

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 652 164**

21 Número de solicitud: 201630583

51 Int. Cl.:

A61B 3/11 (2006.01)

12

SOLICITUD DE PATENTE

A2

22 Fecha de presentación:

03.03.2014

43 Fecha de publicación de la solicitud:

31.01.2018

62 Número y fecha presentación solicitud inicial:

P 201590103 03.03.2014

71 Solicitantes:

**OPTERNATIVE, INC. (100.0%)
175 North Ada Street, Suite 200
IL 60607 (Chicago) US**

72 Inventor/es:

**LEE, Steven P. y
DALLEK, Aaron**

74 Agente/Representante:

CARVAJAL Y URQUIJO, Isabel

54 Título: **MÉTODO PARA DETERMINAR UNA DISTANCIA PUPILAR DE UNA PERSONA**

57 Resumen:

Un método para determinar una distancia de pupila de un paciente sin medir físicamente dicha distancia con un dispositivo. El método no requiere el viaje o gasto de una visita al médico, y está optimizado para la comodidad y rentabilidad. En una realización general, la presente divulgación proporciona un método para determinar una distancia pupilar de un paciente. El método incluye, recibir una imagen facial frontal de la persona, estimar una distancia de canto de un eje de una persona a partir de la imagen facial frontal y determinar una distancia pupilar estimada de la persona a partir de la imagen facial frontal. El método también incluye determinar una escala de la imagen basándose en la distancia de canto estimada y en una distancia de canto especificada, y aplicar la escala de la imagen a la distancia pupilar estimada para determinar la distancia pupilar de la persona.

ES 2 652 164 A2

MÉTODO PARA DETERMINAR UNA DISTANCIA PUPILAR DE UNA PERSONA

DESCRIPCIÓN

5 **Antecedentes**

La presente divulgación se refiere de manera general a la determinación de la graduación de unas gafas y/o lentes de contacto para un paciente con un error refractivo que necesita corrección. Muchas personas tienen errores refractivos del ojo que les provoca que presenten miopía (conocida comúnmente como visión corta) o hipermetropía (conocida comúnmente como hiperopía). Un experto habitual en la técnica entenderá que miopía se refiere a un defecto de refracción de las propiedades ópticas del ojo que hace que las imágenes se enfoquen delante de la retina (es decir, un error refractivo). Esos defectos ópticos están provocados normalmente, entre otras cosas, por defectos de la córnea, alargamiento de la estructura del ojo, otros estados, o una combinación de esos estados. La hipermetropía, por otra parte, se refiere a un error refractivo de las propiedades ópticas del ojo que hace que las imágenes se enfoquen detrás de la retina. Esos defectos ópticos son el resultado cuando los componentes ópticos del ojo no son lo suficientemente resistentes a lo largo de la longitud de delante a atrás del ojo. La miopía y la hipermetropía tienen una componente, una medida esférica, que indica la fuerza o potencia necesaria para corregir los defectos ópticos.

Astigmatismo se refiere a un error refractivo que hace que la luz que entra en el ojo se enfoque en dos puntos en vez de en uno. Está provocado por una potencia irregular de la córnea. El astigmatismo tiene dos componentes, una medida de eje, que indica el ángulo a lo largo del cual se distorsiona cualquier imagen que ve el paciente, y una medida de cilindro, que indica la fuerza o potencia de la distorsión. La miopía, la hipermetropía y el astigmatismo son los principales errores refractivos que hacen que los pacientes busquen tratamiento para corregir sus problemas de visión.

Un análisis de la refracción manifiesta es una herramienta de diagnóstico usada por los oftalmólogos y optometristas mediante la que se somete a prueba el error refractivo de un paciente para indicar si el paciente se beneficiará de la corrección con gafas o lentes de contacto. Como parte de esa técnica, un paciente mira a través de un foróptero mientras que el oftalmólogo u optometrista evalúa cada uno de los ojos del paciente. Se usa a menudo una técnica de diagnóstico de reflejo retiniano para evaluar la magnitud del error refractivo

presente en los ojos del paciente. Se usa la respuesta subjetiva del paciente para refinar la refracción manifiesta, lo que implica que el paciente tome decisiones entre la calidad de imagen a medida que se deslizan diferentes lentes que tienen diferentes potencias en su sitio en el foróptero. Estos errores refractivos pueden corregirse con lentes, normalmente lentes de cristal, conocidas como gafas, o lentes de contacto, que se aplican directamente al ojo. También pueden corregirse con diversos tipos de cirugía. Al final del análisis de la refracción manifiesta, el oftalmólogo u optometrista puede extender una graduación para gafas, lentes de contacto y/o cirugía refractiva.

Otros métodos para determinar el error refractivo de un paciente incluyen dispositivos de diagnóstico conocidos tales como sensores de frente de onda, refractómetros, y otros que se conocen bien en la técnica. Algunos de estos dispositivos de diagnóstico usan ordenadores para asistir en la determinación del error refractivo del paciente. Por ejemplo, una implementación de un refractor del tipo de frente de onda que se conoce bien en la técnica usa un sensor de "Hartmann-Shack" para medir el frente de onda de un haz de luz generado a partir de un punto de iluminación proyectado sobre la retina y que se hace pasar a través de los componentes ópticos del ojo. En un refractor del tipo de frente de onda de este tipo, se proyecta un haz sonda de un láser o un diodo superluminiscente sobre la retina a través de los componentes ópticos del ojo. La luz dispersada por la retina pasa a través de los componentes ópticos del ojo, y sale a través de la pupila del ojo. El frente de onda del haz saliente porta información refractiva relacionada con los componentes ópticos del ojo. Por ejemplo, si el ojo es emétrope (es decir, los componentes ópticos del ojo no presentan error refractivo), el frente de onda del haz saliente debe ser plano. Los componentes ópticos de transmisión transmiten el frente de onda que sale de la pupila del ojo sobre el sensor de Hartmann-Shack. El sensor de Hartmann-Shack mide la distorsión del frente de onda y proporciona esa información a un ordenador para calcular los errores refractivos del ojo debido a aberraciones de los componentes ópticos del ojo.

Cada una de las técnicas descritas anteriormente para determinar el error refractivo de un paciente requiere que el paciente se desplace a un lugar en el que tales máquinas o médicos estén presentes y disponibles para realizar la determinación. Y, habiéndose desplazado a la consulta de un médico, un paciente tiene entonces que pagar por el tiempo y los servicios del médico, que pueden estar cubiertos o no por su seguro sanitario. Esto puede resultar caro e incómodo para un paciente.

Para un paciente que desea lentes de contacto, generalmente se aplica un segundo cobro

para una "adaptación". Este cobro es innecesario frecuentemente porque la mayor parte de fabricantes de lentes de contacto sólo ofrecen una combinación o unas pocas combinaciones de curva base y diámetro, lo que significa que sólo existe una o unas pocas "adaptaciones" posibles para esa lente de contacto. Cuando un paciente ha llevado puestas lentes de contacto anteriormente y está cómodo con su marca anterior, no hay necesidad de realizar una "adaptación". A pesar de esto, las consultas de los médicos requieren comúnmente que se realice una "adaptación", y se cobran los honorarios asociados. Un seguro sanitario rara vez cubre estos honorarios. En algunos casos, el médico puede requerir que el paciente haga otra visita a la consulta independiente para recibir su "adaptación". Por tanto, determinar una graduación de lentes de contacto puede ser incluso más caro e incómodo para un paciente.

Además, el coste de la maquinaria descrita anteriormente (foróptero, refractor de frente de onda, etc.) es prohibitivo como para que la posea un individuo que no ejerza la práctica médica, de modo que los pacientes no tienen la opción de determinar su propia graduación de gafas o lentes de contacto fuera de un entorno de práctica médica.

Además, las pruebas subjetivas para astigmatismo en consulta generalmente sólo determinan la graduación de eje de un paciente con una exactitud dentro de 10°.

Por tanto, existe la necesidad de un modo más cómodo, menos costoso, más exacto para que los pacientes determinen y reciban graduaciones de gafas y lentes de contacto.

Descripción breve de la invención

La presente divulgación se refiere de manera general a un método para determinar el error refractivo de un paciente, más particularmente determinar el error refractivo del paciente usando una pantalla computerizada u otra herramienta visual adecuada, y proporcionar al paciente una graduación de lentes correctoras del tipo de lentes correctoras preferido por el paciente. El método no requiere el viaje o gasto de una visita al médico, y está optimizados para la comodidad y rentabilidad.

El método para determinar una distancia pupilar de una persona sin medir físicamente la distancia pupilar con un dispositivo comprende varias etapas. Una etapa para recibir una imagen facial frontal de la persona. Una etapa para estimar una distancia de canto de un ojo de una persona a partir de la imagen facial frontal. Una etapa para estimar una distancia

pupilar de la persona a partir de la imagen facial frontal. Una etapa para determinar una escala de la imagen basándose en la distancia de canto estimada y en una distancia de canto especificada. Una etapa para aplicar la escala de la imagen a la distancia pupilar estimada para determinar la distancia pupilar de la persona.

5

Opcionalmente, el método permite a la persona introducir información demográfica; y determina a partir de la información demográfica de la persona la distancia de canto estimada de la persona, en el que la información demográfica es al menos una de las siguientes características: la edad, la raza, el sexo, la altura y el peso de la persona.

10

Opcionalmente, el método está asociado con un examen ocular de refracción proporcionado a través de Internet, y da como resultado una prescripción de lentes correctoras para la persona que ha revisado y aprobado al menos un médico.

15

Opcionalmente, la imagen facial frontal de la persona incluye instantáneas grabadas durante el examen ocular de refracción.

Opcionalmente, la imagen facial frontal de la persona se graba por al menos uno de los siguientes dispositivos: una cámara digital, un teléfono con cámara, un ordenador personal equipado con cámara, un ordenador de tipo tableta equipado con cámara, un terminal personal equipado con cámara y una cabina equipada con cámara.

20

Opcionalmente, recibir la imagen facial frontal de la persona comprende además permitir a la persona seleccionar una imagen facial frontal grabada anteriormente.

