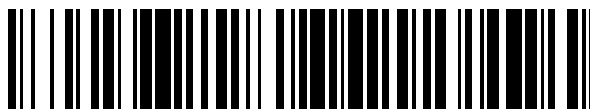


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 774 906**

51 Int. Cl.:

A61B 3/028 (2006.01)
A61B 3/09 (2006.01)
A61B 3/103 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/06 (2006.01)
A61B 5/107 (2006.01)
A61B 5/11 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **08.04.2016** **E 16164472 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.12.2019** **EP 3228237**

54 Título: **Dispositivo y método para medir distancias**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
23.07.2020

73 Titular/es:

VIVIOR AG (100.0%)
Technoparkstrasse 1
8005 Zürich, CH

72 Inventor/es:

ZAKHAROV, PAVEL y
MROCHEN, MICHAEL

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 774 906 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**Dispositivo y método para medir distancias**

La presente invención está dirigida a un sistema de medición de distancias y a un método para medir distancias de visión entre un sujeto, por ejemplo un usuario, y uno o más objetos en la dirección de visión del sujeto. El dispositivo y el método permiten determinar una distribución estadística de las distancias de visión medidas.

En oftalmología, es importante caracterizar y comprender los requisitos de visión del paciente para personalizar una terapia con el fin de lograr el mejor resultado clínico y la satisfacción del paciente.

Este es, por ejemplo, el caso en la cirugía de cataratas, cuando una lente cristalina natural es reemplazada por una lente intraocular artificial (IOL). Debido a las limitaciones de la tecnología actual, una IOL carece de la capacidad de adaptarse a diferentes distancias. Por lo tanto, la lente artificial monofocal implantada se ajusta a una distancia de visión específica definida por una diana refractiva. Como resultado, el ojo del paciente se fija a una distancia de visión específica y el paciente tiene que usar medios de corrección de refracción (tales como gafas) para ver con nitidez en otras distancias. Alternativamente, un cirujano puede sugerir una solución refractiva premio que puede ser una IOL multifocal y asférica o una cirugía de cataratas en combinación con una cirugía refractiva corneal, que le permite al paciente mantener un rendimiento visual aceptable en un conjunto de distancias de visión. La solución refractiva y las dianas refractivas que se derivan de las necesidades de distancia de visión del paciente se eligen antes de la cirugía durante una entrevista con el cirujano según las preferencias del paciente. El paciente consulta al cirujano y explica sus requisitos en función de sus hábitos personales, ocupación, estilo de vida y preferencias. Por lo tanto, la decisión se basa en la percepción subjetiva del paciente acerca de sus hábitos y requisitos, que pueden reflejar necesidades de visión mal percibidas. La elección consecutiva de una corrección refractiva para una lente artificial puede descuidar las necesidades diarias de adaptación requeridas.

Para la cirugía de corrección refractiva con láser, cuando se tiene en cuenta la presbicia del paciente (por ejemplo, en el tratamiento de la presbicia), la cirugía debe ajustarse con el fin de optimizar el rendimiento visual para las distancias de visión específicas. Las distancias de visión fuera del intervalo optimizado estarían comprometidas. Por lo tanto, durante la planificación de la cirugía, un profesional médico debe ser capaz de comprender los requisitos visuales del paciente para poder ajustar mejor el intervalo de visión optimizada a un paciente específico. Cualquier tratamiento o intervención oftálmico que tenga que tener en cuenta el rendimiento de adaptación limitado del ojo, independientemente de si es inducido por esta intervención o por otros factores, se beneficiaría de la caracterización objetiva de los hábitos y requisitos visuales del paciente.

Dado que el paciente está sujeto a su propia percepción subjetiva, existe la necesidad de una técnica que respalde una decisión más objetiva para la selección de una lente artificial. El documento WO-A-2014/179 857 describe un sistema de medición de distancias adaptado para ser montado en unas gafas, una montura de gafas y/o adaptado para ser unido a la cabeza de un sujeto comprendiendo un sensor de medición de distancias adaptado y dispuesto para medir distancias de visión entre los ojos de un sujeto y uno o más objetos, una unidad de memoria y una unidad de procesamiento.

Según un primer aspecto de la presente invención, se describe un sistema de medición de distancias de visión según la reivindicación 1, que comprende un sensor de medición de distancias, una unidad de memoria y una unidad de procesamiento. El sensor de medición de distancias está adaptado y dispuesto para medir distancias de visión entre los ojos de un sujeto, por ejemplo los ojos de un usuario, y uno o más objetos. Las distancias de visión pueden medirse entre los ojos del sujeto y el uno o más objetos en la dirección de visión del sensor de medición de distancias. La unidad de memoria está adaptada para almacenar las distancias de visión medidas en un conjunto de distancias de visión medidas. La unidad de procesamiento está adaptada para determinar una distribución estadística de las distancias de visión medidas a partir del conjunto de distancias de visión medidas.

La unidad de memoria puede ser una unidad de almacenamiento, dispuesta en el sistema de medición de distancias, por ejemplo en un dispositivo de medición de distancias del sistema de medición de distancias, en un dispositivo móvil conectado, u ordenador personal portátil o de escritorio. La unidad de memoria también puede ser, o formar parte, de un almacenamiento en la nube. Es decir, la unidad de memoria puede ser parte del mismo dispositivo que el sensor de medición de distancias, por ejemplo parte del dispositivo de medición de distancias, o puede ser parte de un dispositivo diferente del sensor de medición de distancias. De manera similar, la unidad de procesamiento puede ser parte del mismo dispositivo que el sensor de medición de distancias y/o la unidad de memoria, por ejemplo puede ser parte del dispositivo de medición de distancias, o puede ser parte de un dispositivo diferente del sensor de medición de distancias y/o la unidad de memoria.

Se pueden realizar actividades y reconocimiento de contexto en función de la distribución estadística derivada de un historial de mediciones de un sujeto en particular o de múltiples sujetos. Por ejemplo, una actividad puede tener una firma similar en las señales de diversos sujetos y, por lo tanto, se puede entrenar un algoritmo para reconocer automáticamente la actividad.

La dirección de visión del sensor de medición de distancias puede entenderse como la sensibilidad del sensor de medición de distancias o la dirección de visión común o normal del sujeto. En tal dirección de visión común o normal,

la cabeza del sujeto se puede girar en la dirección del uno o más objetos y la dirección de visión del sensor de medición de distancias se puede orientar hacia la dirección de visión del sujeto. El sujeto puede entenderse como la persona que usa un dispositivo que incluye el sensor de medición de distancias, por ejemplo que usa el dispositivo de medición de distancias, por ejemplo un paciente. El usuario puede ser entendido como la persona que evalúa la distribución estadística, por ejemplo un profesional médico tal como un médico.

El sensor de medición de distancias puede ser un sensor óptico, acústico o electromagnético, por ejemplo, un LÁSER, SONAR, LIDAR o RADAR. El sensor de medición de distancias puede ser un sensor óptico de tiempo de vuelo. Además, el sensor de medición de distancias puede ser un sensor de formación de imágenes. El sistema de medición de distancias puede contener dos o más sensores de medición de distancias que pueden obtener distancias de múltiples objetos al mismo tiempo. Por ejemplo, los dos sensores de medición de distancias pueden ubicarse en el lado izquierdo y derecho de la cabeza marco, gafas o montura de gafas del sujeto. El sensor de medición de distancias también puede ser un sensor de formación de imágenes, por ejemplo una cámara, capaz de adquirir o derivar escenas tridimensionales, por ejemplo un sensor de imagen estéreo en un sistema de doble cámara, un sensor de tiempo de vuelo o un sensor de formación de imágenes con una iluminación estructurada.

La distribución estadística puede indicar unas distancias de visión promedias y/o globales vistas por el sujeto, por ejemplo un paciente, durante un cierto período de tiempo. El cierto período de tiempo puede ser una o más horas o uno o más días. La distribución estadística puede tener forma de histograma donde se pueden ponderar las distancias de visión. Por ejemplo, las distancias de visión se pueden ponderar en función de la frecuencia de su incidencia. La distribución estadística puede tener forma de un histograma donde las distancias de visión se pueden ponderar en función de los comentarios del sujeto. Los períodos importantes pueden elevarse. Los períodos sin importancia pueden reducirse. El sujeto puede resaltar o elevar un período de tiempo significativo o importante, o reducir un período de tiempo insignificante o sin importancia.

La distribución estadística puede estratificarse según las actividades y el contexto del sujeto y presentarse por separado para cada actividad y contexto. Las estadísticas conscientes del contexto también pueden incluir el tiempo dedicado a actividades y contexto específicos. Si los datos se utilizan para la planificación de una cirugía de cataratas, la distribución estadística permite que un profesional médico elija de manera más objetiva la potencia de refracción correcta de una lente artificial que se ha de implantar en el ojo del paciente. Las estadísticas conscientes del contexto pueden permitir al profesional médico elegir una solución refractiva basada en la importancia de un contexto específico para el paciente.

En otras palabras, la distribución estadística forma una base más objetiva de toma de decisiones para el profesional médico.

El sistema de medición de distancias puede comprender además una unidad de monitorización ocular. La unidad de monitorización ocular está adaptada y dispuesta para detectar la dirección ocular del sujeto con respecto a la dirección de visión del sensor de medición de distancias. La unidad de procesamiento se puede adaptar adicionalmente para ponderar, seleccionar o descartar estadísticamente las distancias de visión medidas a partir del conjunto de distancias de visión medidas en función de la dirección ocular del sujeto con respecto a la dirección de visión del sensor de medición de distancias. Las mediciones de monitorización ocular se pueden almacenar para un análisis retrospectivo adicional. Las distancias de visión medidas descartadas pueden pasarse por alto al determinar la distribución estadística y, por lo tanto, no se toman en consideración para determinar la distribución estadística de las distancias de visión medidas. Las distancias de visión medidas seleccionadas pueden ser las distancias de visión más valiosas para un tiempo de adquisición específico o las únicas distancias de visión medidas que se han de medir durante la actividad favorita de un sujeto. Estas distancias de visión medidas seleccionadas pueden ser las únicas distancias de visión medidas tomadas en consideración para su almacenamiento en el conjunto de distancias de visión medidas y las únicas distancias de visión medidas tomadas en consideración para la distribución estadística. En un ejemplo específico, la dirección ocular del sujeto puede considerarse sustancialmente diferente a la dirección de visión del sensor de medición de distancias si la dirección ocular del sujeto no es paralela a la dirección de visión del sensor de medición de distancias. La dirección ocular del sujeto puede definirse como la dirección de uno de los ojos del sujeto, pero puede definirse como la dirección de ambos ojos del sujeto.

La ponderación, la selección o el descarte estadísticos de las distancias de visión medidas cuando la dirección ocular del sujeto es sustancialmente diferente a la dirección de visión del sensor de medición de distancias tiene la ventaja de indicar mejor dónde es más probable que tengan lugar las distancias de visión del sujeto (aquí las del paciente). Por ejemplo, las distancias de visión que solo se producen una serie de veces por debajo de un umbral predeterminado no se toman en consideración, o al menos se toman en menor consideración, al determinar la distribución estadística.

