

MÉTODO Y PROGRAMAS INFORMÁTICOS PARA CARACTERIZAR LA ACOMODACIÓN OCULAR

Campo de la técnica

La presente invención concierne, en general, a métodos objetivos para caracterizar la acomodación ocular en tiempo real. En particular, la invención concierne a un método y a programas informáticos para determinar el comportamiento de la acomodación en torno a una refracción determinada.

Antecedentes de la invención

La refracción es una de las tareas más comunes en la práctica clínica por parte de optometristas y oftalmólogos. Con este proceso lo que se busca es cuantificar el error refractivo del paciente (miopía, hipermetropía, presbicia y astigmatismo) para su posterior corrección. Comúnmente esta prueba consiste en presentar al paciente optotipos de distintos tamaños y formas mientras se introducen lentes de prueba con distintas potencias ópticas delante del ojo. El objetivo de la prueba es determinar la lente con potencia óptica más positiva con la que se alcanza la mejor agudeza visual (reconocimiento del optotipo más pequeño) basándose en las respuestas subjetivas del paciente.

La refracción subjetiva, tal y como se denomina el proceso descrito anteriormente, falla cuando el paciente acomoda involuntariamente durante la prueba como consecuencia de la capacidad del ojo para enfocar objetos a distintas distancias gracias a cambios de forma del cristalino, en concreto debido a su engrosamiento. La acomodación involuntaria afecta principalmente a niños y jóvenes, puesto que son éstos los que tienen más facilidad para acomodar. Cuando esto ocurre durante la refracción, el paciente puede presentar posterior incomodidad con su prescripción y la prueba tiene que ser repetida.

Existen varias técnicas para la relajación de la acomodación durante la refracción subjetiva. Por ejemplo, en la del emborronamiento (*fogging*), la acomodación se relaja introduciendo una lente más positiva que la refracción esférica esperada (se realiza una miopización del ojo para que no acomode); posteriormente, la potencia óptica se va reduciendo gradualmente hasta encontrar la lente de prueba más positiva con la que el paciente alcanza la mejor agudeza visual. El éxito de esta técnica depende en cierta medida de la habilidad de la persona que está haciendo la prueba para asegurar la no

acomodación del ojo para la refracción encontrada. Otra técnica es el uso de fármacos de diagnóstico (gotas) para paralizar el músculo encargado de accionar la acomodación (músculo ciliar). Sin embargo, ésta es una técnica que, además de ser invasiva, limita la calidad de la visión por unas cuantas horas, por lo que puede resultar incómoda para el paciente.

El comportamiento de la acomodación puede ser estimado de manera indirecta a partir de la medición objetiva de los errores refractivos esféricos del ojo. Por ejemplo, un sensor de frente de onda tipo Hartmann-Shack capaz de medir en tiempo real podría ser usado para estimar tanto las microfluctuaciones en la acomodación como su respuesta en estado estable. Dicha capacidad de este tipo de instrumentos podría ser usada durante la refracción subjetiva como una herramienta de apoyo que sirva para asegurar de manera objetiva que la respuesta en estado estable de la acomodación no interfiere con el resultado de la prueba de refracción realizada por el optometrista u oftalmólogo.

En la práctica clínica, el uso de instrumentos capaces de medir de manera objetiva los errores esféricos y cilíndricos del ojo son usados principalmente para obtener una estimación previa que sirve como punto de partida para la refracción subjetiva tradicional.

Se han propuesto métodos de refracción objetivos-subjetivos en los que primero se obtiene el error refractivo esférico y cilíndrico del ojo de manera objetiva; posteriormente, la esfera se termina de refinar de manera subjetiva a partir del valor objetivo inicial (es decir, con un procedimiento convencional de refracción subjetiva), mientras que el error cilíndrico obtenido de manera objetiva se asume como cierto y no se ajusta de manera subjetiva. Las patentes US10444539B2 y EP2369972B1 son ejemplos de este tipo de propuestas. Una de las razones para que en este tipo de métodos el valor final del error refractivo esférico se obtenga de manera subjetiva es precisamente para asegurarse que el ojo no acomoda para el error encontrado.

Las patentes US8985768B2 y US9462939B2 presentan sistemas que emulan las funcionalidades de un foróptero (es decir, un instrumento clínico que normalmente se usa durante la refracción para introducir lentes de prueba enfrente del ojo) motorizado. Los sistemas propuestos en dichas patentes cuentan con un sensor de frente de onda tipo Hartmann-Shack. Las medidas objetivas proporcionadas por el sensor son usadas para corregir por el propio sistema los errores esféricos y cilíndricos medidos y para hacer estimaciones de la refracción. A pesar de las capacidades de este tipo de

sistemas y de su importancia durante la refracción subjetiva, la acomodación no es monitorizada.

La solicitud de patente US2011013140 presenta un sistema basado en un sensor de frente de onda tipo Hartmann-Shack que puede ser acoplado a un foróptero tradicional.

5 El sistema y los métodos propuestos en esta patente buscan hacer una estimación de la refracción subjetiva a partir de los datos objetivos proporcionados por el sensor de frente de onda. Para tal efecto, los errores esféricos son monitorizados mientras se hace un barrido de potencias ópticas adicionales introducidas enfrente del ojo con un foróptero, por ejemplo. Para cada potencia adicional se cuantifican las fluctuaciones de algún indicador de calidad de la visión, por ejemplo, la desviación estándar del error RMS (*Root Mean Square Error*) del frente de onda calculado a partir de los coeficientes de Zernike que lo describen. La patente afirma que la magnitud de las fluctuaciones está relacionada con la comodidad del paciente ante un estímulo visual. Basado en ello, el estimador de la refracción subjetiva obtenido de manera objetiva será el valor de la lente inducida para el que se tengan menores fluctuaciones en el indicador de calidad de la visión seleccionado. Las fluctuaciones observadas estarían relacionadas con la componente dinámica de la acomodación. Sin embargo, los métodos propuestos en la patente no monitorizan su componente en estado estable.