25

Opcionalmente, el método incluye otra etapa para determinar un centro de cada una de las pupilas de la persona en la imagen recibida, en el que determinar la distancia pupilar estimada de la persona se basa en determinar una distancia entre el centro determinado de cada una de las pupilas de la persona en la imagen recibida.

30

Opcionalmente, determinar la escala de la imagen basándose en la distancia de canto estimada comprende además determinar un punto inicial de canto y un punto final de canto en la imagen recibida y convertir a escala la imagen basándose en la distancia de canto estimada y una distancia entre el punto inicial de canto y el punto final de canto en la imagen recibida.

35

Opcionalmente, la persona es una primera persona (paciente) y el método comprende además permitir a una segunda persona (asistente) crear al menos dos entradas de ubicación de pupila para determinar la distancia pupilar estimada, en el que las al menos dos entradas se usan para ubicar centros de las pupilas de la primera persona en la imagen recibida; y determinar la distancia pupilar de la primera persona basándose en la escala determinada de la imagen y en las al menos dos entradas de ubicación de pupila.

Opcionalmente, el método permite a la primera persona o la segunda persona introducir información demográfica; y determinar a partir de la información demográfica de la primera persona la distancia de canto estimada de la primera persona, y en el que la información demográfica es al menos una de las siguientes: la edad, la raza, el sexo, la altura y el peso de la primera persona (paciente).

Opcionalmente, el método está asociado con un examen ocular de refracción proporcionado a través de Internet.

Opcionalmente, la imagen facial frontal de la primera persona incluye instantáneas grabadas durante el examen ocular de refracción.

Opcionalmente, el examen ocular de refracción da como resultado una prescripción de lentes correctoras para la primera persona que ha revisado y aprobado al menos un médico.

Opcionalmente, la imagen facial frontal de la primera persona grabada por al menos uno de los siguientes dispositivos: una cámara digital, un teléfono con cámara, un ordenador personal equipado con cámara, un ordenador de tipo tableta equipado con cámara, un terminal personal equipado con cámara y una cabina equipada con cámara.

Opcionalmente, recibir una imagen facial frontal de la primera persona comprende además permitir a la primera persona seleccionar una imagen facial frontal grabada anteriormente.

Opcionalmente, la primera persona y la segunda persona son la misma persona.

Opcionalmente, determinar la escala de la imagen basándose en la distancia de canto estimada comprende además determinar un punto inicial de canto y un punto final de canto en la imagen recibida y convertir a escala la imagen basándose en la distancia de canto estimada y una distancia entre el punto inicial de canto y el punto final de canto en la imagen

recibida.

Es objeto también de la invención un medio legible por ordenador no transitorio que incluye una pluralidad de instrucciones, que cuando se ejecutan por al menos un procesador, hacen
5 que el procesador al menos funcione con un dispositivo de visualización y un dispositivo de entrada para determinar una distancia pupilar de una persona que comprende las etapas siguientes:

determinar una distancia pupilar de una persona sin medir físicamente la distancia pupilar con un dispositivo mediante, (i) recibir una imagen facial frontal de la persona, (ii) estimar
10 una distancia de canto de un ojo de una persona a partir de la imagen facial frontal, (iii) determinar una distancia pupilar estimada de la persona a partir de la imagen facial frontal, (iv) determinar una escala de la imagen basándose en la distancia de canto estimada y en una distancia de canto especificada, y (v) aplicar la escala de la imagen a la distancia pupilar estimada para determinar la distancia pupilar de la persona.

15 En una realización general, la presente divulgación proporciona un método para determinar una graduación de lentes correctoras de un paciente. El método incluye, por separado, para cada ojo del paciente, determinar la graduación de astigmatismo del paciente mediante una pantalla computerizada.

20 En una realización, determinar la graduación de astigmatismo del paciente mediante la pantalla computerizada incluye presentar un primer diagrama al paciente mediante la pantalla computerizada y permitirle al paciente seleccionar al menos una entrada. La entrada corresponde a una medida de eje. El método incluye además presentar un segundo
25 diagrama a un paciente mediante la pantalla computerizada y permitirle al paciente seleccionar al menos una entrada. La entrada corresponde a una medida de cilindro.

30 En una realización adicional, el primer diagrama y el segundo diagrama son un mismo diagrama. En una realización alternativa adicional, el primer diagrama y el segundo diagrama son diagramas diferentes.

35 En otra realización adicional, el primer diagrama es una línea giratoria. En una realización todavía adicional, la línea giratoria está compuesta por al menos dos colores alternos. En aún una realización adicional, los al menos dos colores alternos se seleccionan del grupo que consiste en la familia del rojo y la familia del verde, respectivamente.

En una realización, el método se proporciona a través de Internet.

En una realización, el método incluye enviar la graduación de astigmatismo determinada a al menos un médico para su revisión y aprobación.

5

En una realización alternativa, la presente divulgación proporciona un método para determinar una graduación de lentes correctoras de un paciente. El método incluye, por separado, para cada ojo del paciente, determinar la graduación de astigmatismo del paciente mediante una pantalla computerizada, y determinar la potencia de la graduación de lentes correctoras del paciente mediante la pantalla computerizada.

10

En una realización adicional, el método también incluye, por separado, para cada ojo del paciente, permitirle al paciente aportar una entrada de al menos un dato seleccionado del grupo que consiste en una curva base de una graduación anterior de lentes de contacto, un diámetro de una graduación anterior de lentes de contacto, un nombre de marca anterior de lentes de contacto y un fabricante anterior de lentes de contacto. Se determinan la curva base y el diámetro a partir del al menos un dato.

15

En una realización adicional, el método también incluye, por separado, para cada ojo no corregido del paciente, determinar si el paciente es miope o hipermetrope presentando un diagrama de bloques de colores al paciente mediante la pantalla computerizada y permitiéndole al paciente seleccionar una entrada correspondiente a parte del diagrama de bloques de colores.

20

En otra realización adicional, el método también incluye, por separado para cada ojo corregido del paciente, determinar si el paciente tiene una corrección por exceso o corrección por defecto presentando un diagrama de bloques de colores al paciente mediante la pantalla computerizada y permitiéndole al paciente seleccionar una entrada correspondiente a parte del diagrama de bloques de colores.

25

30

En una realización, determinar la potencia de la graduación de lentes correctoras del paciente mediante la pantalla computerizada incluye presentar una primera figura a un paciente mediante la pantalla computerizada. La primera figura es demasiado pequeña como para que el paciente la vea claramente. El método incluye además permitirle al paciente aportar al menos una entrada para aumentar el tamaño de la primera figura hasta que el paciente apenas pueda distinguirla. La al menos una entrada corresponde a una

35

primera medida de esfera. En una realización adicional, el método incluye presentar una segunda figura a un paciente mediante la pantalla computerizada. La segunda figura es lo suficientemente grande como para que el paciente la vea claramente. El método le permite al paciente aportar al menos una entrada para disminuir el tamaño de la segunda figura hasta que el paciente ya no pueda distinguirla. La al menos una entrada corresponde a una segunda medida de esfera. En otra realización adicional, el método incluye determinar una medida de esfera final basándose, al menos en parte, en la primera medida de esfera y la segunda medida de esfera.

10 En una realización adicional, la primera figura y la segunda figura son figuras diferentes. En una realización alternativa adicional, la primera figura y la segunda figura son una misma figura.

En otra realización adicional, la primera figura y la segunda figura comprenden al menos un símbolo seleccionado del grupo que consiste en letras y números.

En todavía otra realización adicional, al menos un conjunto de la presentación de las figuras primera y segunda, que le permite al paciente aportar entradas, y que se reciban entradas del paciente se repite al menos una vez.

20 En una realización adicional, el método incluye enviar las graduaciones de astigmatismo y potencia determinadas a al menos un médico para su revisión y aprobación.

En otra realización, la presente divulgación proporciona un medio legible por ordenador no transitorio. El medio legible por ordenador no transitorio incluye una pluralidad de instrucciones, que cuando se ejecutan por al menos un procesador, hacen que el al menos un procesador funcione con al menos un dispositivo de visualización, al menos un dispositivo de memoria, y al menos un dispositivo de entrada para determinar una graduación de lentes correctoras del paciente. La graduación de lentes correctoras comprende una graduación de astigmatismo y una potencia. El medio legible por ordenador no transitorio determina la graduación de gafas del paciente determinando, para cada ojo del paciente, la graduación de astigmatismo del paciente. El medio legible por ordenador no transitorio determina la graduación de astigmatismo del paciente presentando un primer diagrama al paciente mediante una pantalla computerizada y permitiéndole al paciente seleccionar una entrada. La entrada seleccionada por el paciente corresponde a una medida de eje. El medio legible por ordenador no transitorio determina además la graduación de

astigmatismo del paciente presentando un segundo diagrama a un paciente mediante la pantalla computerizada y permitiéndole al paciente seleccionar al menos una entrada. La entrada seleccionada por el paciente corresponde a una medida de cilindro. El medio legible por ordenador no transitorio determina además la graduación de lentes correctoras del paciente determinando, para cada ojo del paciente, la potencia de la graduación de lentes correctoras del paciente. El medio legible por ordenador no transitorio determina la potencia de la graduación presentando una primera figura a un paciente mediante la pantalla computerizada. La primera figura es demasiado pequeña como para que el paciente la vea claramente. El medio legible por ordenador no transitorio determina además la potencia de la graduación permitiéndole al paciente aportar al menos una entrada para aumentar el tamaño de la primera figura hasta que el paciente apenas pueda distinguirla. La al menos una entrada corresponde a una primera medida de esfera. El medio legible por ordenador no transitorio determina además la potencia de la graduación presentando una segunda figura a un paciente mediante la pantalla computerizada. La segunda figura es lo suficientemente grande como para que el paciente la vea claramente. El medio legible por ordenador no transitorio determina además la potencia de la graduación permitiéndole al paciente aportar al menos una entrada para disminuir el tamaño de la segunda figura hasta que el paciente ya no pueda distinguirla. La al menos una entrada corresponde a una segunda medida de esfera. El medio legible por ordenador no transitorio determina una medida de esfera final basándose, al menos en parte, en la primera medida de esfera y la segunda medida de esfera a determinar.