El sensor de medición de distancias puede ser una matriz de sensores o un sensor de formación de imágenes adaptado para adquirir distancias de múltiples objetos al mismo tiempo. La unidad de procesamiento puede ponderar, seleccionar o descartar estadísticamente las distancias de visión medidas a partir del conjunto de distancias de visión medidas simultáneamente adquiridas de múltiples objetos en función de la dirección ocular del sujeto con respecto a la dirección de visión del sensor de medición de distancias.

En una o más realizaciones, la unidad de monitorización ocular puede comprender cualquier funcionalidad de seguimiento ocular. El seguimiento ocular se entiende normalmente como el proceso de medir el punto de mirada (hacia donde uno mira) o el movimiento de un ojo con respecto a la cabeza. Normalmente, un rastreador ocular es, por lo tanto, un dispositivo para medir las posiciones y el movimiento oculares.

5 La unidad de monitorización ocular se puede adaptar y disponer además para detectar los parpadeos del sujeto, el movimiento ocular del sujeto, el tamaño de la pupila del ojo del sujeto y/o la adaptación del cristalino. Los parpadeos, el movimiento ocular, el tamaño y las variaciones de la pupila del sujeto indican si el sujeto está prestando o no atención al objeto visualizado. Las variaciones de la pupila del sujeto bajo condiciones de iluminación estables y la dirección ocular del sujeto pueden servir como un signo indirecto de esfuerzos de adaptación e indican la importancia del objeto o escena para el sujeto. El tamaño de la pupila, mientras se visualiza un objeto o escena, también se puede tener en cuenta como un factor de ponderación para los requisitos visuales. Las pupilas constreñidas aumentan la profundidad de campo y, por lo tanto, aumentan la tolerancia visual de un error refractivo, que se puede tener en cuenta en el análisis de datos de la distribución estadística.

10 La medición directa del esfuerzo de adaptación de la lente en la dirección de visión estable sirve como una indicación de la importancia de la escena del objeto visto y, por lo tanto, también puede tenerse en cuenta.

Además, la unidad de monitorización ocular se puede adaptar y disponer para detectar reflejos luminosos desde una superficie óptica del ojo del sujeto. Esta luz puede provenir de una fuente externa (ambiente) o de una fuente de luz montada en el dispositivo que lleva la unidad de monitorización ocular, por ejemplo el dispositivo de medición de distancias. El reflejo de una superficie frontal corneal, así como de la superficie de una lente, permite determinar con mayor precisión los movimientos oculares. Al mismo tiempo, los reflejos de la superficie de la lente se pueden usar para medir los cambios adaptativos de la lente. La unidad de monitorización ocular también puede determinar el tiempo de parpadeo y apertura y/o cierre para que la unidad de procesamiento derive el estado mental, la vigilia y la somnolencia del sujeto.

20 Uno o más, por ejemplo todos, los factores mencionados anteriormente se pueden tener en cuenta para determinar la distribución estadística. A este respecto, la unidad de procesamiento se puede adaptar adicionalmente para ponderar o descartar las distancias de visión medidas en función de los parpadeos del sujeto, el movimiento ocular del sujeto, el tamaño y/o la variación de la pupila del sujeto. Por ejemplo, la unidad de procesamiento se puede adaptar para ponderar, con un factor de ponderación menor que uno, o para descartar las distancias de visión medidas que se han medido mientras/cuando el número de parpadeos del ojo del sujeto es mayor que un umbral predeterminado o, por ejemplo, cuando el sujeto está durmiendo. Alternativa o adicionalmente, la unidad de procesamiento se puede adaptar para ponderar, con un factor de ponderación menor que uno, o para descartar las distancias de visión medidas que se han medido mientras/cuando el movimiento del ojo del sujeto es mayor que un umbral predeterminado. Además, las variaciones de la pupila del sujeto bajo condiciones de luz estables como indicación de esfuerzo adaptativo se pueden tener en cuenta en las estadísticas. De esta manera, la atención que el sujeto presta al objeto/escena específicos se puede tener en cuenta al determinar la distribución estadística.

En un caso, las mediciones de la distancia de visión se pueden descartar cuando los ojos del sujeto están cerrados, por ejemplo durante un parpadeo o durante el sueño.

La ponderación de las distancias de visión medidas comprende priorizar o despriorizar las distancias de visión medidas ponderando las distancias de visión medidas con valores menores que uno, por ejemplo igual o cercanos a cero, para la despriorización, y valores superiores a uno para la priorización.

El sistema de medición de distancias además comprende un sensor de movimiento. El sensor de movimiento puede ser, por ejemplo, un acelerómetro, un giroscopio, un magnetómetro, un podómetro y/o un dispositivo de geoposicionamiento, o una combinación de los mismos. El sensor de movimiento se puede adaptar y disponer para medir los movimientos del cuerpo del sujeto, por ejemplo, la cabeza del sujeto. La unidad de procesamiento puede adaptarse además para ponderar, seleccionar o descartar estadísticamente las distancias de visión medidas a partir del conjunto de distancias de visión medidas en función de los movimientos medidos.

El sistema de medición de distancias puede comprender además un sensor de luz ambiental. El sensor de luz ambiental puede adaptarse y disponerse para medir la luz ambiental, la intensidad de la luz y/o el contenido espectral en la dirección de visión del sensor de medición de distancias. La unidad de procesamiento se puede adaptar además para ponderar, seleccionar o descartar estadísticamente las distancias de visión medidas a partir del conjunto de distancias de visión medidas en función de la luz ambiental, la intensidad de la luz y/o el contenido espectral medidos.

El sensor de luz ambiental puede medir además la intensidad de la luz, los componentes espectrales específicos y/o el tono de la luz integrados totales.

El sistema de medición de distancias puede comprender además un sensor de proximidad. El sensor de proximidad se puede utilizar para detectar si el dispositivo, incluido el sensor de medición de distancias, por ejemplo el dispositivo de medición de distancias, se usa sobre el cuerpo y puede controlar este dispositivo en consecuencia, por ejemplo comenzar automáticamente la medición, cuando este dispositivo se coloca sobre o en el cuerpo.

El sistema de medición de distancias puede comprender además un sensor de temperatura y/o humedad. El sensor de temperatura y/o humedad se puede utilizar para identificar un entorno al que el sujeto está expuesto diariamente, la atención del sujeto y las actividades que realiza regularmente. El entorno también puede denominarse contexto o información de contexto.

- 5 El sistema de medición de distancias puede comprender además una interfaz de usuario. La interfaz de usuario se puede adaptar para recibir una entrada de usuario. La unidad de procesamiento se puede adaptar además para ponderar, seleccionar o descartar las distancias de visión medidas a partir del conjunto de distancias de visión medidas en función de la entrada de usuario. La interfaz de usuario puede ser, por ejemplo, una pantalla táctil, un botón, un disparador, un sensor de proximidad, un micrófono y/o un detector de golpecitos. La entrada de usuario
- 10 puede ser además una sacudida de la cabeza, un parpadeo, un guiño, un movimiento ocular, un gesto con la mano y/o un comando de voz, en donde la interfaz del usuario puede comprender o reemplazarse por o configurarse como el sensor de movimiento o la unidad de monitorización ocular.

- La interfaz de usuario puede adaptarse además para generar una señal de retroalimentación para el sujeto. Esta señal de retroalimentación puede basarse en la distancia medida y puede tener forma de un indicador acústico, visual o táctil. Por ejemplo, la interfaz de usuario puede generar una alarma para el sujeto mediante una vibración del sistema de medición de distancias o un teléfono celular conectado cuando el sujeto está leyendo un libro demasiado cerca en condiciones de iluminación inadecuadas.
- 15

La entrada de usuario brinda la ventaja de recibir retroalimentación del paciente y evaluar una actividad que considera importante o sin importancia durante el día.

- 20 Además, el sistema de medición de distancias puede comprender un modo de medición intermitente (disparado) para ser utilizado por el sujeto. La entrada de usuario se puede utilizar para iniciar la medición de las distancias de visión mediante el sistema de medición de distancias si se utiliza el modo de medición intermitente (disparado). Por ejemplo, el sistema de medición de distancias solo puede realizar mediciones cuando el sujeto inicia las mediciones (mediciones puntuales).

- 25 El sistema de medición de distancias está además adaptado para montarse en unas gafas, una montura de gafas y/o adaptarse para unirse a la cabeza del sujeto. El sistema de medición de distancias se puede integrar en o disponer en unas gafas y/o una montura de gafas, respectivamente. Además, el sistema de medición de distancias se puede unir a la cabeza del sujeto con correas, a un casco, a unos auriculares, a unos audífonos o unos auriculares. El sistema de medición de distancias se puede configurar como, o unirse a, un dispositivo portátil.

- 30 La unidad de procesamiento puede adaptarse además para calcular uno o más requisitos de refracción a partir de las distancias de visión. El primero se puede expresar en dioptrías (D) y es el recíproco del último, que se expresa en metros.

- La unidad de procesamiento puede adaptarse además para calcular una refracción diana aplicando un método estadístico a la distribución estadística de las distancias de visión medidas. Las distancias de visión medidas pueden indicar las necesidades de refracción requeridas. El método estadístico puede ser, o incluir, una media, una varianza, una desviación estándar, una mediana o un máximo, lo que permite que un cirujano seleccione una corrección refractiva de mejor ajuste general para una lente artificial.
- 35

- El sistema de medición de distancias según el primer aspecto se puede usar antes de la cirugía de cataratas del sujeto. El sujeto puede usar el sistema de medición de distancias para recopilar información y extraer una distribución estadística determinada por la unidad de procesamiento. La distribución estadística determinada considera las necesidades del sujeto y proporciona información para una selección y ajuste de un tipo de lente artificial y parámetros para su implantación en el ojo del sujeto.
- 40

- Una implementación de ejemplo del sistema de medición de distancias puede ser que el sujeto, en este caso un paciente con cataratas, sea dotado del dispositivo por el usuario, en este caso un cirujano de cataratas o un miembro de apoyo de un equipo médico, que puede inicializar el dispositivo para el paciente. El paciente puede usar el dispositivo durante un tiempo requerido, que puede ser de varios días. El uso del dispositivo puede ser reconocido por un sensor de proximidad y/o por un sensor de movimiento que detecta movimiento. El sensor de medición de distancias puede realizar mediciones continuas cuando el paciente usa un dispositivo de medición de distancias del sistema de medición de distancias y puede almacenar distancias de visión en la unidad de memoria interna o externa. En la próxima visita, el paciente devuelve el dispositivo al usuario, quien puede descargar los datos de la unidad de memoria para permitir el procesamiento por parte de la unidad de procesamiento. La distribución estadística se puede utilizar entonces para encontrar la solución refractiva individual óptima. En otra implementación de ejemplo, el paciente puede realizar mediciones disparadas bajo condiciones específicas o actividades específicas.
- 45
- 50

- Según un segundo aspecto de la presente invención, el sistema de medición de distancias según el primer aspecto puede usarse para la selección y personalización de una solución refractiva en cirugía de cataratas. Los datos recopilados y determinados por el sistema de medición de distancias según el primer aspecto, por ejemplo presentados como estadísticas de las necesidades de refracción se pueden utilizar para seleccionar la lente óptima
- 55

o la combinación de lentes (solución refractiva) en función de las propiedades ópticas de las lentes disponibles en la base de datos. La solución refractiva puede consistir en dos lentes (monofocales o multifocales) de un solo tipo implantadas en ambos ojos que se ajusta a las estadísticas de las necesidades de refracción, o dos lentes con dos perfiles ópticos diferentes que al implantarse en los ojos crean una solución de visión mediante fusión binocular (monovisión).

