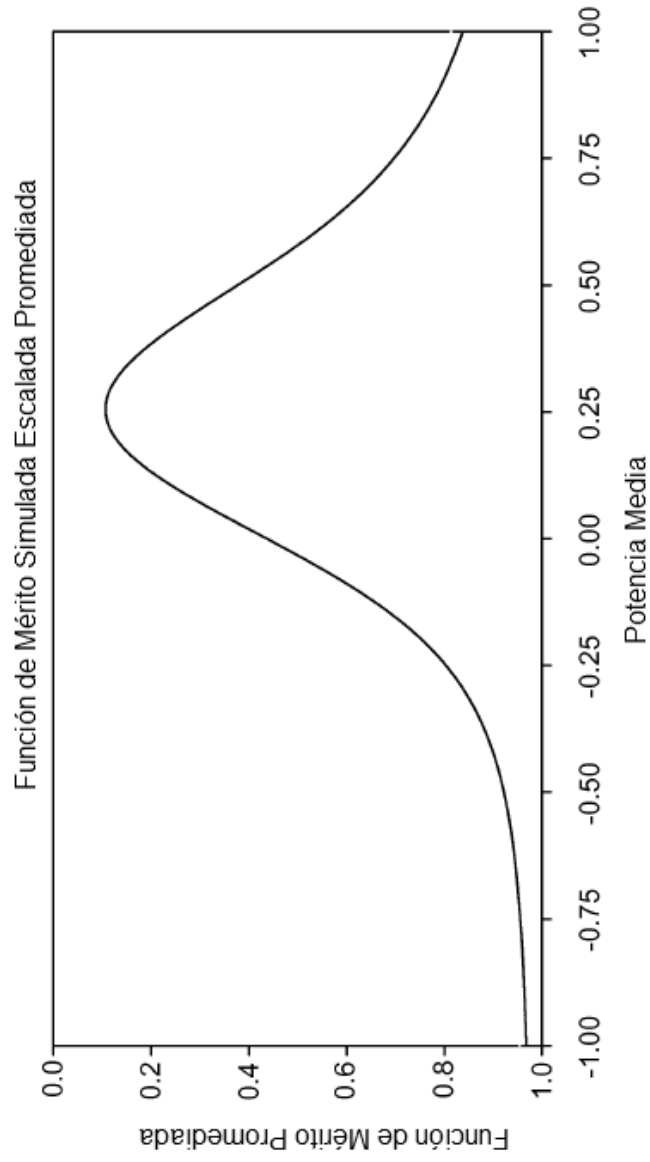


FIG. 12

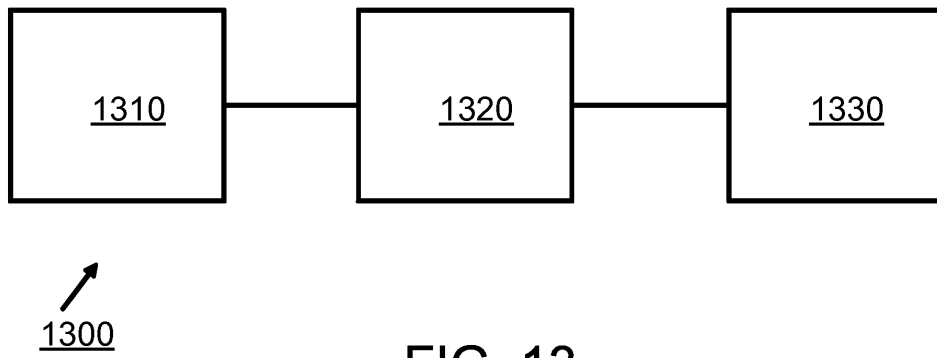


FIG. 13