Una ventaja de la presente divulgación es proporcionar a un paciente más comodidad en la determinación y recepción de una graduación de gafas y/o lentes de contacto.

Una ventaja de la presente divulgación es reducir el coste y gasto para el paciente de la determinación y recepción de una graduación de gafas y/o lentes de contacto.

Otra ventaja de la presente divulgación es determinar una graduación de gafas y/o lentes de contacto sin la necesidad de equipo caro sólo viable para su uso en la consulta de un médico.

Otra ventaja de la presente divulgación es determinar una graduación de gafas y/o lentes de contacto sin poner las lentes delante de los ojos del paciente.

Todavía otra ventaja de la presente divulgación es determinar más rápidamente una

graduación de gafas y/o lentes de contacto.

Una ventaja adicional de la presente divulgación es determinar de manera más exacta las graduaciones de astigmatismo de eje y cilindro de un paciente.

5

En el presente documento se describen características y ventajas adicionales, y resultarán evidentes a partir de la siguiente descripción detallada y las figuras.

Breve descripción de las figuras

10

Las figuras 1A y 1B son un diagrama de flujo que ilustra un método de ejemplo de funcionamiento de una realización del sistema de la presente divulgación.

15

La figura 2A ilustra una captura de pantalla de un ejemplo de una realización del sistema de la presente divulgación, en la que el sistema visualiza peticiones de información referente a una graduación anterior del paciente, un formulario rellenable para que el paciente introduzca datos referentes a su graduación anterior, y peticiones de información referente a qué errores refractivos puede tener el paciente.

20

La figura 2B ilustra una captura de pantalla de un ejemplo de una realización del sistema de la presente divulgación, en la que el sistema visualiza una petición de información referente a una graduación anterior del paciente y una petición de información referente a qué errores refractivos puede tener el paciente.

25

La figura 3 ilustra una captura de pantalla de un ejemplo de una realización del sistema de la presente divulgación, en la que el sistema visualiza un diagrama y le permite a un paciente aportar una entrada, en la que la entrada corresponde a una medida de eje del paciente.

30

La figura 4A ilustra una captura de pantalla de un ejemplo de una realización del sistema de la presente divulgación, en la que se muestra un diagrama tal como lo vería un ojo corregido con astigmatismo, o un ojo sin astigmatismo.

35

Las figuras 4B, 4C, 4D, y 4E ilustran capturas de pantalla de ejemplos de realizaciones del sistema de la presente divulgación, en las que se muestra cada diagrama tal como lo vería un ojo no corregido con astigmatismo a lo largo de un eje dado.

La figura 5 ilustra una captura de pantalla de un ejemplo de una realización del sistema de la presente divulgación, en la que se muestra el diagrama tal como lo vería un ojo corregido con astigmatismo tras haber aportado el paciente al menos una entrada, en la que la entrada corresponde a una medida de cilindro del paciente.

5

La figura 6 ilustra una captura de pantalla de un ejemplo de una realización del sistema de la presente divulgación, en la que el sistema calibra la cantidad de distancia entre una cámara montada en la pantalla computerizada y el paciente.

10

Las figuras 7A y 7B ilustran capturas de pantalla de ejemplos de una realización del sistema de la presente divulgación, en las que el sistema visualiza una figura y le permite a un paciente aportar al menos una entrada para cambiar el tamaño de la figura, en las que la al menos una entrada corresponde a una medida de esfera del paciente.

15

Las figuras 8A, 8B, 8C, y 8D ilustran capturas de pantalla de ejemplos de una realización del sistema de la presente divulgación, en las que el sistema visualiza un diagrama de bloques de colores y le permite a un paciente aportar al menos una entrada para seleccionar una parte que parece más definida del diagrama, en las que la entrada corresponde a una determinación de que el paciente es miope o hipermetrope (si no lleva puestas lentes correctoras), tiene una corrección por exceso o por defecto (si lleva puestas lentes correctoras), u otro.

20

La figura 9A ilustra una captura de pantalla de un ejemplo de una realización del sistema de la presente divulgación, en la que el sistema visualiza una figura y le permite a un paciente aportar al menos una entrada para afectar al giro de la figura, en la que la al menos una entrada corresponde a una medida de eje.

25

La figura 9B ilustra una captura de pantalla de un ejemplo de una realización del sistema de la presente divulgación, en la que el sistema visualiza una figura y le permite a un paciente aportar al menos una entrada para afectar a la separación o al tamaño de diversas partes de la figura, en la que la al menos una entrada corresponde a una medida de cilindro.

30

La figura 10A ilustra una captura de pantalla de un ejemplo de una realización del sistema de la presente divulgación, en la que el sistema visualiza un diagrama de líneas y le permite a un paciente aportar al menos una entrada, en la que la al menos una entrada corresponde a una medida de cilindro.

35

La figura 10B ilustra una captura de pantalla de un ejemplo de una realización del sistema de la presente divulgación, en la que la figura de 10A puede girar para alinearse con el eje determinado del astigmatismo de un paciente.

5

La figura 11A ilustra una captura de pantalla de un ejemplo de una realización del sistema de la presente divulgación, en la que el sistema visualiza un diagrama de radios finos, que es una parte angular más pequeña del diagrama de radios de la figura 12B, y le permite a un paciente aportar al menos una entrada, en la que la al menos una entrada corresponde a una medida de eje fina.

10

La figura 11B ilustra una captura de pantalla de un ejemplo de una realización del sistema de la presente divulgación, en la que el sistema visualiza un diagrama 1105 de semicírculos concéntricos y le permite a un paciente aportar al menos una entrada, en la que la al menos una entrada corresponde a una medida de eje y/o de cilindro.

15

La figura 12A ilustra una captura de pantalla de un ejemplo de una realización del sistema de la presente divulgación, en la que el sistema visualiza un diagrama de líneas, y le permite a un paciente aportar al menos dos entradas, en la que las al menos dos entradas corresponden a una medida de cilindro.

20

La figura 12B ilustra una captura de pantalla de un ejemplo de una realización del sistema de la presente divulgación, en la que el sistema visualiza un diagrama 1205 de radios y le permite a un paciente aportar al menos una entrada, en la que la al menos una entrada corresponde a una medida de eje aproximada.

25

La figura 13 ilustra una captura de pantalla de un ejemplo de una realización del sistema de la presente divulgación, en la que el sistema visualiza un diagrama 1304 de líneas, y le permite a un paciente aportar al menos una entrada, en la que la al menos una entrada corresponde a una medida de cilindro.

30

Las figuras 14A-D son capturas de pantalla de realizaciones de ejemplo del sistema de la presente divulgación que demuestran que las partes alternas pueden ser de diferentes tamaños o separación, pero todavía realizar pruebas para la misma determinación en la determinación de la intensidad del astigmatismo.

35

La figura 15 es una captura de pantalla de un ejemplo de una realización del sistema de la presente divulgación, que demuestra que las partes alternas pueden ser de diferentes tamaños o separación, pero todavía realizar pruebas para la misma determinación de eje de astigmatismo.

5

La figura 16 es una captura de pantalla de un ejemplo de una realización del sistema de la presente divulgación, que demuestra que una figura para la determinación aproximada del eje de astigmatismo puede modificarse en cuanto a tamaño y formar, y estirarse de modo menor, y todavía puede usarse por el sistema para determinar un eje de astigmatismo para un paciente.

10

La figura 17 es una captura de pantalla de un ejemplo de una realización del sistema de la presente divulgación, que demuestra una posible configuración para una prueba de degeneración macular.

15

Descripción detallada

Las figuras 1A y 1B ilustran un diagrama de flujo de un ejemplo de un procedimiento o método 100 según una realización del sistema de la presente divulgación. En diversas realizaciones, uno o más procesadores ejecutan un conjunto de instrucciones para implementar el procedimiento 100. Aunque el procedimiento 100 se describe con referencia al diagrama de flujo mostrado en las figuras 1A y 1B, el sistema puede emplear muchos otros procedimientos de realización de las acciones asociadas con este procedimiento ilustrado. Por ejemplo, el sistema puede cambiar el orden de determinados bloques de los bloques ilustrados. El sistema también puede hacer que determinados bloques de los bloques ilustrados sean opcionales, el sistema puede repetir determinados bloques de los bloques ilustrados, y/o el sistema puede no emplear determinados bloques de los bloques ilustrados.

20

25

Tal como se indica mediante el bloque 102, el sistema visualiza en una pantalla computerizada un formulario rellenable para que un paciente aporte al menos una entrada de una graduación de gafas o lentes de contacto, nombre de marca de lentes de contacto y/o fabricante lentes de contacto anterior.

30

35

Una pantalla computerizada según una realización de la presente divulgación incluye, sin limitación: un monitor, una pantalla de televisión, una pantalla de plasma, una pantalla de

cristal líquido (LCD), una pantalla basada en diodos emisores de luz (LED), una pantalla basada en una pluralidad diodos orgánicos emisores de luz (OLED), una pantalla basada en diodos poliméricos emisores de luz (PLED), una pantalla basada en una pluralidad de emisores de electrones por conducción de superficie (SED), o cualquier otro dispositivo electrónico o mecanismo de visualización adecuado. En determinadas realizaciones, tal como se describió anteriormente, la pantalla computerizada incluye una pantalla táctil. Debe apreciarse que la pantalla computerizada puede ser de cualquier tamaño, forma y configuración adecuados.

La pantalla computerizada visualiza un formulario rellenable, campos rellenables, u otro vehículo para que el paciente introduzca datos, si el paciente tiene tales datos, incluyendo una graduación anterior de gafas, una graduación anterior de lentes de contacto, un nombre de marca anterior de lentes de contacto y/o un fabricante anterior de lentes de contacto. Los datos relacionados con la graduación anterior de lentes de contacto pueden ser información de una caja de lentes de contacto del paciente, que todavía puede tener en su posesión. En una realización, la pantalla computerizada forma parte de un terminal de paciente, que el paciente puede usar para acceder al sistema y procedimiento.