Con el mismo método, se puede hacer la personalización ajustando los perfiles ópticos de lentes artificiales o fabricando lentes artificiales con los perfiles ópticos requeridos.

Según un tercer aspecto de la presente invención, se proporciona un método de medición de distancias según la reivindicación 8. El método comprende los pasos de medir distancias de visión, mediante un sensor de medición de distancias de un sistema de medición de distancias, entre los ojos de un sujeto, por ejemplo los ojos de un usuario y uno o más objetos. Las distancias de visión pueden medirse entre los ojos del sujeto y el uno o más objetos en la dirección de visión del sensor de medición de distancias. El método además comprende almacenar, mediante una unidad de memoria del sistema de medición de distancias, las distancias de visión medidas en un conjunto de distancias de visión medidas. El método además comprende determinar, mediante una unidad de procesamiento del sistema de medición de distancias, una distribución estadística de las distancias de visión medidas a partir del conjunto de distancias de visión medidas.

El método puede comprender además detectar, mediante una unidad de monitorización ocular, la dirección ocular del sujeto con respecto a la dirección de visión del sensor de medición de distancias, y el método puede comprender además ponderar, seleccionar o descartar estadísticamente, por la unidad de procesamiento, las distancias de visión medidas a partir del conjunto de distancias de visión medidas en función de la dirección ocular del sujeto con respecto a la dirección de visión del sensor de medición de distancias.

El método además comprende medir, mediante un sensor de movimiento, los movimientos del cuerpo del sujeto, por ejemplo, la cabeza del sujeto. El método puede comprender además ponderar, seleccionar o descartar estadísticamente, por la unidad de procesamiento, las distancias de visión medidas a partir del conjunto de distancias de visión medidas en función de los movimientos medidos.

El método puede comprender además medir, mediante un sensor de luz ambiental del sistema de medición de distancias, luz ambiental, intensidad de la luz y/o contenido espectral en la dirección de visión del sensor de medición de distancias. El método puede comprender además ponderar, seleccionar o descartar estadísticamente, por la unidad de procesamiento, las distancias de visión medidas a partir del conjunto de distancias de visión medidas en función de luz ambiental, intensidad de la luz y/o contenido espectral medidos.

El método puede comprender además recibir, por una interfaz de usuario del sistema de medición de distancias, una entrada de usuario. El método puede comprender además ponderar, seleccionar o descartar, por la unidad de procesamiento, las distancias de visión medidas a partir del conjunto de distancias de visión medidas en función de la entrada de usuario.

El método puede comprender además calcular, por la unidad de procesamiento, una refracción diana aplicando un método estadístico a la distribución estadística de las distancias de visión medidas.

El método o partes del método pueden implementarse mediante un programa de ordenador. El programa de ordenador puede comprender porciones de código de programa para hacer que se realicen los pasos de cualquiera de los aspectos del método descritos en la presente memoria, cuando el programa de ordenador se ejecuta en un sistema de ordenador o en uno o más dispositivos informáticos, por ejemplo un aparato, como el sistema de medición de distancias. El programa de ordenador puede almacenarse en un medio de grabación legible por ordenador o puede descargarse como una señal.

El método según el tercer aspecto se puede realizar antes o después de la cirugía de cataratas. Alternativamente, el método puede realizarse antes, durante o después del ajuste las lentes de contacto o gafas.

En general, los pasos de cualquiera de los aspectos del método descritos en la presente memoria pueden realizarse igualmente en uno o más componentes, dispositivos o unidades adecuados, por ejemplo en componentes adecuados del sistema de medición de distancias. Asimismo, cualquiera de los detalles descritos con respecto al sistema de medición de distancias puede realizarse como un método y/o como un programa informático que ejecuta el método.

A continuación, la presente invención se describirá adicionalmente con referencia a realizaciones de ejemplo ilustradas en las figuras, en las cuales:

La figura 1 ilustra esquemáticamente una realización del sistema de medición de distancias según la presente invención;

La figura 2 ilustra esquemáticamente una realización de un método de medición de distancias según la presente invención;

La figura 3 ilustra esquemáticamente incidencias en función de la distancia y la refracción correspondiente, respectivamente;

La figura 4 ilustra esquemáticamente un diagrama de mapeo de distancia bidimensional y la distribución de intensidad de la luz ambiental subyacente; las dimensiones en el mapeo están en centímetros, unos semicírculos indican los límites de la zona de visión cercana (<50 cm), la zona intermedia (entre 50 y 100 cm) y la zona lejana (por encima de 100 cm);

La figura 5 ilustra esquemáticamente unos diagramas bidimensionales con respecto a las preferencias de visión de un sujeto;

La figura 6 ilustra esquemáticamente una distribución de una intensidad de la luz ambiental;

La figura 7 ilustra esquemáticamente el uso de la realización del sistema de medición de distancias de la figura 1 dispuesto en unas gafas;

La figura 8 ilustra esquemáticamente un historial de tiempo de distribución de requisitos de refracción y luz ambiental;

La figura 9 ilustra esquemáticamente ejemplos de distribuciones estadísticas de requisitos de refracción calculados por la realización del sistema de medición de distancias para diferentes actividades;

La figura 10 ilustra esquemáticamente distribuciones de los requisitos de refracción e intensidades medias de luz asociadas con requisitos específicos;

La figura 11 ilustra esquemáticamente posibles soluciones para la realización de una distribución óptima de requisitos de refracción; y

La figura 12 ilustra esquemáticamente un mecanismo de priorización de distancias de visión priorizadas.

En la siguiente descripción, para fines de explicación y no de limitación, se exponen detalles específicos, tales como detalles y pasos de procesamiento, con el fin de proporcionar una comprensión completa de la presente invención. Será evidente para un experto en la materia que la presente invención se puede practicar en otras realizaciones que se apartan de estos detalles específicos.

Los expertos en la materia apreciarán además que las funciones que se explican a continuación en la presente memoria pueden implementarse utilizando circuitos de hardware individuales, utilizando software que funcione junto con uno o más procesadores, por ejemplo un microprocesador programado o un ordenador de propósito general, usando un Circuito Integrado de Aplicación Específica (ASIC) y/o usando uno o más Procesadores de Señal Digital (DSP). También se apreciará que cuando la presente revelación se describe como un método, también puede realizarse como una disposición de procesador de ordenador y una disposición de memoria acoplada con una disposición de procesador, en la que la disposición de memoria está codificada o almacena uno o más programas o código correspondiente para hacer que la disposición de procesador ejecute o controle los métodos descritos en la presente memoria cuando son ejecutados por la disposición de procesador.

La figura 1 ilustra esquemáticamente el sistema de medición de distancias 1 según una realización de la presente invención. El sistema de medición de distancias 1 comprende un sensor de medición de distancias 5, una unidad de memoria 7 y una unidad de procesamiento 10. Opcionalmente, el sistema de medición de distancias 1 comprende una unidad de monitor ocular 15, un sensor de movimiento 20, un sensor de luz ambiental y/o una interfaz de usuario 30. Las diferentes unidades 5, 7, 10, 15, 20, 25 del sistema de medición de distancias 1 pueden realizarse en un mismo dispositivo 1 como se ilustra en la figura 1, o pueden distribuirse en dos o más dispositivos separados para formar el sistema de medición de distancias 1. Se describirán ahora más detalles del sistema de medición de distancias 1 con respecto a la figura 2.

La figura 2 ilustra esquemáticamente una realización del método de la presente invención que puede implementarse mediante el sistema de medición de distancias de la figura 1. En primer lugar, el sensor de medición de distancias 5 mide una o más distancias de visión en el paso S10. Estas distancias son distancias entre un sujeto y uno o más objetos en la dirección de visión del sujeto. En segundo lugar, en el paso S7, la unidad de memoria 7 almacena las distancias de visión medidas en un conjunto de distancias de visión medidas. En tercer lugar, en el paso S11, la unidad de procesamiento 10 determina una distribución estadística de las distancias de visión medidas a partir del conjunto de distancias de visión medidas.

A continuación, se describirán algunos pasos mostrados en la figura 2. Estos pasos opcionales conducen generalmente a una mejora, por ejemplo una evaluación más precisa. Por ejemplo, la unidad de monitorización ocular 15 detecta, en el paso opcional S15, la dirección ocular del sujeto con respecto a la dirección del sensor de medición de distancias, por ejemplo dirección de visión. En el paso opcional S16, la unidad de procesamiento 10 pondera, selecciona o descarta estadísticamente las distancias de visión medidas a partir del conjunto de distancias de visión medidas en función de la dirección ocular del sujeto con respecto a la dirección del sensor de medición de

distancias, por ejemplo la dirección de visión. En lugar de descartar las distancias de visión medidas, la unidad de procesamiento 10 puede seleccionar distancias de visión específicas consideradas como valiosas o seleccionar distancias de visión preferidas por el sujeto, o ponderar las distancias de visión medidas con un factor de ponderación menor o mayor que uno. En el paso S20, un sensor de movimiento 20 mide S20 movimientos del cuerpo del sujeto. En el presente ejemplo, el sensor de movimiento 20 comprende un acelerómetro y un giroscopio, pero puede comprender además diferentes sensores como, por ejemplo, un magnetómetro, un altímetro, un podómetro o un dispositivo de geoposicionamiento. En el paso opcional S21, la unidad de procesamiento 10 pondera, selecciona o descarta estadísticamente las distancias de visión medidas a partir del conjunto de distancias de visión medidas en función de los movimientos medidos. Si la cabeza de un sujeto apunta al menos de manera constante a un objeto medido, se mide la distancia al objeto y se pondera por un factor de uno o más de uno. Si la atención del sujeto está distraída, por ejemplo cuando la cabeza de un sujeto se mueve al menos de manera sustancialmente constante alrededor de un objeto, la distancia medida se pondera por un factor menor que 1 o se descarta y, por lo tanto, no se considera en la distribución estadística general.

Un sensor de luz ambiental 25, que también puede extenderse usando un sensor de color adicional, mide la luz ambiental y/o la intensidad de la luz y/o el contenido espectral en la dirección de visión del sujeto en el paso opcional S25. La unidad de procesamiento 10 pondera, selecciona o descarta estadísticamente las distancias de visión medidas a partir del conjunto de distancias de visión medidas en función de la luz ambiental, la intensidad de la luz y/o el contenido espectral medidos en el paso opcional S26. La luz ambiental afecta la adaptación del ojo del sujeto y a la profundidad de enfoque. Bajo una iluminación brillante, cuando la pupila del sujeto está contraída y la profundidad de enfoque del sujeto aumenta significativamente, las distancias de visión medidas se despriorizan y se ponderan con valores menores que uno. Cuando se considera una luz tenue, por ejemplo, cuando el sujeto lee un libro y las pupilas del sujeto están dilatadas, lo que corresponde a la luz ambiental asociada con la iluminación tenue, las distancias de visión medidas se priorizan y se ponderan con valores mayores que uno.