20 En entornos científicos, la acomodación se ha estudiado ampliamente. En las referencias [1] y [2] se puede consultar un resumen de las distintas características estudiadas. Los estudios hechos hasta el momento, en general, han analizado las distintas componentes de la acomodación de manera independiente y pueden ser usados para intuir su comportamiento. Sin embargo, no se han encontrado estudios que analicen la componente en estado estable de la acomodación durante la refracción subjetiva.

25 Existe, por tanto, la necesidad de nuevos métodos que permitan caracterizar de manera objetiva el comportamiento de la componente en estado estable de la acomodación. Estos métodos podrían ser aplicados durante la refracción subjetiva como una herramienta de apoyo al optometrista u oftalmólogo para una mejor toma de decisiones durante la prueba. Su uso también podría reducir la propia incertidumbre de la prueba a depender en menor medida de las habilidades de la persona encargada de la prueba para asegurar la ausencia de acomodación en el ojo para la refracción subjetiva encontrada.

Referencias:

[1] W. N. Charman y G. Heron, «Microfluctuations in accommodation: An update on their characteristics and possible role», *Ophthalmic Physiol. Opt.*, vol. 35, n.º 5, pp. 476–499, 2015, doi: 10.1111/opo.12234.

[2] W. N. Charman, «The eye in focus: accommodation and presbyopia», *Clin. Exp. Optom.*, vol. 91, n.º 3, pp. 207–225, 2008, doi: 10.1111/j.1444-0938.2008.00256.x.

Exposición de la invención

Ejemplos de realización de la presente invención proporcionan de acuerdo a un primer aspecto un método para caracterizar la acomodación ocular, el método comprende medir, a partir de información adquirida de un ojo de un usuario, los errores refractivos esféricos de dicho ojo para diferentes potencias ópticas adicionales (desenfoques) introducidas mediante lentes o sistemas de lentes colocadas entre el ojo y el estímulo visual respecto a un valor de refracción de referencia; calcular, por un procesador, el comportamiento de una señal de acomodación del ojo a partir de los errores refractivos esféricos medidos y de las diferentes potencias ópticas adicionales utilizadas; y analizar, por el procesador, el comportamiento de la señal de acomodación cuantificando las diferencias respecto al comportamiento esperado en un ojo sin capacidad de acomodar mediante el cálculo de los errores entre la señal de acomodación y una curva de ajuste y determinar que existe un cambio de tendencia en la señal de acomodación del ojo si el resultado de dicho análisis es mayor a un determinado valor umbral.

Según la invención, cuando el anterior resultado indica que se ha producido un cambio de tendencia en el comportamiento de la acomodación del ojo, el método comprende, además, determinar la potencia óptica en la que se ha producido el cambio de tendencia en base al análisis de una curva de la señal de acomodación. El citado análisis comprende la realización de unos ajustes polinómicos para cada uno de los valores de potencia óptica adicionales utilizados.

Las potencias ópticas utilizadas pueden hacer referencia a las potencias ópticas de un foróptero, de unas gafas de prueba, o de unas lentes o sistemas de potencia óptica variable, entre otros.

En un ejemplo de realización particular, la información adquirida del ojo comprende una o más imágenes del ojo adquiridas con un sensor óptico de frente de onda, tal y como un sensor Hartmann-Shack. En otros ejemplos de realización, se podrían usar sensores basados en otras tecnologías distintas a los sensores de frente de onda para el mismo

propósito, siempre y cuando se pudieran medir los errores refractivos mientras se hace el barrido de potencias ópticas adicionales respecto a una refracción de referencia.

En un ejemplo de realización, los citados ajustes polinómicos incluyen dos ajustes polinómicos. Asimismo, para una potencia óptica adicional determinada el método
 5 comprende realizar un primer ajuste considerando los puntos de la señal de acomodación que cumplen la condición que la potencia óptica adicional ΔP_{phor} sea mayor o igual a dicha potencia óptica adicional determinada, obteniéndose como resultado una primera curva de ajuste; y realizar un segundo ajuste considerando los
 10 puntos de la señal de acomodación que cumplen la condición que la potencia óptica adicional ΔP_{phor} sea menor o igual a dicha potencia óptica determinada, obteniéndose como resultado una segunda curva de ajuste.

Asimismo, se puede cuantificar la diferencia existente entre la primera y segunda curvas de ajuste y la señal de acomodación, por ejemplo mediante un algoritmo RMS (*Root Mean Square Error*), de error absoluto o SME (*Square Mean Error*), entre otros.

15 En un ejemplo de realización, se calcula la diferencia total entre las curvas de ajuste y la señal de acomodación para una potencia adicional determinada como la suma de las diferencias cuantificadas anteriormente entre la primera y segunda curva de ajuste y la señal de acomodación. La potencia óptica adicional determinada en el que ocurrió el cambio de tendencia será aquella en el que se presente la diferencia total más
 20 pequeña.

En un ejemplo de realización, el citado análisis del comportamiento de la señal de acomodación para saber si existe un cambio de tendencia se realiza mediante el ajuste de la señal de acomodación a un polinomio de segundo grado de la forma $y=a_2 \cdot x^2+a_1 \cdot x+a_0$; si a_1 y a_2 son mayores a dicho valor umbral se indicarían,
 25 respectivamente, que el paciente acomoda y/o que existe un cambio de tendencia en el rango de potencias ópticas adicionales usado. Alternativamente, en otro ejemplo de realización, el citado análisis se realiza mediante el cálculo de la pendiente de la señal de acomodación; si el valor de la pendiente supera dicho valor umbral para alguna potencia óptica adicional se indica que existe un cambio de tendencia.