En otra realización de ejemplo, el formulario rellenable puede preguntarle al paciente con respecto a su satisfacción con sus gafas o lentes de contacto actuales, así como con qué frecuencia lleva puestas las gafas o lentes de contacto.

Tal como se indica mediante el bloque 104, el sistema recibe al menos una entrada de una graduación anterior de gafas, una graduación anterior de lentes de contacto, un nombre de marca anterior de lentes de contacto y/o un fabricante anterior de lentes de contacto. Debe apreciarse que el sistema puede rellenar o completar automáticamente el formulario, los campos, u otro vehículo basándose en otros datos introducidos por el paciente. Como ejemplo no limitativo, el paciente puede introducir un nombre de marca anterior de lentes de contacto. El sistema puede usar entonces una tabla de consulta u otro método para recuperar de la memoria los aspectos de curva base y/o diámetro correspondientes de la graduación anterior. Esto es especialmente posible con respecto al nombre de marca o los fabricantes de lentes de contacto que proporcionan sólo uno o unos pocos tamaños de curva base y/o diámetro posibles.

En una posible alternativa al bloque 104, el sistema puede recibir una entrada de que el paciente o bien no tiene o bien no desea introducir la información de graduación anterior

solicitada, tal como se indica mediante el bloque 106. En una posible realización, el bloque 106 no forma parte del procedimiento 100, y el paciente debe introducir información de graduación anterior antes de continuar al siguiente bloque. En otra posible realización, el bloque 106 forma parte del procedimiento 100 y no se requiere que el paciente introduzca
5 ninguna información de graduación anterior antes de continuar al siguiente bloque.

El sistema visualiza en la pantalla computerizada una pregunta al paciente referente a si es miope o hipermetrope, tal como se indica mediante el bloque 108, y recibe al menos una entrada del paciente en respuesta a la pregunta referente a si es miope o hipermetrope, tal
10 como se indica mediante el bloque 110.

En el bloque 112, el sistema visualiza un primer diagrama al paciente en la pantalla computerizada destinado para un primer ojo (o bien el derecho o bien el izquierdo) del paciente. Debe apreciarse que el paciente debe ver el primer diagrama con su primer ojo no
15 corregido, es decir, si lleva puestas gafas o lentes de contacto, debe quitárselas y ver el diagrama sin la corrección de sus gafas o lentes de contacto.

El sistema recibe una entrada del paciente referente a cómo ve el primer diagrama con su primer ojo, en la que la entrada del paciente corresponde a una medida de eje para
20 astigmatismo, tal como se indica mediante el bloque 114. Debe apreciarse que la medida de eje puede usarse como al menos una parte de una función de desviación que puede aplicar el sistema a otros diagramas y figuras visualizados para el primer ojo. En una realización, el sistema recibe una entrada de un paciente, en la que la entrada indica que no tiene astigmatismo en el ojo que está sometiéndose a prueba, tal como se indica mediante el
25 bloque 120. En esta realización, el paciente o bien puede avanzar a bloques 122 a 130 con su primer ojo, o bien puede repetir el bloque 112 con su segundo ojo.

Si el paciente aporta una entrada que indica una medida de eje según el bloque 114, el sistema visualiza un segundo diagrama en la pantalla computerizada, tal como se indica
30 mediante el bloque 116. En una realización, el primer diagrama y el segundo diagrama son el mismo diagrama. En otra realización, el primer diagrama y el segundo diagrama son diagramas diferentes. En una realización, el segundo diagrama se distorsiona basándose en la desviación parcial de la medida de eje determinada a partir de la entrada del paciente en el bloque 114. Por ejemplo, el segundo diagrama puede estirarse o alargarse por alguna
35 unidad a lo largo del eje identificado del paciente. En otra realización, el segundo diagrama no se distorsiona inicialmente.

El sistema recibe al menos una entrada del paciente, en la que la al menos una entrada corresponde a una medida de cilindro del primer ojo, tal como se indica mediante el bloque 118. Debe apreciarse que la medida de cilindro puede usarse como al menos una parte de una función de desviación que puede aplicar el sistema a otros diagramas y figuras visualizados para el primer ojo. La función de desviación está destinada para corregir cualquier astigmatismo que el paciente pueda tener en el ojo que está sometiéndose a prueba. Como tal, la función de desviación hará que cualquier diagrama o figura al que se aplica parezca distorsionado para un ojo corregido, mientras que parezca claro para un ojo corregido.

Debe apreciarse que los bloques 112 a 120 deben repetirse, por separado, para el segundo ojo del paciente. Tras repetir los bloques 112 a 120 para el segundo ojo, debe apreciarse además que la medida de eje y la medida de cilindro para el segundo ojo pueden usarse como partes de una función de desviación que puede aplicar el sistema a otros diagramas y figuras visualizados para el segundo ojo de la misma manera que se describió que se usaban esas medidas para el primer ojo. Debe apreciarse además que, en una realización, inmediatamente tras finalizar los bloques 112 a 120 para un primer ojo, el paciente puede cambiar a su segundo ojo y pasar de nuevo por los bloques 112 a 120. En una realización alternativa, el paciente puede seguir con otros bloques, por ejemplo, los bloques 122 a 130, con su primer ojo, antes de volver a los bloques 112 a 120 para su segundo ojo.

En el bloque 122, el sistema visualiza una primera figura al paciente en la pantalla computerizada destinada para un primer ojo (o bien el derecho o bien el izquierdo) del paciente. La primera figura se visualiza de manera que es demasiado pequeña como para que el paciente la vea claramente. Debe apreciarse que el paciente debe ver la primera figura con su primer ojo no corregido, es decir si lleva puestas gafas o lentes de contacto, debe quitárselas y ver la figura sin la corrección de sus gafas o lentes de contacto. En una realización de ejemplo, la primera figura se distorsiona mediante la función de desviación determinada con las entradas del paciente de los bloques 114 y 118 para el primer ojo del paciente. En otra realización de ejemplo, la primera figura no se distorsiona mediante la función de desviación.

El sistema recibe una entrada del paciente referente a cómo ve la primera figura con su primer ojo, en la que la entrada del paciente corresponde a una primera medida de esfera, tal como se indica mediante el bloque 124.

Tal como se indica mediante el bloque 126, el sistema visualiza una segunda figura en la pantalla computerizada, en la que la segunda figura se visualiza de manera que es lo suficientemente grande como para que el paciente la vea claramente. En una realización, la primera figura y la segunda figura son la misma figura. En otra realización, la primera figura y la segunda figura son figuras diferentes. En una realización, la segunda figura se distorsiona. Debe apreciarse que el paciente debe ver la segunda figura con su primer ojo no corregido, es decir si lleva puestas gafas o lentes de contacto, debe quitárselas y ver la figura sin la corrección de sus gafas o lentes de contacto. En una realización de ejemplo, la segunda figura se distorsiona mediante la función de desviación determinada con las entradas del paciente de los bloques 114 y 118 para el primer ojo del paciente. En otra realización de ejemplo, la segunda figura no se distorsiona mediante la función de desviación.

El sistema recibe una entrada del paciente referente a cómo ve la segunda figura con su primer ojo, en la que la entrada del paciente corresponde a una segunda medida de esfera, tal como se indica mediante el bloque 126. El sistema calcula el promedio de las medidas de esfera primera y segunda para determinar una medida de esfera final, tal como se indica mediante el bloque 130. Un experto en la técnica debe apreciar que el sistema puede determinar una medida final de cualquier manera adecuada, y no es necesario que su medida final sea el producto de un promedio directo. Por ejemplo, el sistema puede usar sólo el resultado de la última entrada, sólo el resultado de la primera entrada, cierto promedio ponderado basándose en la varianza estadística de otras entradas, o el sistema puede ignorar por completo entradas que considere que tienen una varianza estadística tan grande con respecto a otras entradas que es probable que sean un error.

Debe apreciarse que los bloques 122 a 130 deben repetirse, por separado, para el segundo ojo del paciente. Debe apreciarse además que, en una realización, inmediatamente tras finalizar los bloques 122 a 130 para su primer ojo, el paciente puede cambiar a su segundo ojo y pasar de nuevo por los bloques 112 a 130 para su segundo ojo. En una realización alternativa, el paciente puede haber finalizado ya los bloques 112 a 120 con su segundo ojo.

Debe apreciarse además que el sistema puede repetir conjuntos de los bloques 122 y 124 cualquier número de veces, en cualquier orden, y puede alternar conjuntos de los bloques 122 y 124 con conjuntos de los bloques 126 y 128 cualquier número de veces. En una realización de ejemplo, el sistema pasa por los bloques 122 a 128 para un ojo del paciente,

entonces repite los bloques 122 y 124 de nuevo para el mismo ojo antes de avanzar al bloque 130. En esta realización de ejemplo, se calcula el promedio de las tres medidas de esfera resultantes para determinar la medida de esfera final en el bloque 130. En otra realización de ejemplo, el sistema pasa por los bloques 122 y 124, entonces repite los bloques 122 y 124, entonces también pasa por los bloques 126 y 128 dos veces. En esta
5 realización de ejemplo, se calcula el promedio de las cuatro medidas de esfera resultantes para determinar la medida de esfera final en el bloque 130.

Tal como se indica mediante el bloque 132, el sistema visualiza en la pantalla
10 computerizada una pregunta al paciente referente a si desearía una graduación de gafas, una graduación de lentes de contacto, o ambas. En el bloque 134, el sistema recibe una entrada del paciente referente a su graduación o graduaciones deseadas.

El sistema visualiza información de precios al paciente, y le permite de manera convencional
15 al paciente seleccionar un método de pago y proporcionar información de pago, tal como se indica mediante el bloque 136. Permitirle al paciente seleccionar su método de pago y proporcionar información de pago puede lograrse mediante un formulario rellenable, campos rellenable, o algún otro modo, tal como se conoce bien en la técnica. El sistema recibe al menos una entrada del paciente referente a su método de pago deseado y su información
20 de pago, tal como se indica mediante el bloque 138, y proporciona al paciente su graduación o graduaciones solicitadas y pagadas, tal como se indica mediante el bloque 140.