En el paso opcional S30, una interfaz de usuario 30 recibe una entrada de usuario. En el paso opcional S31, la unidad de procesamiento 10 pondera, selecciona o descarta las distancias de visión medidas a partir del conjunto de distancias de visión medidas en función de la entrada de usuario. El sujeto puede usar un golpecito sobre el sistema de medición de distancias 1, en dispositivos unidos o en gafas que comprenden el sistema de medición de distancias 1, para ponderar, seleccionar o descartar las distancias de visión medidas. La entrada del sujeto puede ser además gestos de la cabeza, como asentir o sacudir, detectados por el sensor de movimiento de cabeza, movimiento del sujeto o del ojo, detectado por el dispositivo de monitorización ocular. Por ejemplo, un sujeto podría descartar distancias de visión medidas al mirar a un lado del objeto que se ha de medir, lo que lleva directamente a resultados de medición descartados, debido al dispositivo de monitorización ocular tan ajustado. Otro ejemplo podría ser un sujeto que coloca sus manos frente al sensor con un gesto de agitar la mano o mantener su mano frente al sistema de medición de distancias 1 durante unos segundos para descartar o ponderar distancias de visión medidas.

Uno o más, por ejemplo todos los pasos de ponderación o descarte mencionados anteriormente pueden realizarse independientemente unos de otros o juntos en un paso de procesamiento común.

Finalmente, la unidad de procesamiento 10 calcula, en el paso opcional S35, una refracción diana aplicando un método estadístico a la distribución estadística de las distancias de visión medidas a partir del conjunto de distancias de visión medidas. La refracción diana, respectivamente las correcciones de refracción para una lente artificial, se deriva de los diagramas de diana de refracción descritos como diagrama de requisitos de refracción en la figura 8 a continuación. Estos diagramas se correlacionan directamente con los resultados de medición de incidencias de distancia a partir de un diagrama de incidencia de distancia que se describe a continuación a manera de ejemplo en relación con la figura 3.

La figura 3 muestra un diagrama de incidencia de distancia en función de la distancia en centímetros (cm). El diagrama de la figura 3 sirve de ejemplo para las incidencias de distancia que puede obtener el sistema de medición de distancias 1 de la figura 1 con los pasos del método de la figura 2. El diagrama de incidencia muestra la probabilidad de incidencias de distancia en distancias específicas en función de mediciones reales. Al convertir la distancia en refracción, se pueden obtener las estadísticas de refracción. Al analizar las estadísticas de refracción (distribución) en la figura 3, el cirujano puede derivar la refracción diana o la profundidad de enfoque requerida a partir del diagrama de requisitos de refracción para uno o ambos ojos. En consecuencia, el cirujano puede obtener una IOL estadísticamente más adecuada como, por ejemplo, caracterizada por una curva específica de enfoque directo (agudeza visual o calidad óptica en función de la distancia de visión o adición de refracción) para un paciente, que usó o estuvo usando el sistema de medición de distancias 1 durante un cierto período de tiempo. La cierta cantidad de tiempo puede ser de varias horas o incluso varios días y se muestra que son 30,9 horas en el escenario ilustrado de la figura 3. Las 30,9 horas suponen 1.114.000 muestras de distancias para un paciente. Esta duración puede considerarse como un tiempo medio de ejemplo para el uso/utilización de tal dispositivo por un paciente.

La figura 4 ilustra mapas bidimensionales de distribuciones del intervalo de visión de una persona que usa el sistema de medición de distancias 1 de la figura 1. Los mapas bidimensionales comprenden una distancia de visión vertical y una distancia de visión horizontal. Los diagramas indican distancias horizontales de 0 a 600 cm en dirección horizontal y de 0 a 300 cm en dirección vertical. Las mediciones subyacentes se muestran en la gráfica inferior, que

ilustra las incidencias de intensidades de luz ambiental específicas. Los colores más oscuros en la gráfica superior indican una tasa de incidencia más alta. Se muestra un cuerpo y una cabeza del sujeto escalado a las dimensiones de las dos gráficas superiores. Las zonas resaltadas (óvalos discontinuos) en las gráficas se muestran comenzando desde la izquierda: un área de ordenador portátil y una pantalla de televisión. El diagrama ampliado en el lado derecho ilustra los resultados adicionales del paciente y sus actividades preferidas durante un día de oficina. Como se puede ver a partir de ahí, la mayoría de las incidencias tuvieron lugar dentro de un corto intervalo de distancias de visión y, por lo tanto, en visión de cerca, por ejemplo, cuando el paciente estaba usando su ordenador portátil o similar. En el ejemplo específico de la figura 4, el 41% de las incidencias tuvieron lugar en visión de cerca. Acontecieron menos incidencias en un intervalo intermedio (visión intermedia), por ejemplo, cuando el paciente tuvo conversaciones con otras personas, y las incidencias menores tuvieron lugar en un intervalo lejano (visión lejana), por ejemplo, cuando el paciente miraba por la ventana al frente.

El siguiente diagrama de incidencia ilustra esquemáticamente las incidencias de luz ambiental específica durante las actividades de usar un ordenador portátil y ver la televisión. El mapa de distancia y el diagrama de incidencias forman la base de los resultados ilustrados que se muestran en las figuras 11 y 12.

La figura 5 ilustra esquemáticamente otra distribución de distancia bidimensional cuando el paciente llevaba el sistema de medición de distancias 1 de la figura 1 en su casa. El diagrama de la izquierda ilustra distancias en dirección horizontal de 0 a 600 cm y de 0 a 300 cm en dirección vertical. El diagrama de la derecha ilustra un diagrama ampliado con actividades preferidas del paciente que se muestran con óvalos discontinuos. Las áreas de izquierda a derecha corresponden al trabajo de escritorio, la lectura y la pantalla del ordenador, respectivamente. La probabilidad de realizar tareas a menudo se resalta en un color negro más oscuro, en el que el color claro indica las tareas realizadas con menos frecuencia.

La figura 6 ilustra esquemáticamente las incidencias de distancia a lo largo de la luz ambiental obtenida por el sistema de medición de distancias 1 con el sensor de luz ambiental opcional 25 según la figura 1. La información sobre la luz ambiental puede considerarse para ponderar las incidencias de distancia. Condiciones de iluminación, por ejemplo la luz ambiental y/o las intensidades de luz que ocurren durante las diferentes actividades, en diferentes momentos del día, pueden influir en el tamaño de la pupila y, por lo tanto, modificar los requisitos de visión. Además, la información sobre la luz ambiental puede usarse para ponderar o descartar distancias de visión medidas con el fin de obtener un análisis más profundo de la distribución estadística de las distancias de visión medidas. Las actividades del sujeto reflejan exposiciones diarias a diferentes luces ambientales asociadas con las distancias de visión medidas. Esta medida adicional proporciona una solución objetiva más sólida para las necesidades diarias de adaptación del paciente. Por ejemplo, dos pacientes pueden necesitar la misma distancia de adaptación, pero están expuestos a una luz ambiental diferente durante toda una rutina diaria, lo que dará lugar a diferentes requisitos de refracción generales para ambos pacientes.

La figura 7 ilustra esquemáticamente un escenario de un paciente que usa gafas al que está unidos el sistema de medición de distancias 1 de la figura 1 o que comprende el sistema de medición de distancias 1 de la figura 1. El sistema de medición de distancias 1 puede implementarse como un dispositivo de medición de distancias que tiene un sensor de distancia de alcance en la figura 7. El paciente mira en la dirección de la mirada, en donde el sensor es sensible a esta dirección de la mirada. Esto se ilustra en una vista superior y una vista lateral que ilustra la sensibilidad del sensor en una dirección del área de detección correspondiente a la dirección de visión del paciente. El dispositivo de medición de distancias que tiene el sensor de medición de distancias se mueve con el movimiento de la cabeza del paciente. Por lo tanto, se puede muestrear cada distancia en la línea de la dirección de la cabeza del paciente. Unos sensores adicionales incluidos en el sistema de medición de distancias 1 ayudan a concentrar la información recopilada sobre las distancias de visión medidas en solamente las distancias más importantes, que se han de considerar en la distribución estadística final. La distribución estadística final indica las distancias de visión medidas que ocurrieron con mayor frecuencia e ignora las distancias de visión medidas que se consideraron insignificantes. Por lo tanto, un cirujano puede hacer una elección exhaustiva de una corrección refractiva aplicada a una lente artificial junto con el paciente.

La figura 8 muestra esquemáticamente una ilustración del historial temporal de una distribución de requisitos de refracción (gráfica superior) y distribución de luz ambiental (gráfica inferior) según los datos adquiridos de la figura 3, que se adquirieron a lo largo del tiempo, por lo que la figura 8 ilustra datos sobre un eje de tiempo. Los colores más oscuros indican una mayor tasa de incidencia. Se muestra el horario de oficina típico. Se muestran períodos del monitor de escritorio con una refracción entre -2 y -1 dioptrías. La hora del almuerzo entre las 12:45 y las 13:30 muestra una distribución más amplia de distancias más grandes (refracción más pequeña). El trabajo de escritorio (desde las 16:20 hasta las 17:15) se observa como un período con distancias más cortas (mayor refracción).

La figura 9 ilustra cuatro diagramas de requisitos de refracción de ejemplo diferentes derivados del sistema de medición de distancias 1 de la figura 1. Los diferentes diagramas de requisitos de refracción de ejemplo se asignan a contextos específicos. Por ejemplo, cuando un paciente usa un PC, el requisito de refracción es menor en magnitud que el requisito de refracción para leer, pero más alto que el requisito de refracción para ver la televisión o jugar al golf. Los requisitos de refracción de las actividades específicas se pueden integrar en un diagrama combinado basado en las preferencias individuales del paciente, deseos y/o tiempo dedicado a actividades específicas. De esta manera, el paciente puede priorizar o despriorizar ciertas actividades y con esta característica puede ajustar una

ponderación de contribución a las estadísticas generales. Por ejemplo, el paciente podría preferir elevar actividades, donde la dependencia de las gafas sería una carga mayor, por ejemplo, cuando se acompaña de una actividad física. Por el contrario, el paciente podría estar dispuesto a depreciar actividades, en las que la calidad de la visión no es crítica, incluso cuando éste emplea una cantidad significativa de tiempo en esta actividad. La diana refractiva puede individualizarse de tal manera según una entrevista entre el paciente y el médico antes de la cirugía y luego usarse para la selección de un tipo de IOL y parámetros específicos. Tal ajuste individual no es posible cuando las estadísticas generales se estiman únicamente en función del tiempo y, por lo tanto, sin estratificar los datos basados en las actividades.

La figura 10 ilustra esquemáticamente los requisitos de refracción y las intensidades medias de luz asociadas con la refracción, calculadas a partir de las mediciones de distancia ilustradas en la figura 4. El pico en la refracción -2D corresponde al uso de un ordenador portátil, que podría considerarse la distancia más preferida de este sujeto específico. Pueden extraerse otras consideraciones para fabricar una lente artificial utilizando los siguientes diagramas de la figura 11.

La figura 11 ilustra esquemáticamente posibles soluciones para la realización de unos requisitos óptimos de refracción extraídos de la figura 4 y 10 respectivamente. Esta realización de curvas de requisitos de refracción óptimas se basa en las curvas de enfoque directo (TFC) de las lentes intraoculares, que se muestran de izquierda a derecha. El primer diagrama a la izquierda a continuación ilustra un diagrama para un IOL multifocal, mediante el cual ambos ojos (OD y OS) reciben un implante que considera las correcciones de refracción máximas de -2D y 0D. El segundo diagrama en el centro a continuación ilustra un diagrama para dos lentes monofocales, en el que un ojo (OD) obtiene un implante de una lente monofocal que coincide con la diana -2D, mientras que el otro (OS) obtiene un implante de una lente monofocal que coincide con la diana 0D. La diana 0D corresponde a una lente plana con 0 dioptrías para igualar la visión a distancia, la llamada monovisión. El tercer diagrama a la derecha a continuación ilustra un diagrama para dos lentes monofocales, en el que un ojo (OD) recibe un implante de una lente monofocal como en el segundo diagrama, mientras que el otro ojo (OS) recibe un implante de una lente con una profundidad de campo extendida entre -2 y 0 dioptrías. La distribución estadística aquí determinada permite a un profesional médico determinar una IOL monofocal bien adaptada o una IOL multifocal aún más adecuada.