30 Por ejemplo, un valor umbral que puede utilizarse durante el análisis de la pendiente de la señal de acomodación es 0.125 (cambio en la señal de acomodación de 0.25 D en un rango de ± 1 D) por ser un valor asociado a la resolución comúnmente utilizada en los forópteros y en la práctica clínica. En otros ejemplos de realización, en particular en

casos en los que se requiera una clasificación menos o más restrictiva, se podrían utilizar valores umbrales diferentes, por ejemplo, 0.25 o 0.083 (cambios en la señal de acomodación de 0.25 D en un rango de 1 y 3 D, respectivamente).

5 En un ejemplo de realización, las potencias ópticas adicionales están comprendidas en un rango entre ± 1 hasta ± 2 D respecto a la refracción de referencia. Actualmente, tanto los pasos entre un rango y otro como entre las distintas potencias adicionales dentro de dichos rangos están limitados a 0.25 D, por ser ésta la resolución tradicional en la práctica clínica. De cualquier modo, los pasos podrían ser menores con un foróptero u otro sistema de lentes que lo permitiera.

10 En un ejemplo de realización, previamente al cálculo del comportamiento de la señal de acomodación del ojo el método comprende realizar un filtrado de datos no válidos y un promediado de dicha información adquirida del ojo.

Otras realizaciones de la invención que se desvelan en el presente documento incluyen también productos de programas de ordenador para realizar las etapas y operaciones del método propuesto en el primer aspecto de la invención. Más particularmente, un producto de programa de ordenador es una realización que tiene un medio legible por un sistema informático que incluye instrucciones de código codificadas en el mismo, que cuando se ejecutan en al menos un procesador del sistema informático producen al procesador realizar las operaciones indicadas en el presente documento como realizaciones de la invención.

15
20

Breve descripción de los dibujos

Las anteriores y otras características y ventajas se comprenderán más plenamente a partir de la siguiente descripción detallada de unos ejemplos de realización, meramente ilustrativa y no limitativa, con referencia a los dibujos que la acompañan, en los que:

25 La Fig. 1 muestra a modo de ejemplo una vista esquemática de un sistema acoplable a un foróptero para implementar el método propuesto, según un ejemplo de realización de la presente invención.

La Fig. 2 es un diagrama de flujo que ilustra un ejemplo de realización del método propuesto.

La Fig. 3 muestra un ejemplo del comportamiento del error refractivo esférico del ojo (a) y de la acomodación (b) para distintas potencias ópticas adicionales respecto a un valor de referencia introducida enfrente del ojo.

Descripción detallada de la invención y de unos ejemplos de realización

5 La presente invención proporciona un método para estimar el comportamiento de la acomodación de un ojo de un paciente en torno a una refracción dada, pudiendo ser ésta la obtenida de manera objetiva con un autorefractómetro u otro sistema independiente, o subjetiva con ayuda de un foróptero u otros sistemas de lentes. El método propuesto analiza el comportamiento medido para estimar, si existe, la potencia
10 óptica para la cual se activa la acomodación del ojo dentro del rango medido.

La Fig. 1 muestra un ejemplo de un sistema que puede ser utilizado para implementar el método propuesto. Según este ejemplo, el sistema 17 es acoplado a un foróptero 5 para medir los cambios de refracción esféricos del ojo 6 para estimar el comportamiento de la componente estable de la acomodación. Un espejo caliente (*hot mirror*) 4, que
15 refleja la luz infrarroja mientras que transmite la luz visible, es usado para acoplar el sistema 17 al foróptero 5 sin interferir con el campo visual del paciente. En el primer paso 19, una fuente de luz 1 emite un haz colimado, preferentemente en el infrarrojo cercano, por ejemplo, a 780, 830 o 980 nm. El uso de esta parte del espectro ayuda a evitar deslumbramientos, resultando en una mayor comodidad para el paciente. El haz
20 es limitado con un diafragma 2 a un diámetro entre 1 mm y 2 mm de tal forma que pueda ser considerado limitado por difracción al pasar por la óptica del ojo 6. La luz pasa por el polarizador lineal 3, es transmitida por el divisor de haz 7, es reflejada por el espejo caliente 4 y pasa por la óptica del foróptero 5 antes de llegar al ojo 6.

En el segundo paso 18, la luz reflejada por la retina sigue de manera inversa el camino
25 del primer paso 19 descrito anteriormente hasta llegar al divisor de haz 7. La luz reflejada por este elemento llega al polarizador lineal 8, cuyo eje de polarización está orientado de forma perpendicular respecto al del polarizador lineal 3 del primer paso 19 para la reducción de reflejos corneales. Posteriormente, el haz pasa por la lente 9, es reflejada por el espejo 10 y pasa por la lente 11, el filtro paso banda 12 y la lente 13
30 hasta llegar al sensor de frente de onda 16 (por ejemplo un sensor Hartmann-Shack) formado por el arreglo de microlentes 14 seguido de un sensor de imagen tipo CCD (*Charge Coupled Device*) o CMOS (*Complementary Metal Oxide Semiconductor*) 15 a una distancia igual a la distancia focal de las microlentes 14.