En una realización, antes de que el paciente reciba su graduación, se envía a uno o más médicos para que firmen las diversas medidas de error refractivo determinadas. Por
25 ejemplo, el sistema puede enviar la medida de eje para que la firme un médico, la medida de cilindro para que la firme otro médico, y la medida de esfera para que la firme un tercer médico. En un ejemplo alternativo, el sistema puede enviar las tres medidas al mismo médico para que las firme. Debe apreciarse que puede emplearse cualquier combinación de médicos que firmen cualquier parte de la graduación para cualquier combinación de
30 consideraciones de coste y ahorro de tiempo.

Debe apreciarse que el sistema puede permitirle al paciente aportar una entrada referente a cómo o dónde enviar su graduación seleccionada tras haberla recibido. En una realización, el sistema puede enviar los datos de graduación a la consulta de un optometrista u
35 oftalmólogo, una empresa central proveedora de gafas y/o lentes de contacto, un establecimiento minorista de gafas y/o lentes de contacto (físico o virtual), o similar. En una

realización adicional, el paciente puede seleccionar dónde enviar la graduación eligiéndolo de una lista, un mapa, introduciendo un nombre, o algún otro método.

5 En otra realización, el sistema puede permitirle a un paciente navegar por monturas de gafas. En una realización de este tipo, el sistema puede visualizar una imagen del paciente con monturas de gafas simuladas visualizadas encima de la cara del paciente, y puede permitirle al paciente modificar el aspecto de las monturas, por ejemplo, cambiando el tamaño, la forma, el color, el material, la textura, etc. de las monturas simuladas. En otra realización adicional, el sistema puede determinar una ubicación para las lentes simuladas
10 en la cara del paciente de cualquier manera adecuada, tal como mediante sistemas de reconocimiento facial o pupilar conocidos, o mediante una montura física reconocible por el sistema proporcionada a y que lleva puesta un usuario. En otra realización adicional, el sistema puede visualizar instrucciones para que un paciente adquiriera sus monturas deseadas en línea, en una tienda física, o para que se las envíen a una ubicación deseada.

15

Un experto en la técnica debe apreciar que el solicitante ha descubierto sorprendentemente, y ha dado a conocer en el presente documento, una inversión novedosa del método convencional de determinación del error refractivo para un paciente. En la técnica convencional, el paciente está ubicado lejos de una figura o un diagrama, y se colocan
20 lentes de diversas fuerzas y configuraciones delante de los ojos del paciente. El paciente proporciona una respuesta subjetiva sobre cuál de las lentes proporciona una mejor calidad de visión. El médico o técnico refina la graduación cambiando las lentes colocadas delante de los ojos del paciente, hasta que la respuesta subjetiva del paciente indica que se ha logrado la mejor calidad de visión mediante una de las lentes proporcionadas. En cambio,
25 las realizaciones de la presente divulgación no requieren ninguna lente. Debe apreciarse que los propios diagramas y las figuras se ajustan mediante las entradas del paciente, y por tanto puede determinarse la graduación necesaria, en su totalidad o en parte, a partir de factores tales como: la distancia entre el paciente y la pantalla computerizada, el tamaño original del diagrama o la figura en la pantalla computerizada, el tamaño ajustado por el
30 paciente del diagrama o la figura en la pantalla computerizada, el número de entradas recibidas del paciente, la cantidad de efecto incremental de cada entrada, y otros factores relevantes.

Debe apreciarse además que, en algunas realizaciones de la presente divulgación, el
35 paciente puede indicar a una segunda persona qué entrada debe aportar. En esas realizaciones, la segunda persona realizará la entrada en la pantalla computerizada,

basándose en las instrucciones del paciente. La segunda persona puede ser cualquier persona adecuada, incluyendo un amigo del paciente, un miembro de la familia del paciente, médico, auxiliar de la consulta, técnico de la consulta, o cualquier otra persona.

5 También ha de apreciarse que la presente divulgación no se limita a una única pantalla computerizada. En algunas realizaciones, el paciente puede usar más de una pantalla computerizada, en uno o más terminales de paciente, para interactuar con el sistema. En otra realización, el paciente y la segunda persona pueden interactuar con el sistema en el mismo terminal de paciente y/o pantalla computerizada. En todavía otra realización, el
10 paciente y la segunda persona pueden interactuar con el sistema en diferentes terminales de paciente y/o pantallas computerizadas.

En otra realización, el sistema puede permitirle a un paciente comenzar el procedimiento y método en una ubicación, tal como una tienda física, y continuar o finalizar el procedimiento
15 y método en al menos otra ubicación, tal como en su domicilio. Debe apreciarse que en una realización de este tipo, se usará alguna clase de identificación de paciente única para autenticar que el mismo paciente es interactuando con el sistema en la primera ubicación y la(s) ubicación/ubicaciones adicional(es). Tales sistemas de autenticación se conocen en la técnica y se describen a continuación.

20 En otra realización, un paciente puede usar una pantalla computerizada para controlar otra pantalla computerizada. Por ejemplo, el sistema puede permitirle a un paciente con un teléfono inteligente (*smartphone*) usar el teléfono inteligente como mando a distancia para controlar otro terminal de paciente con una pantalla computerizada, tal como una cabina,
25 ordenador personal u ordenador de tipo tableta para interactuar con el sistema. En un ejemplo de una realización de este tipo, el sistema enviará a un paciente un enlace a su dispositivo remoto, tal como mediante correo electrónico o mensaje de texto SMS. Se le permite al paciente acceder al enlace para lanzar una interfaz, tal como mediante un navegador, que puede usarse entonces para interactuar con el sistema de manera portátil
30 única. En otra realización de ejemplo, el dispositivo remoto interactúa con el sistema a través de una aplicación almacenada en el dispositivo remoto, conocida comúnmente como una "aplicación". El dispositivo remoto puede ser cualquier dispositivo adecuado, tal como un teléfono celular, teléfono inteligente, tableta, ordenador portátil, u otro dispositivo remoto, que pueda interactuar casi instantáneamente con el sistema para recibir instrucciones y
35 permitirle al paciente aportar al menos una entrada al sistema sobre al menos una interfaz de comunicación, tal como Internet, mensajes de texto, correo electrónico, voz o datos, para

controlar la pantalla computerizada a distancia. Un experto en la técnica debe apreciar que un sistema de este tipo es único porque le permite a un paciente realizar un examen médico con su propio teléfono inteligente u otro dispositivo remoto, y poder controlar totalmente el examen.

5

En otra realización, el sistema usa un sistema de reconocimiento de voz para permitirle a un paciente aportar al menos una entrada. En una realización adicional, el sistema incluye un sistema de reconocimiento de voz para llevar a cabo un examen ocular, o un examen secundario de un examen ocular. En una realización de este tipo, el sistema le permitirá a un usuario aportar una entrada hablando al sistema, equipado con un micrófono y un software de reconocimiento de voz convencional. Tal como se conoce en la técnica, micrófonos y software de reconocimiento de voz están fácilmente disponibles comercialmente y usan fórmulas de reconocimiento de voz habituales que incluyen un sistema de aprendizaje automático convencional, de modo que el sistema podrá adaptarse a idiomas más difíciles con el tiempo. El sistema recibirá entradas de voz del paciente para registrarlas y analizarlas usando el software de reconocimiento de voz convencional. Un experto en la técnica debe apreciar que permitirle a un paciente proporcionar entradas mediante su voz proporcionará varios beneficios. En primer lugar, el paciente que está realizando pruebas constituyentes de un examen, tal como un examen ocular, no necesitará ver los detalles de la pantalla de manera perfectamente clara, y podrá usar en su lugar su oído (comunicado a través de instrucciones habladas) y su voz (para proporcionar entradas de vuelta al sistema), lo que es más fácil para el usuario puesto que es más sencillo usar y proporcionar opciones adicionales para introducir respuestas. Esto es especialmente relevante para partes del sistema en las que el paciente está usando un ojo no corregido, está algo alejado de la pantalla computerizada, o ambos. Otro beneficio de un sistema de este tipo es que le permite a un paciente usar sus manos para otros fines distintos a los de proporcionar entradas al sistema. Por ejemplo, el paciente puede tener entonces libertad para sujetar el objeto de prueba, o taparse los ojos. Además, el uso de un sistema que habla al paciente y le permite al paciente responder hablando a su vez simula un examen ocular subjetivo en la consulta del médico más típico, y puede ayudar al paciente a asimilar el sistema de la presente divulgación.

35

Haciendo ahora referencia a las figuras 2A y 2B, se ilustra una realización de la presente divulgación. El sistema de ejemplo de la figura 2A incluye una visualización 200 que el sistema muestra en la pantalla computerizada descrita anteriormente. La visualización 200 incluye una barra 202, 204, 206 y 208 de progreso. Debe apreciarse que la barra de

progreso puede ser cualquier medidor de progreso adecuado. En la realización de la figura 2A, la barra 202, 204, 206 y 208 de progreso es una barra de progreso seccionada en la que la sección 202 en la que se encuentra actualmente se indica por ser de un color más oscuro que las otras secciones. Debe apreciarse que para una barra de progreso de tipo seccionada, u otros tipos de medidores de progreso, la indicación de la sección en la que se encuentra puede ser cualquier variación de color, tamaño, fuente, texto, u otro. En otra realización, las secciones de la barra de progreso pueden seleccionarse por el paciente, de manera que el paciente puede desplazarse por el procedimiento 100 seleccionando la sección del procedimiento a la que desea ir. En una realización diferente, las secciones no pueden seleccionarse por el paciente para que el paciente se desplace por las diversas secciones.

En la realización ilustrada mediante las figuras 2A y 2B, el sistema proporciona instrucciones para el paciente referentes a cómo pasar por la sección 202, y proporciona además instrucciones verbales que el paciente puede controlar, activar, desactivar y/o ajustar articulando los elementos 210 de control de instrucciones verbales.

Tal como se ilustra mediante la realización mostrada en las figuras 2A y 2B, el sistema le pregunta al paciente con respecto a si tiene la graduación 212 anterior de gafas o lentes de contacto. Se le permite al paciente responder a la pregunta seleccionando uno de los botones 214 ó 216 de selección. Debe apreciarse que el sistema puede emplear cualquier otro método para aceptar una respuesta a una pregunta del paciente, tal como una lista desplegable, un campo rellenable y/o una casilla de verificación.