La figura 12 ilustra esquemáticamente un mecanismo de priorización de distancias de visión priorizadas. Se muestran un diagrama de incidencia, un diagrama de prioridad y un diagrama de necesidades de refracción. El diagrama de necesidades de refracción se deriva de la combinación del diagrama de prioridad y el diagrama de necesidades de refracción. En el diagrama de incidencia, el pico alrededor de -2D (lectura) se eleva en función de una retroalimentación de priorización que se muestra en el diagrama de necesidades de refracción debajo del diagrama de incidencia, mientras que un pico alrededor de -0,7D (TV), que se despriorizó en función de la retroalimentación del paciente, se reduce en el diagrama de necesidades de refracción final. Por lo tanto, se puede encontrar una mejor solución para una lente artificial mediante la introducción de una priorización específica, en la que las circunstancias para la priorización pueden ser diferentes para cada individuo.

Mediante la técnica descrita en la presente memoria, se pueden determinar perfiles de ablación personalizados. Los láseres refractivos actuales están considerando la potencia de refracción actual (y/o el radio de curvatura corneal - potencia corneal y/o aberraciones totales del frente de onda del ojo) y la potencia de refracción diana y estiman el perfil de ablación en función de la diferencia. La técnica descrita en la presente memoria permite calcular un perfil de ablación personalizado para obtener el rendimiento visual deseado del ojo. Por ejemplo, éste podría ser una profundidad de campo extendida. Por lo tanto, las mediciones descritas en la presente memoria pueden servir como una entrada para el cálculo de perfiles de ablación con el fin de obtener la potencia óptica y la profundidad de campo requeridas.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de medición de distancias (1) adaptado para ser montado en unas gafas, una montura de gafas y/o adaptado para estar unido a la cabeza de un sujeto, que comprende:
 - 5 un sensor de medición de distancias (5) adaptado y dispuesto para medir distancias de visión entre los ojos del sujeto y uno o más objetos;
 - una unidad de memoria (7) adaptada para almacenar las distancias de visión medidas en un conjunto de distancias de visión medidas;
 - 10 un sensor de movimiento (20) adaptado y dispuesto para medir movimientos de la cabeza del sujeto, y una unidad de procesamiento (10) adaptada para determinar una distribución estadística de las distancias de visión medidas a partir del conjunto de distancias de visión medidas, y en el que la unidad de procesamiento está adicionalmente adaptada para ponderar, seleccionar o descartar estadísticamente las distancias de visión medidas a partir del conjunto de distancias de visión medidas en función de los movimientos medidos.
2. El sistema de medición de distancias (1) según la reivindicación 1, que además comprende:
 - 15 una unidad de monitorización ocular (15) adaptada y dispuesta para detectar la dirección ocular del sujeto con respecto a la dirección de visión del sensor de medición de distancias (5), en el que la unidad de procesamiento (10) está adaptada además para ponderar, seleccionar o descartar estadísticamente las distancias de visión medidas a partir del conjunto de distancias de visión medidas en función de la dirección ocular del sujeto con respecto a la dirección de visión del sensor de medición de distancias (5).
3. El sistema de medición de distancias (1) según las reivindicaciones 1 o 2, en el que el sensor de movimiento (20) es un acelerómetro, un giroscopio o un magnetómetro.
- 20 4. El sistema de medición de distancias (1) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, que además comprende:
 - 25 un sensor de luz ambiental (25) adaptado y dispuesto para medir la luz ambiental, la intensidad de la luz y/o el contenido espectral en la dirección de visión del sensor de medición de distancias (5), en el que la unidad de procesamiento (10) está adaptada además para ponderar, seleccionar o descartar estadísticamente las distancias de visión medidas a partir del conjunto de distancias de visión medidas en función de la luz ambiental, la intensidad de la luz y/o el contenido espectral medidos.
5. El sistema de medición de distancias (1) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, que además comprende:
 - 30 una interfaz de usuario (30) adaptada para recibir una entrada de usuario, en el que la unidad de procesamiento (10) está adaptada además para ponderar, seleccionar o descartar las distancias de visión medidas a partir del conjunto de distancias de visión medidas en función de la entrada de usuario.
6. El sistema de medición de distancias (1) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en el que la unidad de procesamiento (10) está adaptada además para calcular una refracción diana aplicando un método estadístico a la distribución estadística de las distancias de visión medidas.
- 35 7. Uso del sistema de medición de distancias (1) según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6 para la selección y personalización de una solución refractiva.
8. Un método de medición de distancias que comprende los pasos de:
 - medir (S10) distancias de visión, mediante un sensor de medición de distancias (5) de un sistema de medición de distancias (1), entre los ojos de un sujeto y uno o más objetos, en el que el sistema de medición de distancias (1) está adaptado para montarse en unas gafas, una montura de gafas y/o adaptado para unirse a la cabeza del sujeto;
 - 40 almacenar (S7), mediante una unidad de memoria (7), las distancias de visión medidas en un conjunto de distancias de visión medidas;
 - medir (S20), mediante un sensor de movimiento (20) del sistema de medición de distancias (1), movimientos de la cabeza del sujeto;
 - 45 ponderar, seleccionar o descartar estadísticamente (S21), mediante una unidad de procesamiento (10), las distancias de visión medidas a partir del conjunto de distancias de visión medidas en función de los movimientos medidos; y
 - determinar (S11), mediante la unidad de procesamiento (10) del sistema de medición de distancias (1), una distribución estadística de las distancias de visión medidas a partir del conjunto de distancias de visión medidas.
9. El método según la reivindicación 8, que además comprende:

detectar (S15), mediante una unidad de monitorización ocular (15) del sistema de medición de distancias (1), la dirección de visión ocular del sujeto con respecto a la dirección de visión del sensor de medición de distancias (5); y

- 5 ponderar, seleccionar o descartar estadísticamente (S16), mediante la unidad de procesamiento (10), las distancias de visión medidas a partir del conjunto de distancias de visión medidas en función de la dirección ocular del sujeto con respecto a la dirección de visión del sensor de medición de distancias (5).

10. El método según cualquiera de las reivindicaciones 8 y 9, que además comprende:

medir (S25), mediante un sensor de luz ambiental (25), la luz ambiental, la intensidad de la luz y/o el contenido espectral en la dirección de visión del sensor de medición de distancias (5); y

- 10 ponderar, seleccionar o descartar estadísticamente (S26), mediante la unidad de procesamiento (10), las distancias de visión medidas a partir del conjunto de distancias de visión medidas en función de la luz ambiental, la intensidad de la luz y/o el contenido espectral medidos.

11. El método según cualquiera de las reivindicaciones 8 a 10, que además comprende:

recibir (S30), mediante una interfaz de usuario (30) del sistema de medición de distancias (1), una entrada de usuario; y

- 15 ponderar, seleccionar o descartar (S31), mediante la unidad de procesamiento (10), las distancias de visión medidas a partir del conjunto de distancias de visión medidas en función de la entrada de usuario.

12. El método según cualquiera de las reivindicaciones 8 a 11, que además comprende:

calcular (S35), mediante la unidad de procesamiento (10), una refracción diana aplicando un método estadístico a la distribución estadística de las distancias de visión medidas.

- 20 13. El método según cualquiera de las reivindicaciones 8 a 12, en el que el método se realiza antes o después de una cirugía de cataratas o refractiva, o antes, durante o después del ajuste de unas lentes de contacto o gafas.