Las lentes positivas 9 y 13 forman un telescopio. Particularmente, el ejemplo de la Fig. 1 también incluye una lente de campo 11, es decir una lente de potencia óptica negativa o positiva que se introduce en el camino óptico del telescopio en el foco de la lente 9 para modificar (alejar o acercar) el plano imagen y asegurar que la posición del ojo es conjugada con la posición del arreglo de microlentes 14 del sensor Hartmann-Shack 16. Esta configuración permite tener un sistema compacto a pesar del incremento de distancia que se necesita para acoplar el sistema sin interferir con la manipulación del foróptero 5 durante la refracción subjetiva. Por ejemplo, en una configuración con una lente de campo 11 de potencia óptica nula (o sin lente de campo 11), con un telescopio formado por lentes 9 y 13 de 50 mm y 30 mm de distancia focal, respectivamente, y una distancia de aproximadamente 2 mm entre la lente 13 y el arreglo de microlentes 14, se tiene que la lente 9 debería de estar colocada a 128 mm del plano de medida para tener al ojo 6 y el arreglo de microlentes 14 en planos conjugados. Esta distancia se incrementaría hasta 267 mm al introducir una lente de campo 11 de -18 D sin modificar el resto de la configuración del sistema. Otros valores de lentes de campo 11 podrían usarse para configurar la distancia hasta el valor requerido. Es decir, la introducción de la lente de campo 11 permitiría tener un sistema capaz de modificar el plano de medida (posición del ojo) sin modificar el resto de su configuración, asegurando que el plano de medida y el arreglo de microlentes 14 se encuentren siempre en planos conjugados.

En una configuración alternativa, la lente de campo 11 podría eliminarse o estar basada en una lente de potencia óptica variable para la configuración dinámica del plano de medida de acuerdo a las necesidades de uso del sistema.

En lo que respecta al filtro pasa-banda 12, dicho elemento tiene un pico de transmisión alrededor de la longitud de onda de emisión del láser para realizar mediciones sin afectaciones a causa de variaciones en las condiciones de iluminación.

Con referencia ahora a la Fig. 2, en la misma se muestra un ejemplo de realización del método propuesto para caracterizar la acomodación ocular (etapa 201), en particular el comportamiento de la componente en estado estable de la misma, en torno a un valor de refracción de referencia (etapa 202). El método se ejecuta, por uno o más procesadores de un sistema/dispositivo de computación, sobre información adquirida del ojo 6 de un paciente, por ejemplo una o más imágenes del ojo 6 adquiridas, por ejemplo utilizando el sistema de la Fig. 1. Otros sistemas basados en otros principios de funcionamiento podrían usarse para aplicar el método propuesto, siempre que dichos sistemas permitan medir los errores refractivos del ojo para diferentes potencias adicionales introducidas enfrente del ojo respecto a una refracción de referencia.

Como lo describe la etapa 203, primero se miden los errores refractivos esféricos M_m para diferentes potencias ópticas adicionales ΔP_{phor} , por ejemplo desde ± 1 hasta ± 2 D (con lentes de potencia esférica adicionales del foróptero 5) en pasos de 0.25 D respecto a una refracción de referencia R_{ref} que se quiera corroborar.

- 5 Por ejemplo, R_{ref} podría referirse a la refracción del paciente obtenida previamente de manera subjetiva o a una estimación inicial del error refractivo esférico obtenida por el propio sistema o con algún sistema externo. Para cada potencia ΔP_{phor} se registran el número de medidas M_m necesarias (entre 10 y 100) para poder estimar el comportamiento estable de la acomodación mientras se le pide al paciente que
 10 mantenga la fijación en alguna posición de la carta de optotipos. Como alternativa al foróptero 5, las potencias ópticas adicionales podrían ser inducidas con lentes de prueba, con un sistema de lentes o con lentes de potencia óptica variable, tales como lentes electroópticas o similares. Además de los errores refractivos esféricos M_m , durante las mediciones se pueden hacer estimaciones adicionales que ayuden al
 15 procesado de los datos registrados. Por ejemplo, se pueden guardar datos sobre los niveles de gris en la información adquirida del ojo 6.

En la etapa 204, los datos registrados en el punto anterior son primeramente filtrados para la eliminación de estimaciones no válidas. Por ejemplo, información estadística sobre los niveles de gris de las imágenes (valores máximos, mínimos, medios y
 20 desviaciones estándar) podrían usarse para detectar desviaciones abruptas que estarían relacionados con eventos no deseados, como parpadeos del paciente. Una vez filtrados estos datos, se obtiene el promedio 301 y su desviación estándar 302 como estimadores del error refractivo esférico medido M_m para cada una de las potencias ópticas adicionales inducidas ΔP_{phor} . La Fig. 3A muestra un ejemplo de los datos
 25 obtenidos después de este proceso para medidas en un ojo con capacidad de acomodar.

En otros ejemplos de realización, en este caso no ilustrados, la etapa 204 no se realiza y los datos registrados en la etapa 203 son directamente procesados sin realizar un filtrado y promediado de los mismos.

- 30 Los errores esféricos medidos M_m pueden incluir la contribución de los errores M_{phor} y M_{eye} introducidos por el foróptero 5 y el ojo 6, respectivamente:

$$M_m = M_{phor} + M_{eye}$$

Estos errores se pueden definir de la siguiente manera:

$$M_{phor} = -(R_{ref} + \Delta P_{phor})$$

$$M_{eye} = R_{eye} - A_{eye} = (R_{ref} - e) - A_{eye}$$

con R_{eye} representando la refracción del ojo definida como el error refractivo esférico cuando la acomodación A_{eye} tiene un valor nulo (acomodación relajada); el error e representa la diferencia entre la refracción esférica de referencia R_{ref} y la refracción del ojo R_{eye} .