En la realización de la figura 2A, cuando el paciente selecciona el botón 214 de selección correspondiente a "SÍ", el sistema proporciona el formulario 218 a 264 rellenable. El sistema le permite al paciente cargar una fotografía de una graduación 218 anterior de gafas y/o una graduación 236 anterior de lentes de contacto. El sistema también le permite al paciente introducir sus datos de graduación anterior en los campos 220 a 234 y 238 a 264 rellenables convencionales. Específicamente, el formulario rellenable tiene campos para la graduación de gafas del ojo derecho del paciente, u "OD", 220, 222, 224 y 226. "OD" es la sigla común para el término en latín "oculus dextrus", que significa "ojo derecho". El formulario rellenable también tiene campos para la graduación de gafas del ojo izquierdo del paciente, u "OS", 228, 230, 232 y 234. "OS" es la sigla común para el término en latín "oculus sinister", que significa "ojo izquierdo". Más específicamente, los campos 220 y 228 rellenables son para la medida de esfera, o "SPH", o de potencia de los ojos derecho e izquierdo del paciente,

respectivamente. La medida de esfera representa el grado de miopía o hipermetropía del paciente. La unidad de la medida de esfera es la dioptría. Un signo positivo “+” delante de la medida de esfera indica la cantidad de hipermetropía del paciente, mientras que un signo negativo “-” delante de la medida de esfera indica la cantidad de miopía del paciente. Cuanto más positiva (para personas hipermétropes) o negativa (para personas miopes) es la medida de esfera, más intenso es el error refractivo, y por tanto, más potentes deben ser las lentes correctoras para corregir el error.

Los campos 222 y 230 de cilindro, o “CIL”, para los ojos derecho e izquierdo, respectivamente, y los campos 224 y 232 de eje, para sus ojos derecho e izquierdo, respectivamente, indican que el paciente tiene astigmatismo en el ojo correspondiente. Si no está presente astigmatismo, los campos de cilindro y eje se dejan en blanco de manera convencional. La medida de cilindro indica la intensidad, en dioptrías, del astigmatismo en el ojo del paciente. Cuanto mayor es la medida de cilindro, más intenso es el astigmatismo del paciente. La medida de eje es un número entre 0° y 180°. La unidad de la medida de eje son grados. La medida de eje indica el eje a lo largo del que está distorsionada la visión del paciente debido a las imperfecciones en la curvatura de la córnea.

La combinación de las medidas de esfera, cilindro y eje componen la parte de visión de lejos de la graduación convencional de gafas o lentes de contacto. El resto de la graduación de gafas se refiere a la parte de la visión de cerca de la graduación, y es generalmente para gafas de lectura o la parte de lectura de lentes correctoras bifocales. Los campos 226 y 234 de adición, respectivamente para los ojos derecho e izquierdo del paciente, representan la potencia refractiva adicional, en dioptrías, que ha de añadirse a la potencia esférica para permitirle al paciente leer de cerca si tiene presbicia. Si el paciente no necesita corrección para visión de lejos, la potencia de adición sola será la graduación del paciente para gafas de lectura convencionales, disponibles en la mayoría de farmacias y/o tiendas habituales.

En una realización de ejemplo, el sistema le permite a un paciente determinar la potencia de adición para aquellos pacientes que lo requieran. Esos pacientes se denominan emétopes (aquellos que no requieren corrección de lejos con gafas) con presbicia, y su presbicia es generalmente resultado del envejecimiento, que aparece normalmente alrededor de aproximadamente 40 años de edad. Este es el periodo de edad en el que generalmente un paciente comienza a necesitar gafas de lectura. Sin embargo, en el pasado, para determinar un número de adición de gafas de lectura correcto, o para crear unas lentes de contacto o gafas bifocales progresivas sin línea apropiadas, era necesario que los pacientes acudiesen

a la consulta de un oculista para obtener la medida apropiada. Sin embargo, los solicitantes han encontrado sorprendentemente, un sistema para determinar la potencia para ambas partes superior e inferior de lentes bifocales que evita la necesidad de visitar la consulta de un médico o aguantar un examen largo y completo en la consulta. El sistema le pregunta al paciente con respecto a su edad, el tamaño de figuras que puede ver con sus ojos no corregidos (mediante cualquiera de los métodos o procedimientos dados a conocer en el presente documento), y la distancia para la que desea corrección (es decir, un paciente puede desear un único par de gafas para ver tanto libros a 16 pulgadas como ver otros objetos a 21 pulgadas (o cualquier otra combinación de segmento superior y segmento inferior)). Debe apreciarse que las distancias deseadas pueden determinarse mediante cualquier método adecuado, tal como mediante una pantalla computerizada tal como se da a conocer en el presente documento (tal como un teléfono inteligente), un simple asistente de medición en papel imprimible, mediante estimación con una tira de papel. El sistema también puede permitirle a un paciente estimar el margen de distancia que más desea corregir, tal como el margen de distancia que usa más a menudo, en términos fácilmente estimables, tales como la longitud de los brazos, más lejos que la longitud de los brazos o más cerca que la longitud de los brazos. El sistema usa tales entradas del paciente para determinar una graduación personalizada para unas únicas gafas de lectura o bifocales sin línea sin hacerlo de casualidad ni requiriendo un desplazamiento a la consulta de un médico y sus gastos asociados.

Tal como se muestra en la figura 2A, la graduación de lentes de contacto incluye muchos de los mismos campos de medida que la graduación de gafas. Específicamente, los campos de medida de esfera, 238 y 252; los campos de medida de cilindro, 240 y 254; los campos de medida de eje, 242 y 256; y los campos de medida de adición, 244 y 258, para los ojos derecho e izquierdo, respectivamente, también están presentes en la graduación de lentes de contacto. Aunque los campos tienen los mismos nombres y abreviaturas, las graduaciones de lentes de contacto y las graduaciones de gafas pueden ser diferentes, en parte porque las lentes de gafas están más alejadas de la superficie del ojo que las lentes de contacto.

Además, el sistema proporciona los campos de medida adicionales para la curva base, o "CB", 246 y 260, el diámetro, o "DIAM", 248 y 262, y el nombre de marca y/o fabricante de las lentes de contacto, 250 y 264. Durante el tiempo en el que sólo estaban disponibles lentes de contacto duras, permeables a los gases, eran necesarias las medidas de curva base y diámetro para garantizar el confort de las lentes rígidas. Con la aparición de lentes de

contacto blandas, flexibles, muchos fabricantes de lentes de contacto sólo proporcionan una, dos o unas pocas opciones diferentes de curva base o diámetro para sus lentes. Si se conocen las medidas de curva base y diámetro a partir de una graduación anterior, y el paciente estaba cómodo con esas lentes, entonces es sumamente probable que otras lentes con esas mismas medidas también resulten cómodas para el paciente, aunque el fabricante sea diferente. Si el fabricante es el mismo, es incluso más probable que el paciente esté cómodo con lentes con la misma medida. De esta manera, debe apreciarse que generalmente es innecesaria una “adaptación” de lentes de contacto para aquellas personas que han llevado puestas anteriormente lentes de contacto, siempre que el paciente estuviese cómodo con sus lentes anteriores. En una realización, para nombres de marca o fabricantes anteriores de lentes de contacto identificados por el paciente, el sistema puede consultar las medidas de curva base y diámetro en una tabla de consulta u otra base de datos de la memoria. En otra realización, el sistema puede rellenar o completar automáticamente, cualquier posible campo 246, 248, 260 y/o 262 con las medidas de curva base y diámetro consultadas.

En una realización, el sistema puede usar la información de graduación anterior como comprobación con la graduación actual determinada. En una realización adicional, el sistema puede requerir más pruebas de un paciente para confirmar la graduación actual si existe una diferencia estadísticamente significativa entre un valor de la graduación anterior y el valor correspondiente de la graduación determinada.

En una realización, el sistema puede leer la fotografía o exploración cargada de la graduación 218 anterior de gafas y/o la graduación 236 anterior de lentes de contacto. En una realización adicional, el sistema puede rellenar o completar automáticamente cualquier posible campo rellenable con información leída de la graduación 218 anterior de gafas y/o la graduación 236 anterior de lentes de contacto cargada. En otra realización, el paciente puede cargar una fotografía o exploración de un estuche o caja anterior de lentes de contacto y el sistema puede rellenar o completar automáticamente cualquier posible campo rellenable con información leída de la fotografía o exploración cargada del estuche o caja anterior de lentes de contacto. En otra realización, el sistema puede reconocer información codificada de manera convencional, tal como información de un código de barras, código QR, código de matriz, código Aztec, u otros tipos conocidos de información codificada. En una realización adicional, el sistema puede explorar la información codificada de una graduación anterior de gafas o lentes de contacto, y/o un estuche o caja anterior de gafas o lentes de contacto. En una realización todavía adicional, el sistema puede rellenar o

completar automáticamente cualquier posible campo rellenable con información leída de la graduación anterior de gafas o lentes de contacto y/o un estuche o caja anterior de gafas o lentes de contacto explorados.

5 Tras rellenar el paciente cualquier dato de que disponga el paciente a partir de graduaciones anteriores, el sistema le pregunta al paciente con respecto a qué le parece más borroso o desenfocado cuando no está usando lentes 268 correctoras. De nuevo, en la realización de ejemplo de la figura 2A, el sistema proporciona botones 270, 272 y 274 de selección para que el paciente seleccione una respuesta, pero será aceptable cualquier método adecuado
10 para permitir una entrada a la pregunta. Si el paciente selecciona lejos 270 como lo más borroso, esto puede sugerir que es miope, y puede tener algo de astigmatismo. Si el paciente selecciona cerca 272 como lo más borroso, esto puede sugerir que es hipermétrope, y puede tener algo de astigmatismo. Si el paciente selecciona que ambos están igualmente borrosos 274, puede ser miope o hipermétrope, y es probable que tenga
15 astigmatismo.