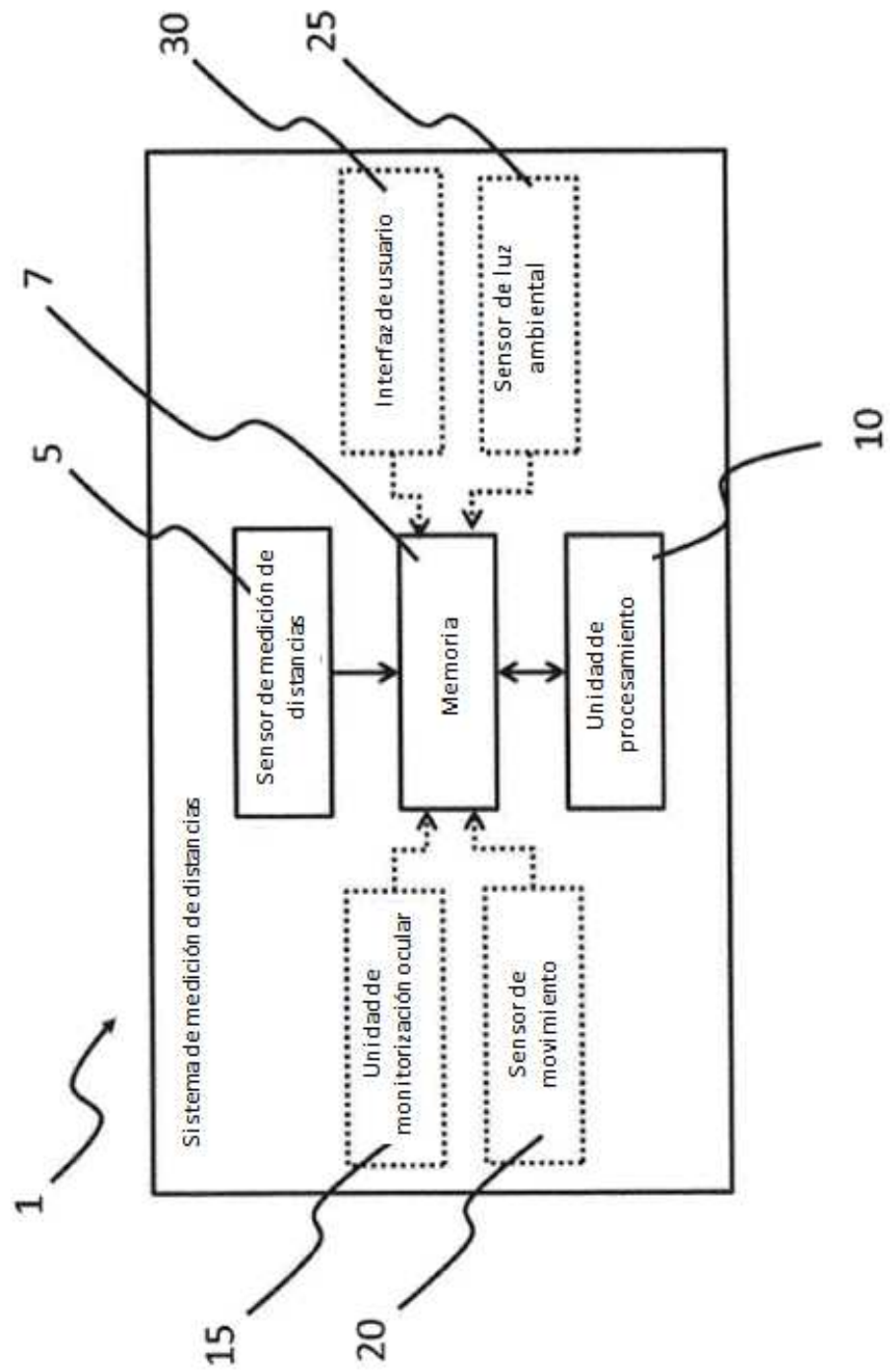
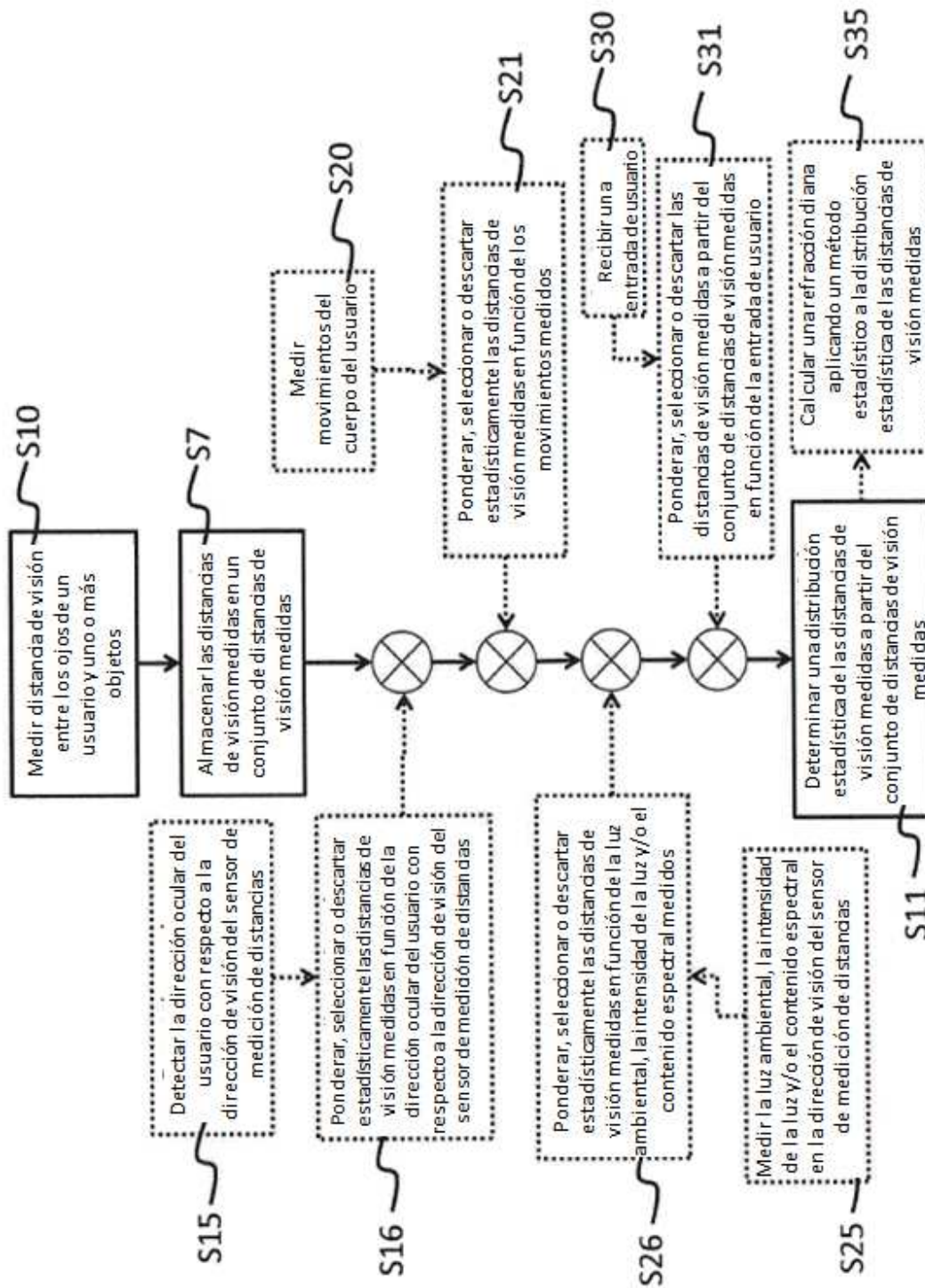