- 5 En la etapa 206, el comportamiento de la acomodación A_m es estimado a partir de los errores esféricos medidos M_m y de la potencia óptica adicional inducida ΔP_{phor} , por ejemplo aplicando la siguiente ecuación:

$$A_m = -(M_m + \Delta P_{phor}) = A_{eye} + e.$$

- 10 Al ser e un valor constante, el comportamiento de A_m sigue la misma forma descrita que la acomodación del ojo A_{eye} . Sin embargo, la magnitud podría no ser representativa dependiendo de la diferencia entre la refracción de referencia R_{ref} y la refracción real del ojo R_{eye} .

- La Fig. 3B muestra un ejemplo de la acomodación A_m para un ojo con capacidad de acomodar para distintas potencias ΔP_{phor} alrededor de una refracción de referencia R_{ref} .
- 15 En el gráfico se puede observar que la componente estable de la acomodación 303 presenta una magnitud prácticamente constante para ΔP_{phor} entre +1 y +0.25 D. Para potencias ópticas menores la acomodación del ojo se activa, incrementándose la magnitud de A_m . Dicha información podría ser proporcionada a optometristas y oftalmólogos para corroborar de manera visual el comportamiento de la acomodación
- 20 en torno a alguna refracción de interés, como puede ser la refracción obtenida de manera objetiva o en una primera estimación subjetiva. Los datos representados en la Fig. 3B muestran que la acomodación se activa para potencias a partir de $P=R_{ref}+0.25$ D para este paciente en particular.

- Además de dicho análisis visual cualitativo por parte de la persona encargada de la
- 25 prueba, el comportamiento de la acomodación puede ser analizada de manera objetiva tal y como se detalla a continuación. En el proceso 206 la acomodación A_m es ajustada a un polinomio de segundo grado de la forma $y=a_2 \cdot x^2+a_1 \cdot x+a_0$. Valores de $a_1 > 0.125$ y $a_2 > 0.125$ indicarían, respectivamente, que el paciente acomoda durante la prueba y que existe un cambio de tendencia en la señal de acomodación en el rango medido. De
- 30 manera alternativa, la existencia de acomodación y el cambio de tendencia podrían ser

- determinados a partir de un análisis en las pendientes de la señal de acomodación A_m . Se podría concluir que el ojo 6 acomoda si en algún punto de la curva se detectan pendientes $m > 0.125$. Este análisis podría también ser usado, primero para detectar si existe más de un cambio de tendencia en la señal de acomodación, y luego para definir el rango de valores ΔP_{phor} dentro del cual se observe la transición entre no acomodación y acomodación del ojo 6 para su posterior análisis. Polinomios de grados distintos o curvas de ajuste de otro tipo podrían ser usadas para el mismo propósito. Otros límites/umbrales también podrían ser elegidos en base a la experiencia del usuario.
- 5
- 10 Cuando el proceso 206 indique que hay una transición en la señal de acomodación, la curva A_m se analizará para encontrar la potencia óptica inducida ΔP_{phor} en que se produce dicha transición 306. Para tal fin, se podrían hacer unos ajustes polinómicos para cada uno de los valores de potencias inducidas ΔP_{phor} dentro del rango analizado.
- En un ejemplo de realización, para una potencia data ΔP_{phor_i} , el primer ajuste considera todos los puntos de la señal de acomodación A_m que cumplen con la condición $\Delta P_{\text{phor}} \geq \Delta P_{\text{phor}_i}$. De manera similar, el segundo ajuste considera los valores de acomodación para $\Delta P_{\text{phor}} \leq \Delta P_{\text{phor}_i}$. De esta forma, se obtienen dos curvas de ajuste Y_1 y Y_2 , con sus respectivas señales de error E_{Y_1} y E_{Y_2} , para cada una de las potencias ΔP_{phor} analizadas. Como señales de error E_{Y_1} y E_{Y_2} podría usarse cualquier estimador de las diferencias que hay entre las curvas de ajuste Y_1 y Y_2 y la señal de acomodación, tales como el error RMS o el SME, por ejemplo. La potencia ΔP_{phor} a la cual se produce la transición sería aquella para la cual el par $Y_1 - Y_2$ tenga un valor mínimo de error total $E_T = E_{Y_1} + E_{Y_2}$. En la Fig. 3B se incluyen las curvas de ajuste seleccionadas 304 y 305 obtenidas siguiendo este método. Dichas curvas de ajuste describen la región de no acomodación y de acomodación, respectivamente, a partir de la transición 306.
- 15
- 20
- 25
- 30 Además del comportamiento de la acomodación A_m , el método propuesto permite proporcionar la potencia óptica adicional $\Delta P_{\text{phor}_{\text{ct}}}$ respecto a la refracción esférica de referencia R_{ref} para el cual se observa el cambio de transición 306. Esta información podría usarse para obtener la refracción $R_{\text{ct}} = R_{\text{ref}} + \Delta P_{\text{phor}_{\text{ct}}}$ que se definiría como la potencia óptica para la cual se presenta la transición 306. Idealmente R_{ct} debería de coincidir con la refracción del ojo R_{eye} . En casos en los que la refracción esférica obtenida de manera subjetiva sea distinta a R_{ct} , el optometrista u oftalmólogo a cargo de la prueba debería de corroborar el resultado de la prueba subjetiva antes de decidir la mejor prescripción para el paciente.

El método puede aplicarse directamente sobre los errores refractivos esféricos medidos M_m . Sin embargo, de manera preferente se usa la señal de acomodación A_m porque su comportamiento es el que resulta de interés durante la refracción subjetiva.

5 La invención propuesta puede implementarse en hardware, software, firmware o cualquier combinación de los mismos. Si se implementa en software, las funciones pueden almacenarse en o codificarse como una o más instrucciones o código en un medio legible por ordenador.