Tal como se ilustra en la realización de la figura 2B, cuando el paciente responde “NO” a la pregunta referente a si tiene una graduación anterior, el sistema no visualiza el formulario rellenable y los campos 218 a 264, como en la figura 2A. En su lugar, en la realización de la
20 figura 2B, el sistema pasa directamente a una presentación de la pregunta 268 y le permite al paciente responder mediante los botones 270, 272 y 274 de selección, igual que en la figura 2A.

Haciendo ahora referencia a la figura 3, se ilustra otra realización de la presente divulgación.
25 En esta etapa del procedimiento, el sistema presenta la visualización 200, y la barra de progreso indica que el paciente está actualmente en la sección 204 de ángulo de astigmatismo. El oculómetro 302, 304 indica qué ojo es el que está sometándose a prueba. Debe apreciarse que el oculómetro puede ser cualquier medidor de progreso adecuado. En la realización de la figura 3, el oculómetro 302, 304 es un oculómetro seccionado en el que
30 se indica la sección 302 correspondiente al ojo que está sometándose a prueba al ser de un color más oscuro que la otra sección correspondiente al otro ojo. Debe apreciarse que para un oculómetro de tipo seccionado, u otros tipos de medidores de progreso, la indicación del ojo que está sometándose a prueba puede ser cualquier variación de color, tamaño, fuente, texto, u otro. En otra realización de ejemplo, las secciones del oculómetro 302, 304 pueden
35 seleccionarse por el paciente, de manera que el paciente puede cambiar el ojo que está sometándose a prueba seleccionando la sección correspondiente al otro ojo. En una

realización diferente, las secciones no pueden seleccionarse por el paciente para cambiar el ojo que está sometiéndose a prueba.

5 Tal como puede observarse mediante referencia a la figura 3, el oculómetro 302, 304 indica que el ojo que está sometiéndose a prueba es el ojo izquierdo, indicado por el sombreado más oscuro de la sección 302 de ojo izquierdo. Se proporcionan instrucciones 306 escritas al paciente, junto con instrucciones verbales, que el paciente puede controlar con elementos 210 de control de instrucciones verbales. En la realización de ejemplo mostrada en la figura 3, las instrucciones escritas dicen "Tápese el ojo derecho. Seleccione la línea que es más oscura, más gruesa o más destacada. Si tres líneas son más oscuras, más gruesas o más destacadas entonces seleccione la intermedia. Si dos líneas son más oscuras, más gruesas o más destacadas entonces seleccione el botón intermedio entre esas líneas". Las instrucciones 306 remiten al paciente al diagrama 310. El diagrama 310 es un diagrama conocido para diagnosticar el eje de astigmatismo. Los pacientes con astigmatismo verán 10 las líneas alrededor del eje de su astigmatismo como más recalçadas, o más enfocadas, que las otras líneas del diagrama. Las líneas corresponden a medidas de ángulo. En esta realización de ejemplo, las líneas están espaciadas regularmente a intervalos de 15°. Debe apreciarse que el diagrama 310 puede emplear cualquier intervalo angular adecuado. El sistema le permite al paciente aportar una entrada de una línea, o la parte más centrada de un grupo de líneas, que están más destacadas cuando el paciente mira el diagrama. Debe 15 apreciarse que el paciente está mirando el diagrama con su ojo no corregido.

En la realización mostrada en la figura 3, pueden seleccionarse las letras 308 A a S, así como los botones 310 de combinaciones de letras más pequeños para indicar el ángulo de 25 eje del paciente. Debe apreciarse que no es necesario que los iconos 308, 310 seleccionables de línea de eje sean letras, sino que pueden ser números, medidas del ángulo, dibujos, símbolos o cualquier otros icono adecuado. Tal como se muestra en la figura 3, la letra 308a "A" corresponde a un eje de 0°, la letra 308b "G" corresponde a un eje de 75°, la letra 308c "J" corresponde a un eje de 90°, la letra 308d "O" corresponde a un eje de 165° y la letra 308e S corresponde a un eje de 180°. En otra realización de ejemplo, el sistema proporciona un botón para que el paciente indique que ninguna de las líneas en el diagrama parece más oscura, más gruesa o más destacada, indicando que el paciente no tiene astigmatismo en ese ojo. En una realización de ejemplo adicional, cuando el paciente aporta al menos una entrada que indica que no tiene astigmatismo en el ojo que está 30 sometiéndose a prueba, el sistema pasa a someter a prueba el otro ojo para detectar astigmatismo. En otra realización, cuando el paciente aporta al menos una entrada que 35

indica que no tiene astigmatismo en el ojo que está sometiéndose a prueba, el sistema pasa a la prueba ocular para ese mismo ojo, saltándose la sección que somete a prueba la intensidad del astigmatismo para ese ojo. En una realización alternativa, cuando el paciente aporta al menos una entrada que indica que no tiene astigmatismo en el ojo que está sometiéndose a prueba, el sistema todavía somete a prueba la intensidad de cualquier astigmatismo en ese ojo como doble comprobación de que el paciente no tiene astigmatismo en ese ojo.

Debe apreciarse que, tras seleccionar la línea o líneas de la medida de eje del paciente para el ojo izquierdo del paciente, tal como se muestra en la figura 3, el sistema puede repetir la misma prueba con el diagrama 310 para el ojo derecho moviendo el oculómetro 302, 304 para indicar que el ojo 304 derecho es el que está sometiéndose a prueba, y ajustando las instrucciones 306 escritas para reflejar que el ojo derecho es ahora el que está sometiéndose a prueba. En otra realización, el paciente continúa pasando por las secciones de la barra de progreso con el ojo izquierdo, y, tras finalizar la prueba 206 de intensidad del astigmatismo para el ojo izquierdo, repetirá las dos secciones 204 y 206 de astigmatismo para el ojo derecho antes de pasar a la prueba 208 ocular para cualquier ojo. En otra realización, el paciente pasa por todas las secciones 204, 206 y 208 con un ojo, el ojo izquierdo, por ejemplo, antes de volver a pasar por cada sección 204, 206 y 208 con el otro ojo, en este ejemplo, el ojo derecho. Debe apreciarse además que cualquier orden de prueba, con cualquier orden de los ojos que están sometiéndose a prueba es adecuado. Debe apreciarse además que proporcionando secciones 204, 206 y 208 de barra de progreso seleccionables por el paciente, y secciones 302 y 304 de oculómetro, el paciente puede seleccionar qué orden prefiere.

Haciendo ahora referencia a la realización ilustrada en la figura 4A, se ilustra otra realización de ejemplo de la presente divulgación. En esta etapa del procedimiento, el sistema presenta la visualización 200, y la barra de progreso indica que el paciente está actualmente en la sección 206 de intensidad del astigmatismo. El oculómetro 302, 304 indica que el ojo 302 izquierdo es el que está sometiéndose a prueba. Las instrucciones 406 escritas dicen: "Tápese el ojo derecho. 1. Mantenga tapado el ojo derecho. 2. Haga clic en (+) hasta que la cuadrícula sea toda de cuadrados perfectos". Las instrucciones escritas remiten al diagrama 408a, que muestra un cuadrado grande dividido en varios cuadrados más pequeños. El sistema proporciona iconos 410 y 412 seleccionables por el paciente para ajustar el diagrama hasta que el paciente vea toda la cuadrícula del diagrama 408a como perfectamente cuadrada. Cuando el paciente ve toda la cuadrícula del diagrama 408a como

perfectamente cuadrada, el paciente selecciona el icono 414 seleccionable por el paciente. Si el sistema está funcionando mal de alguna manera, el sistema proporciona un botón 418 para solicitar asistencia para el mal funcionamiento. Debe apreciarse que el botón 418 es opcional, pero útil en el caso de que la animación del diagrama cambiante no sea visible para el paciente. Debe apreciarse además que el diagrama 408a en la figura 4A se ilustra tal como le parecerá a un paciente sin astigmatismo, o a un paciente con astigmatismo que lleva puesta su lente correctora en el ojo que está sometándose a prueba. En otras palabras, los recuadros del diagrama 408a son cuadrados en la figura 4A, pero le parecerán distorsionados a un ojo no corregido con astigmatismo.

El solicitante ha encontrado sorprendentemente que el uso de la cuadrícula mostrada como el diagrama 408a puede usarse para determinar la graduación de cilindro de un paciente al medir la cantidad de distorsión que es necesaria, a lo largo del eje de astigmatismo del paciente, para que el paciente vea la figura como cuadrada con su ojo no corregido.

Haciendo ahora referencia a las realizaciones ilustradas en las figuras 4B, 4C, 4D y 4E, se ilustran otras realizaciones de la presente divulgación. En las realizaciones de estas figuras, el paciente ha seleccionado los 308a, 308b, 308c, 308d y 308e de la figura 3, respectivamente. Por tanto, los diagramas correspondientes de esas figuras, 408b, 408c, 408d y 408e, respectivamente, se ilustran como que están estirados a lo largo del eje seleccionado por el paciente para esa figura. Específicamente, la figura 4B muestra el diagrama 408b distorsionado a lo largo del eje de 75° , la figura 4C muestra el diagrama 408c distorsionado a lo largo del eje de 90° , la figura 4D muestra el diagrama 408d distorsionado a lo largo del eje de 165° y la figura 4E muestra el diagrama 408e distorsionado a lo largo del eje de 180° . Si el paciente selecciona el "+" 412, el diagrama se alarga a lo largo del eje. Si el paciente selecciona el "-" 410, el diagrama se contrae a lo largo del eje. De esta manera, el paciente puede manipular el diagrama hasta que las cuadrículas le parecen cuadradas con su ojo no corregido. A medida que el paciente manipula el diagrama, la escala 416 proporciona una representación visual al paciente de cuándo ha cambiado el diagrama 408b, 408c, 408d o 408e.