Fig.1



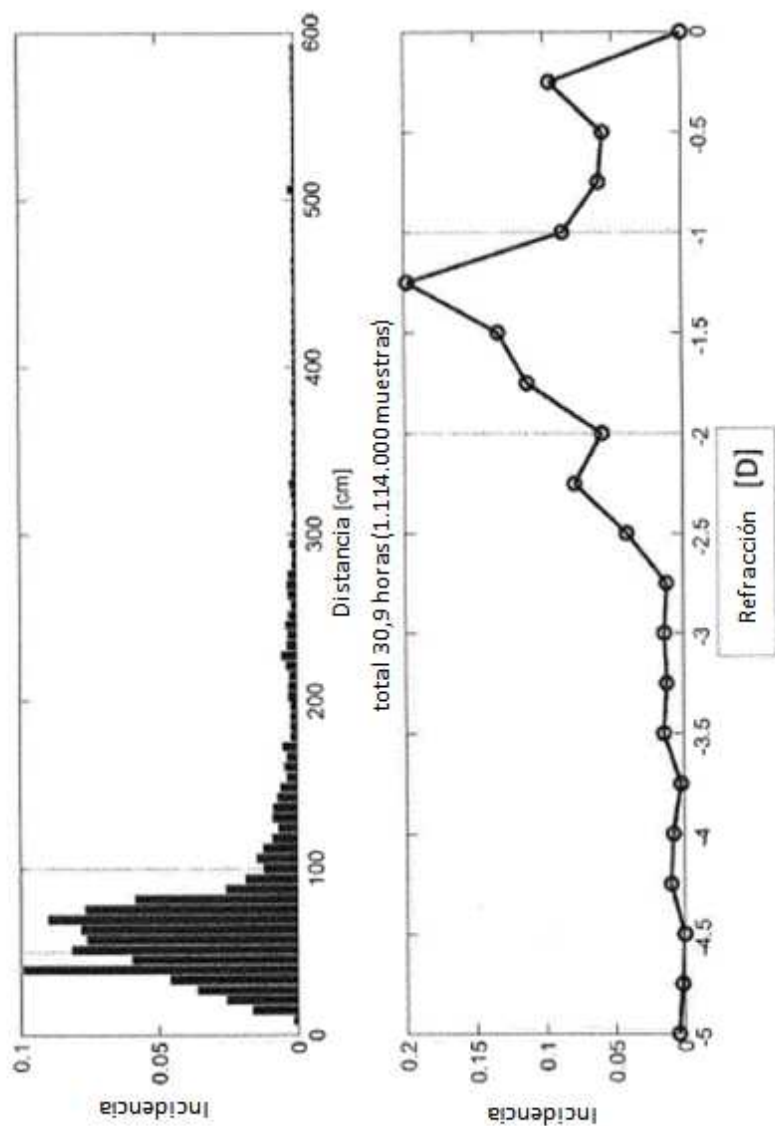


Fig.3

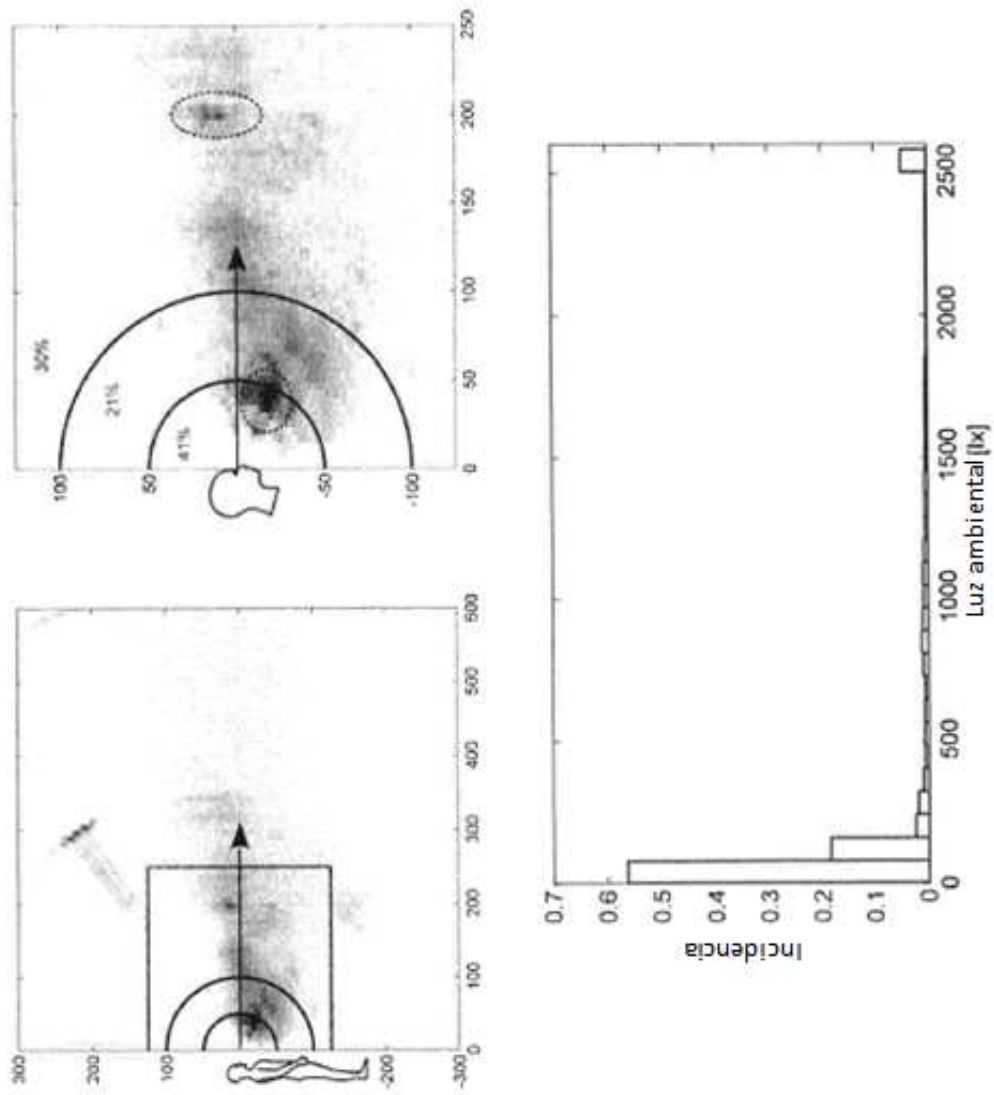


Fig.4

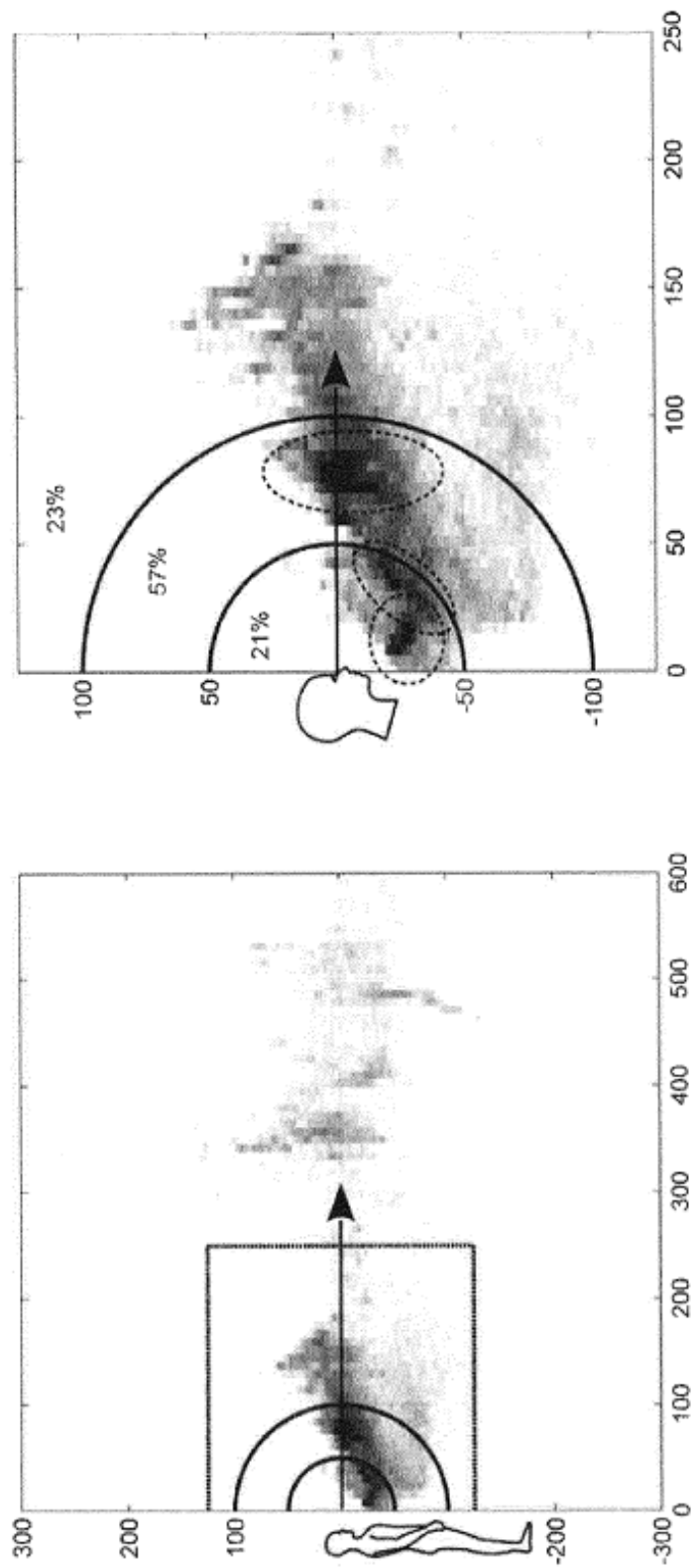


Fig.5

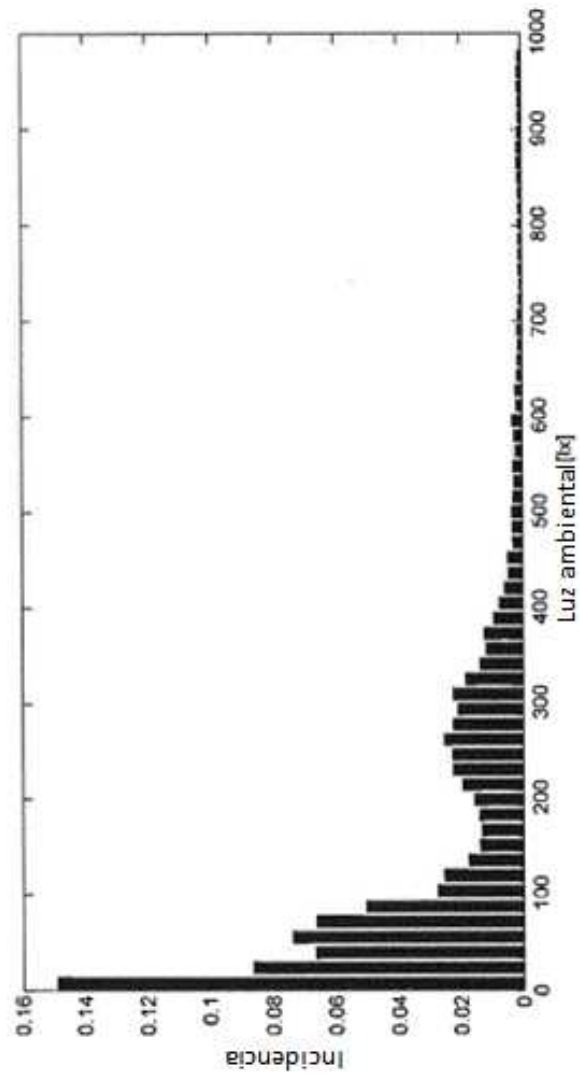


Fig.6

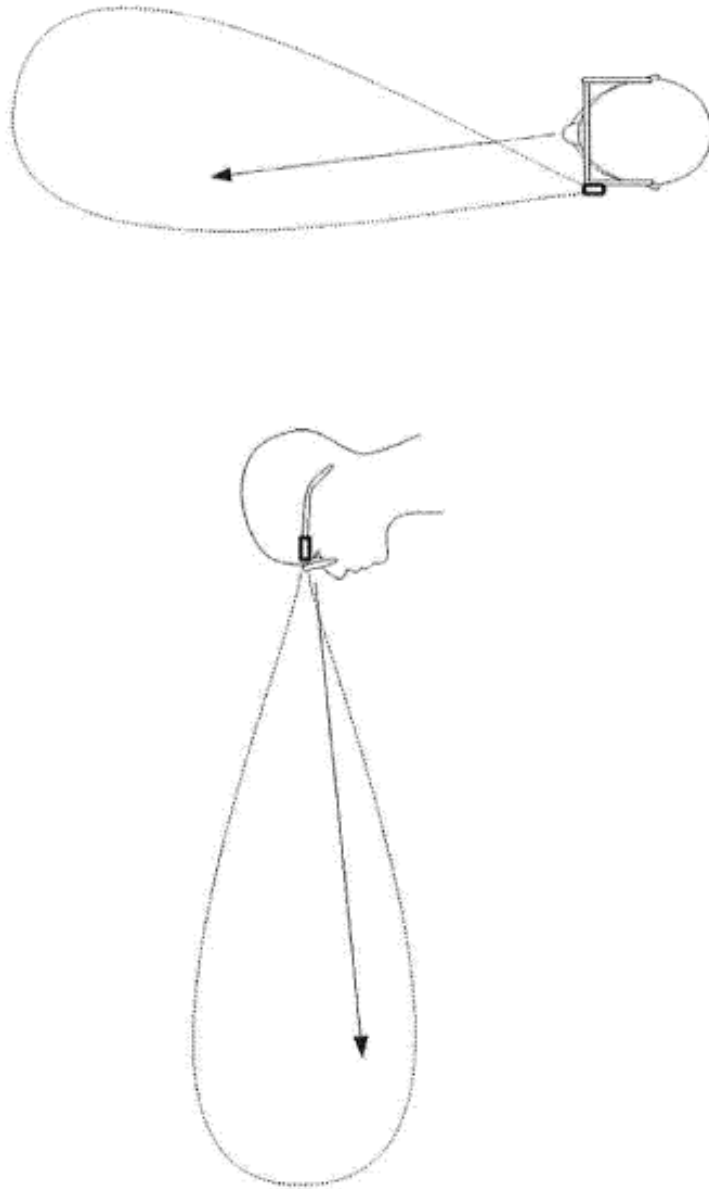