El alcance de la presente invención está definido en las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Método para caracterizar la acomodación ocular, el método comprende:

5 a) medir, a partir de información adquirida de un ojo de un usuario, unos errores refractivos esféricos de dicho ojo para diferentes potencias ópticas adicionales introducidas mediante lentes o sistemas de lentes colocadas entre el ojo y el estímulo visual respecto a un valor de refracción de referencia;

b) calcular, por un procesador, el comportamiento de una señal de acomodación del ojo a partir de los errores refractivos esféricos medidos y de las diferentes potencias ópticas adicionales utilizadas;

10 c) analizar, por el procesador, el comportamiento de la señal de acomodación calculando sus diferencias respecto al comportamiento esperado en un ojo sin capacidad de acomodar mediante el cálculo de los errores entre la señal de acomodación y una curva de ajuste y determinar que existe un cambio de tendencia en la señal de acomodación del ojo si un resultado de dicho análisis es mayor a un
15 determinado valor umbral;

en donde dicho resultado indica que se ha producido un cambio de tendencia en el comportamiento de la acomodación del ojo y en donde el método comprende, además:

20 d) determinar la potencia óptica en la que se ha producido el cambio de tendencia en base en el análisis de una curva de la señal de acomodación, en donde dicho análisis comprende realizar unos ajustes polinómicos para cada uno de los valores de potencia óptica adicionales utilizados.

2. Método según la reivindicación 1, en donde dichos ajustes polinómicos comprenden dos ajustes polinómicos, y en donde para una potencia óptica adicional determinada el método comprende:

25 - realizar un primer ajuste considerando los puntos de la señal de acomodación que cumplen la condición que la potencia óptica adicional ΔP_{phor} sea mayor o igual a dicha potencia óptica adicional determinada, obteniéndose como resultado una primera curva de ajuste; y

30 - realizar un segundo ajuste considerando los puntos de la señal de acomodación que cumplen la condición que la potencia óptica adicional ΔP_{phor} sea menor o igual a dicha potencia óptica determinada, obteniéndose como resultado una segunda curva de ajuste.

3. Método según la reivindicación 2, que comprende además calcular la diferencia entre la primera y segunda curvas de ajuste y la señal de acomodación.
4. Método según la reivindicación 3, en donde dicha diferencia se calcula mediante un algoritmo RMS, error absoluto o SME.
- 5 5. Método según la reivindicación 1, en donde dicho análisis de la etapa c) comprende el cálculo de un polinomio de segundo grado o un grado distinto de la forma $y=a_2 \cdot x^2+a_1 \cdot x+a_0$, en donde si sus coeficientes a_1 y a_2 son mayores a dicho valor umbral se indica que el ojo acomodó y/o que existe un cambio de tendencia en la señal de acomodación en el rango de potencias ópticas adicionales usado.
- 10 6. Método según la reivindicación 1, en donde dicho análisis de la etapa c) comprende el cálculo de la pendiente de la señal de acomodación, en donde si el valor de la pendiente es mayor a dicho valor umbral para alguna potencia óptica adicional se indica que existe un cambio de tendencia en el rango medido.
7. Método según la reivindicación 1, 5 o 6, en donde el valor umbral está comprendido en un rango entre 0.083 - 0.25 D.
- 15 8. Método según la reivindicación 1, 5, 6 o 7, en donde el valor umbral es 0.125 D.
9. Método según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde las potencias ópticas adicionales están comprendidas en un rango entre ± 1 hasta ± 2 D respecto a la refracción de referencia.
- 20 10. Método según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde previamente al cálculo del comportamiento de una señal de acomodación del ojo el método comprende realizar un filtrado y promediado de dicha información adquirida del ojo.
11. Método según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en donde las potencias ópticas utilizadas hacen referencia a las potencias ópticas de un foróptero, de una gafas de prueba, o de unas lentes o sistemas de potencia óptica variable.
- 25 12 Método según la reivindicación 1, en donde la información adquirida del ojo comprende una o más imágenes del ojo adquiridas con un sensor óptico de frente de onda.

13. Producto de programa de ordenador que incluye instrucciones de código que cuando se implementan en un dispositivo de computación ejecutan un método según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12.