Fig.7

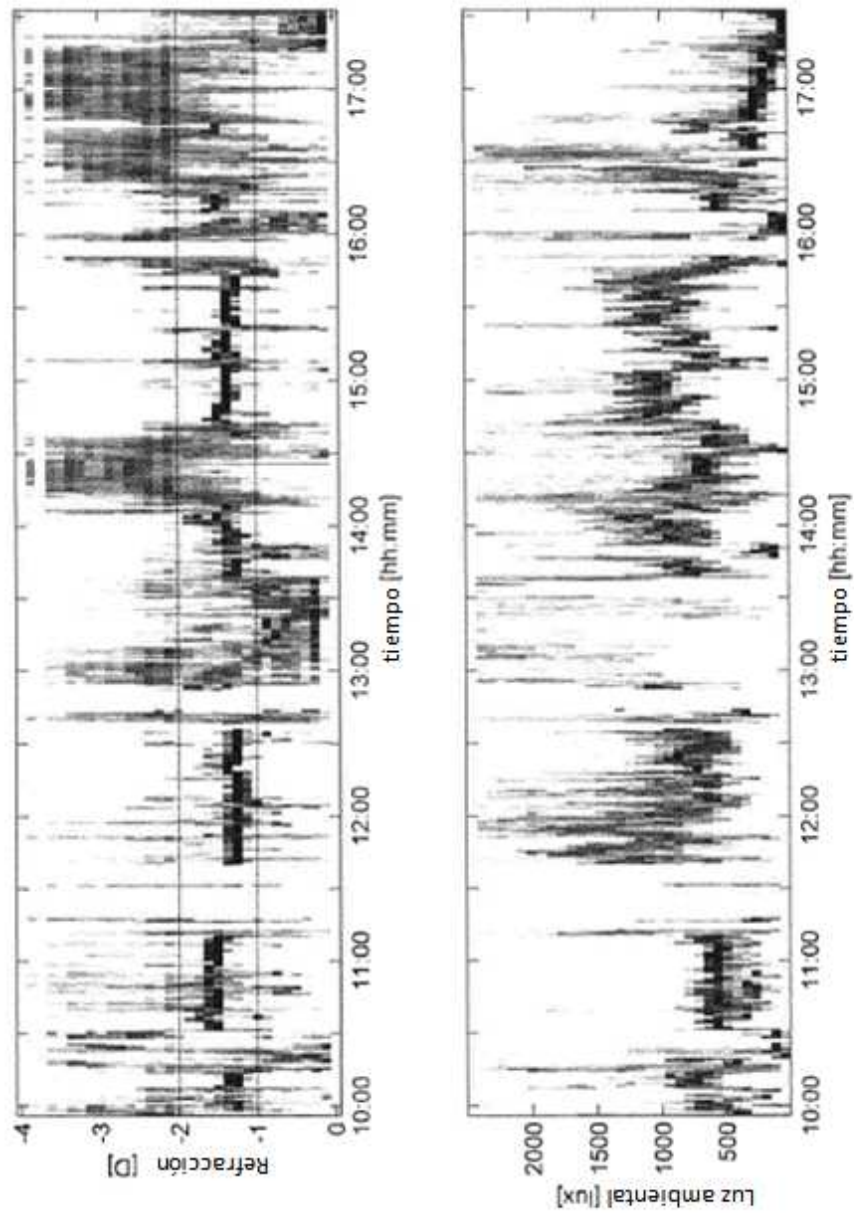


Fig.8

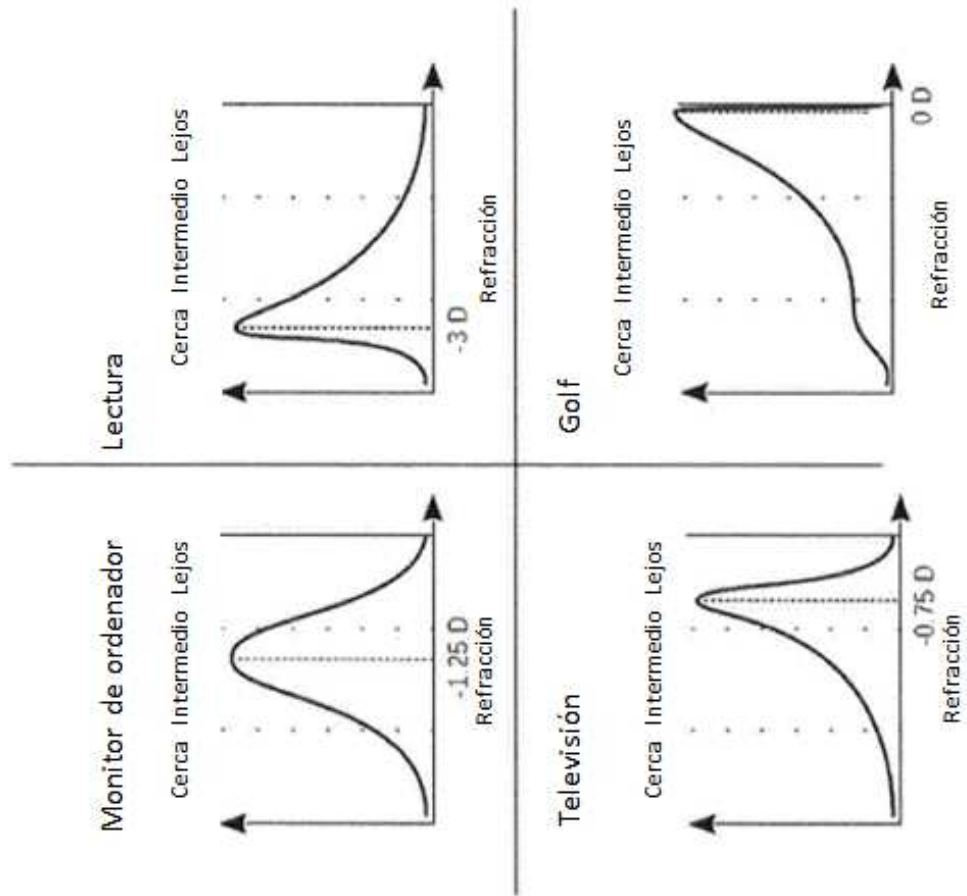


Fig.9

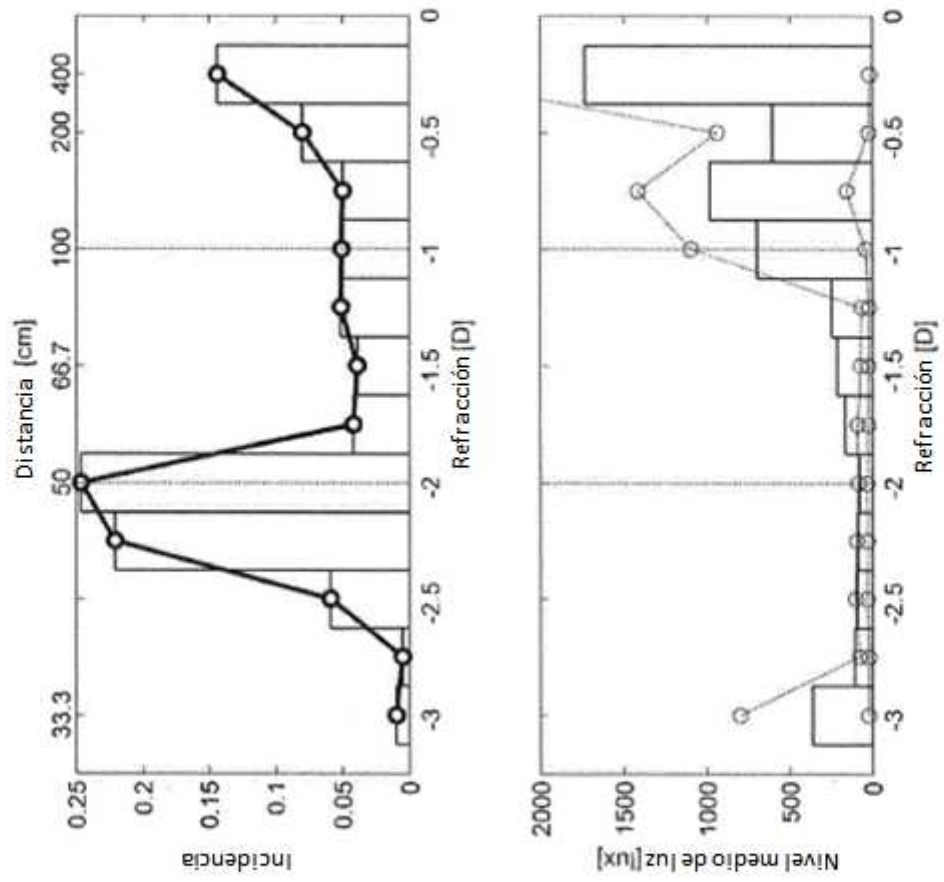


Fig.10

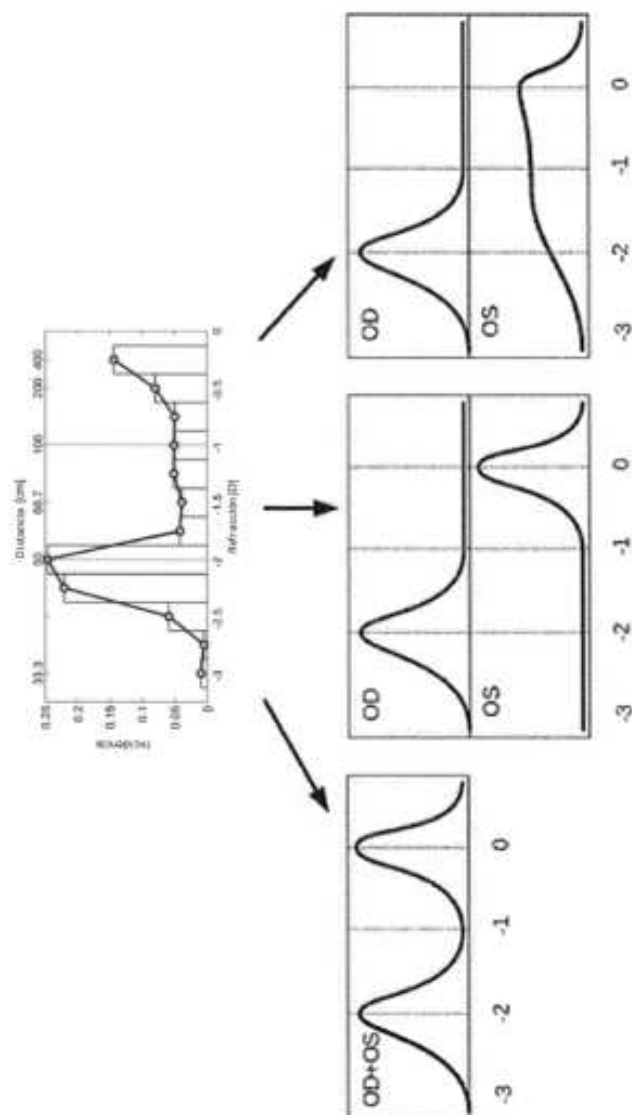


Fig.11

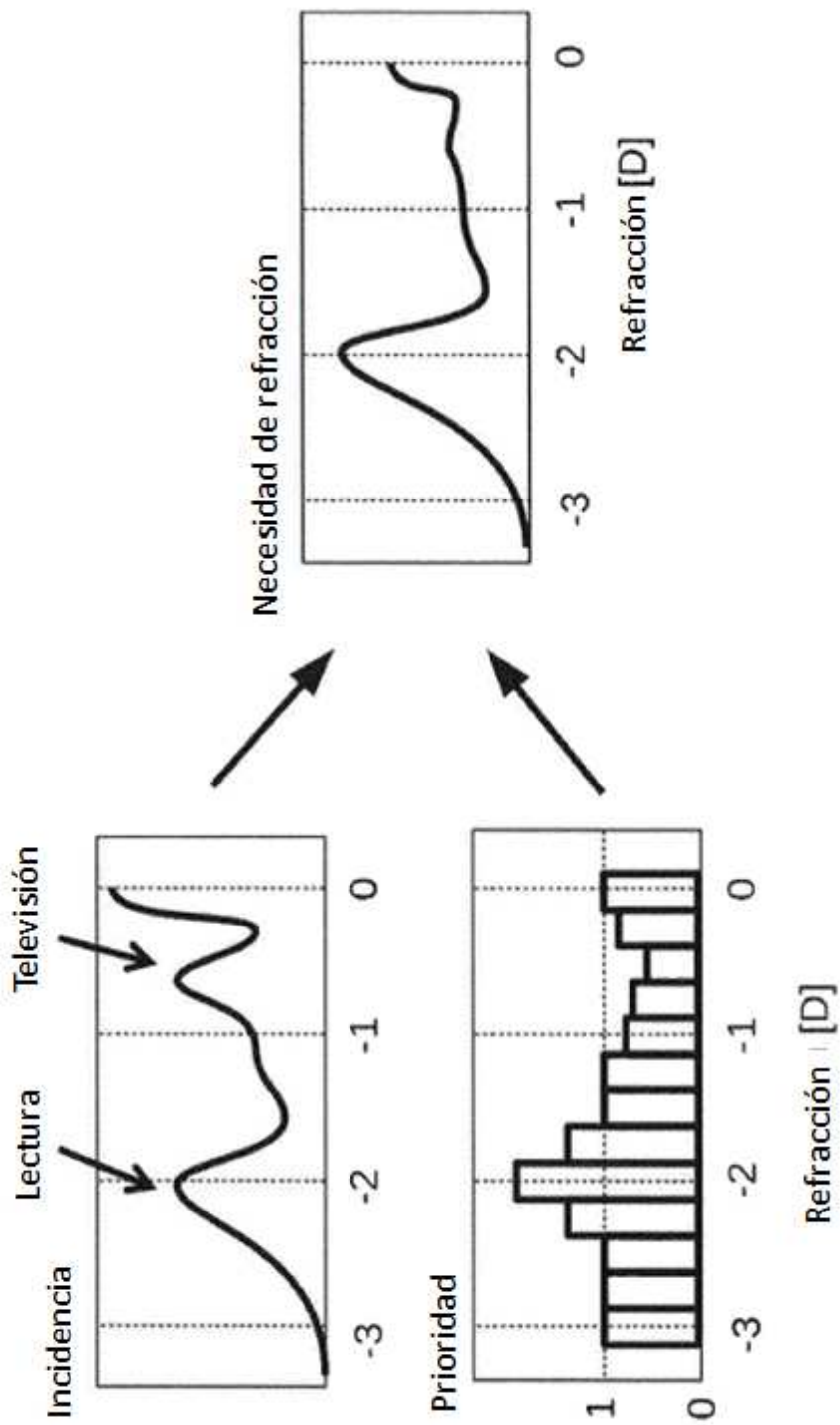


Fig.12