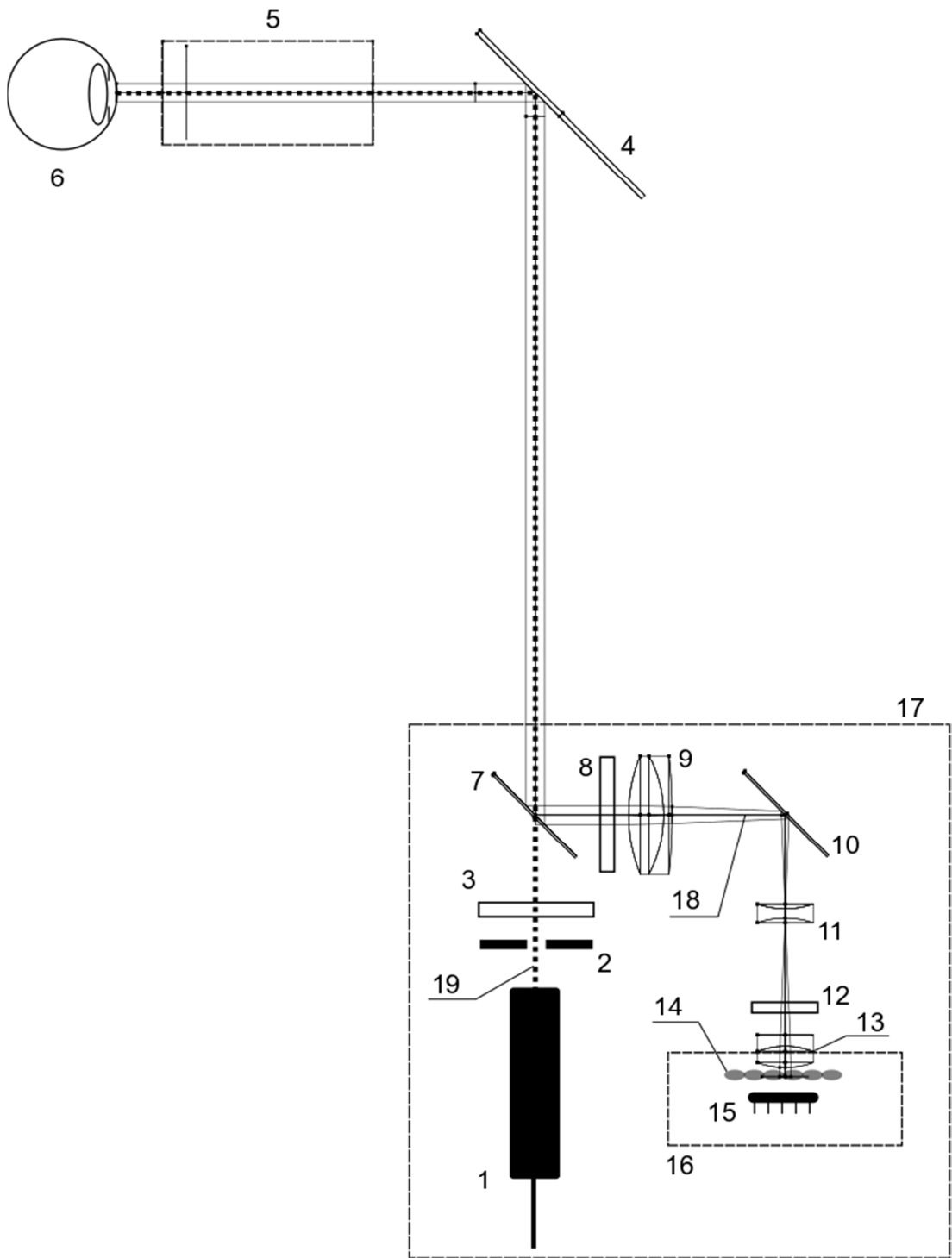


Fig. 1

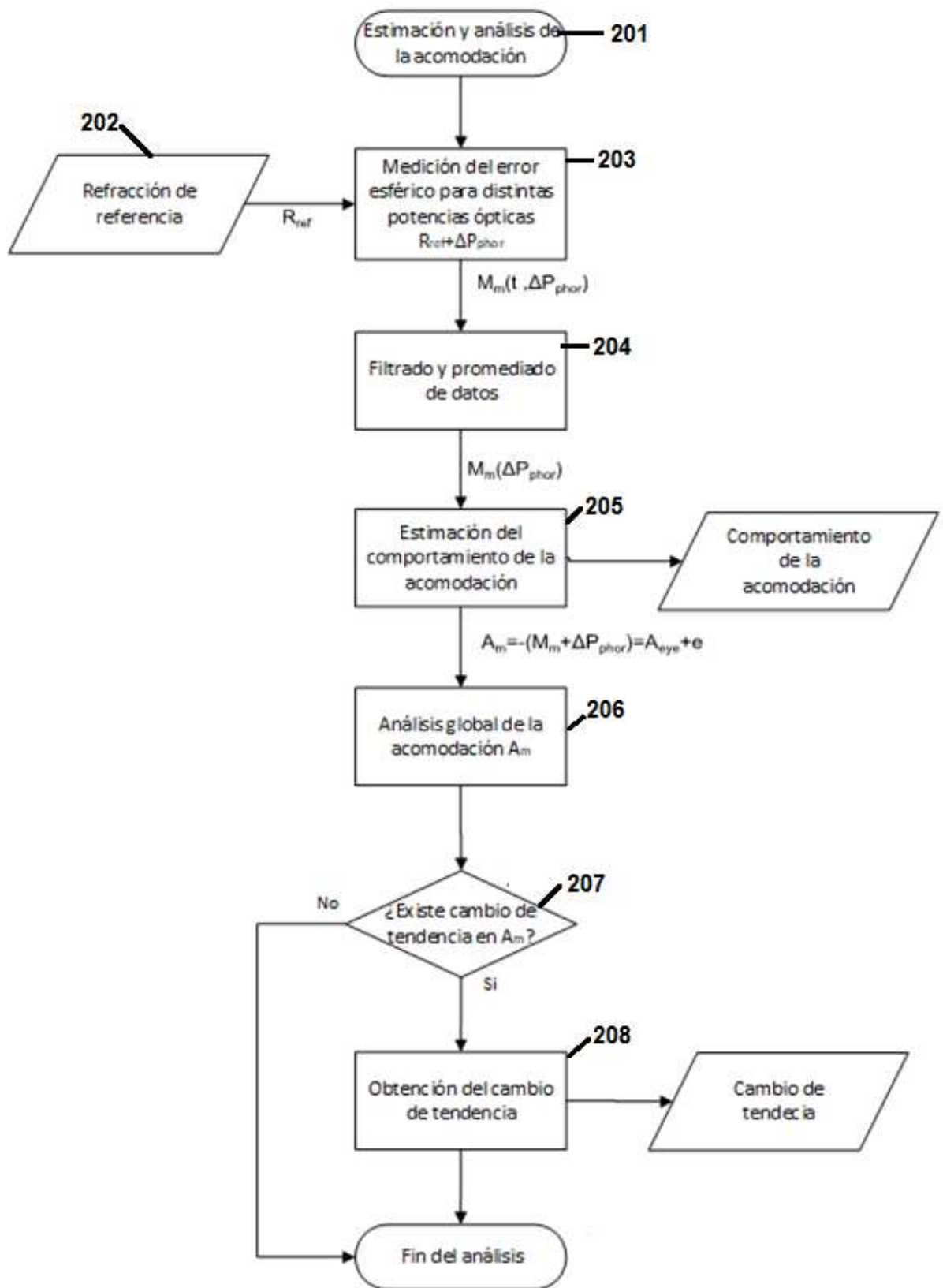
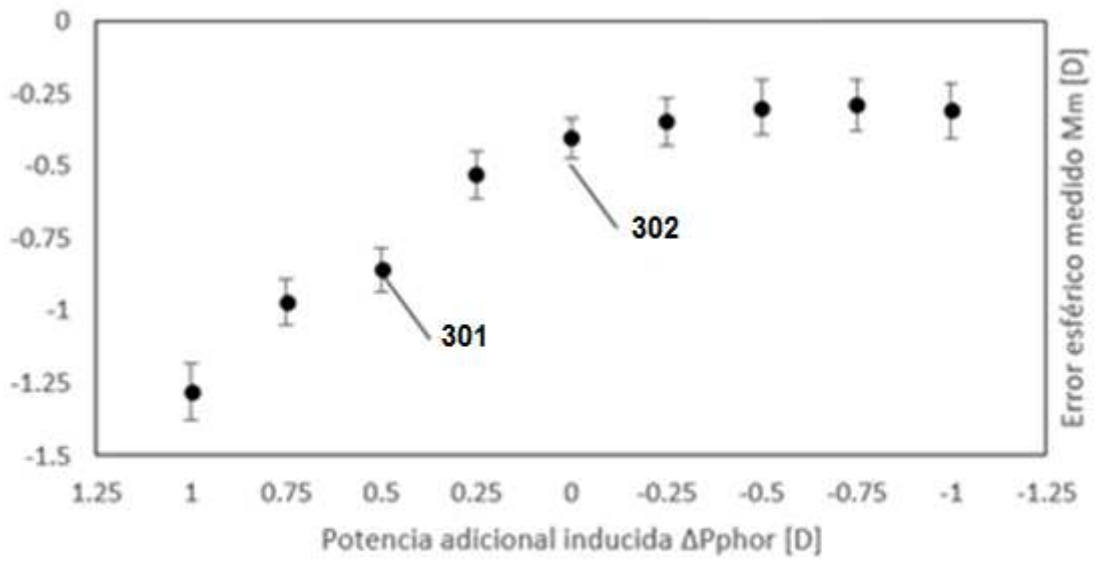
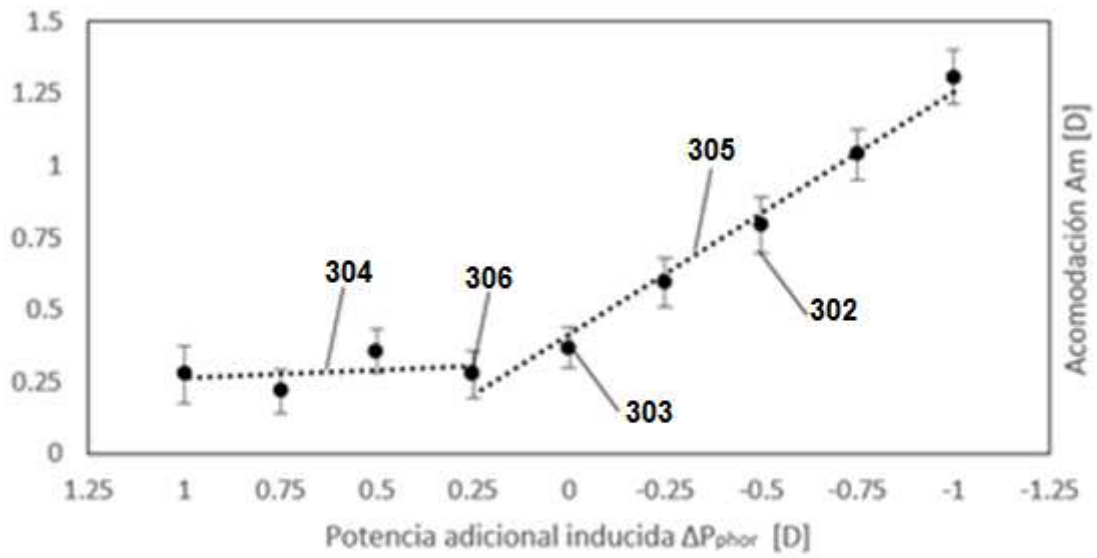


Fig. 2



(A)



(B)

Fig. 3

RESUMEN

Se propone un método y programas informáticos para caracterizar la acomodación ocular. El método comprende medir unos errores refractivos esféricos de un ojo para diferentes potencias ópticas adicionales respecto a una refracción de referencia; calcular el comportamiento de una señal de acomodación del ojo a partir de los errores refractivos esféricos medidos y de las potencias ópticas adicionales; analizar el comportamiento de la señal de acomodación calculando sus diferencias respecto al comportamiento esperado en un ojo sin capacidad de acomodar mediante el cálculo de los errores entre los datos medidos y una curva de ajuste y determinar que existe un cambio de tendencia en la señal de acomodación si un resultado del análisis es mayor a un umbral. Cuando se produce un cambio de tendencia se determina además la potencia óptica en la que se ha producido el cambio mediante el análisis de una curva de la señal de acomodación.