Debe apreciarse que el sistema puede distorsionar el diagrama de cualquier manera adecuada, a cualquier velocidad adecuada y con cualquier incremento adecuado. En una realización, el sistema distorsiona automáticamente el diagrama antes de permitirle al paciente aportar una entrada. En otra realización, el sistema comienza automáticamente a distorsionar el diagrama, y continúa distorsionando el diagrama hasta que el paciente aporta

una entrada para detener la distorsión. En una realización adicional, el paciente puede ajustar adicionalmente la distorsión del diagrama aportando al menos una entrada. En otra realización adicional, el paciente no puede ajustar adicionalmente la distorsión del diagrama aportando ninguna entrada. En otra realización, el sistema no distorsiona el diagrama antes de recibir al menos una entrada del paciente.

Haciendo ahora referencia a la realización ilustrada en la figura 5, se ilustra otra realización de la presente divulgación. Tal como se muestra en la figura 5, el paciente ha manipulado el diagrama 408f de manera que, para el ojo no corregido del paciente, los recuadros parecen cuadrados. La escala 416 demuestra que el diagrama 408f se ha manipulado. En este punto, el paciente puede pulsar el icono 414 indicando que ve los recuadros del diagrama 408f como cuadrados. El sistema determina, a partir de la cantidad de manipulación del diagrama 408f, una medida de cilindro para ese ojo del paciente.

Debe apreciarse que la combinación de la medida de eje y la medida de cilindro para un ojo dado del paciente puede usarse por el sistema para determinar una función de desviación a aplicar a diagramas y figuras adicionales destinados para el ojo dado. De esta manera, el astigmatismo no afectará a los resultados de la prueba ocular, por ejemplo, porque las figuras usadas en la prueba ocular se habrán modificado para contrarrestar el efecto del astigmatismo.

Haciendo ahora referencia a la realización ilustrada en la figura 6, se ilustra otra realización de ejemplo de la presente divulgación. En esta etapa del procedimiento, el sistema presenta la visualización 200, y la barra de progreso indica que el paciente está actualmente en la sección 206 de prueba ocular. Específicamente, la visualización 200 en la figura 6 está dirigida a calibrar una cámara que puede acoplarse a la pantalla computerizada para determinar la distancia del paciente desde la pantalla computerizada. El sistema debe conocer la distancia del paciente para calcular con exactitud las medidas de esfera de las pruebas oculares. Si la pantalla computerizada del paciente no tiene una cámara, el sistema le proporcionará al paciente una distancia especificada a la que debe permanecer alejado de la pantalla. Esta distancia puede ser igual o diferente para cada caso de la prueba ocular “de pequeño a grande” (descrita en los bloques 122 y 124 de la figura 1A) y/o cada caso de prueba ocular “de grande a pequeño” (descrita en los bloques 126 y 128 de la figura 1A).

Las instrucciones 606 escritas de la realización de ejemplo ilustrada en la figura 6 dicen: “1. Sujete una tarjeta de crédito con la banda magnética dirigida hacia la cámara. 2. Coloque la

tarjeta a 11" de la cámara. 3. Use un trozo de papel para medir 11". Enrolle el papel en sentido longitudinal. Coloque un extremo en contacto con la pantalla cerca de la cámara y el otro en contacto con la tarjeta de crédito. Retire el papel y mantenga la tarjeta en su sitio. Haga clic en el botón Calibrar. 4. Haga clic en la banda magnética en la imagen. 5. Cuando se resalte la banda magnética, haga clic en el botón Hecho". El visualizador 610 de cámara le muestra al paciente lo que está viendo la cámara. El paciente puede seguir las instrucciones para hacer clic en el botón 612 calibrar y el botón 614 hecho según las instrucciones escritas. Debe apreciarse que puede emplearse cualquier otro método adecuado o convencional de calibración de la distancia entre el paciente y la pantalla computerizada.

Debe apreciarse que puede usarse cualquier distancia adecuada entre el paciente y la pantalla. En una realización, la distancia entre el paciente y la pantalla se determina basándose en si el paciente es miope o hipermetrope. En una realización adicional, el sistema determina que la distancia entre el paciente y la pantalla es la misma para un paciente miope y un paciente hipermetrope. En otra realización, el sistema determina que las distancias entre el paciente y la pantalla son diferentes para un paciente miope y un paciente hipermetrope. En una realización, el sistema puede determinar la distancia entre el paciente y la pantalla dependiendo de la clase, el tipo, las dimensiones u otras características de la pantalla. En otra realización, se le puede permitir al paciente aportar una entrada referente a si la entrada determinada es difícil de usar para el paciente. En una realización adicional, el sistema puede determinar una nueva distancia entre el paciente y la pantalla después de que el paciente aporte una entrada referente a si la entrada determinada es difícil de usar para el paciente.

En otra realización de ejemplo, el sistema o terminal de paciente puede usar espejos para simular una distancia mayor o menor entre el paciente y la pantalla computerizada, tal como es convencional en la tecnología de proyección, o, por ejemplo, una consulta de optometrista. En una realización de ejemplo adicional, los espejos son ajustables basándose en la ubicación del paciente, de tal manera que el paciente puede moverse y los espejos pueden ajustarse para compensar el movimiento para mantener la misma distancia simulada.

En una realización de ejemplo adicional, el sistema puede preguntarle al paciente su talla de calzado y sexo y, usando esa información, hace que el paciente estime su distancia desde la pantalla computerizada mediante medición de talón a punta del pie e introduzca esa

distancia en el sistema. En una realización de ejemplo alternativa, el sistema puede indicarle al paciente que dé un número determinado de pasos con el talón pegado a la punta del otro pie desde la pantalla computerizada, colocando al paciente a una distancia bastante exacta desde la pantalla computerizada.

5

Haciendo ahora referencia a la realización ilustrada en la figura 7A, se ilustra otra realización de la presente divulgación. En esta etapa del procedimiento, el sistema presenta la visualización 200, y la barra de progreso indica que el paciente está actualmente en la sección 206 de prueba ocular. El oculómetro 302, 304 indica que el ojo 302 izquierdo está
10 sometiéndose a prueba. Para sistemas con cámaras, el sistema proporciona un recuadro 708 de calibración con una estimación de la distancia del paciente desde la cámara/pantalla computerizada. En una realización, el sistema usa la distancia medida por la cámara del paciente desde la pantalla para determinar un tamaño de fuente o un tamaño de icono para visualizarlo al paciente como parte de la figura 710.

15

Las instrucciones 706 escritas dicen: "Tápese el ojo derecho. Mueva la cara a 28 pulgadas de la pantalla. Haga clic en "Puedo ver" cuando apenas pueda reconocer las letras desde esa distancia. ¡NO ESPERE HASTA QUE ESTÉ CLARO! Use + y - para asegurarse de que las letras son sólo apenas reconocibles". Las instrucciones escritas se refieren a la figura
20 710, que en esta realización es una serie de letras. Debe apreciarse que cualquier clase o número adecuados de señales visuales, símbolos, formas o iconos pueden constituir la figura 710, tales como letras, números, dibujos, o similares. Tal como se muestra en la figura 7A, el sistema proporciona iconos 712 y 716 seleccionables por el paciente para ajustar la figura hasta que el paciente vea la figura de modo que sólo apenas puede distinguir las
25 letras de la figura. Cuando el paciente ve la figura y sólo apenas puede distinguir las letras, el paciente selecciona el icono 414 seleccionable por el paciente. En una realización, la figura 710 comienza lo bastante pequeña como para que el paciente no pueda ver claramente las figuras, y el paciente debe aportar al menos una entrada para aumentar el tamaño de la figura hasta que sólo apenas pueda distinguirla. En otra realización, mostrada
30 en la figura 7B, la figura comienza lo bastante grande como para que el paciente pueda verla claramente, y el paciente debe aportar al menos una entrada para reducir el tamaño de la figura hasta que ya no pueda distinguirse la figura.

El sistema determina una medida de esfera a partir de al menos una entrada de una prueba
35 ocular "de pequeño a grande". El sistema determina otra medida de esfera a partir de al menos una entrada de una prueba ocular "de grande a pequeño". Tal como se comentó

anteriormente, la prueba ocular “de pequeño a grande” y la prueba ocular “de grande a pequeño” pueden realizarse cualquier número de veces, en cualquier orden, para cada ojo, dando cada prueba ocular como resultado una medida de esfera determinada a partir de la al menos una entrada del paciente. En una realización, el sistema puede realizar sólo la prueba ocular “de pequeño a grande”, y no la prueba ocular “de grande a pequeño”. En otra realización, el sistema puede realizar sólo la prueba ocular “de grande a pequeño”, y no la prueba ocular “de pequeño a grande”. Cualquiera o ambas pruebas oculares pueden realizarse una o más veces por ojo del paciente. Cuando el sistema ha realizado todos los casos de la prueba ocular con ambos ojos, el sistema calcula el promedio de las medidas de esfera de los casos de prueba ocular para determinar una medida de esfera final. Debe apreciarse que el sistema puede determinar no usar una medida de esfera dada en la medida de esfera final si está alejada una unidad de medida estadísticamente significativa con respecto al promedio de las medidas de esfera resultantes restantes. En una realización, el sistema toma la media de las medidas de esfera resultantes como la medida de esfera final.

Debe apreciarse que el sistema puede ajustar el tamaño de la figura de cualquier manera adecuada, a cualquier velocidad adecuada y con cualquier incremento adecuado. En una realización, el sistema automáticamente aumenta (para la prueba “de pequeño a grande”) o reduce (para la prueba “de grande a pequeño”) la figura antes de permitir que el paciente aporte una entrada. En otra realización, el sistema comienza automáticamente a aumentar o reducir la figura, y continúa aumentando o reduciendo la figura hasta que el paciente aporta una entrada para detener el aumento o la reducción. En una realización adicional, el paciente puede ajustar adicionalmente el tamaño de la figura aportando al menos una entrada. En otra realización adicional, el paciente no puede ajustar adicionalmente el tamaño de la figura aportando ninguna entrada. En otra realización, el sistema no aumenta ni reduce la figura antes de recibir al menos una entrada del paciente.

Debe apreciarse que las realizaciones de la presente divulgación descritas anteriormente pueden implementarse según, o junto con, una o más de una variedad de tipos diferentes de sistemas, tales como, pero sin limitarse a, los descritos a continuación.

Haciendo ahora referencia a las figuras 8A, 8B, 8C y 8D, se ilustra otra realización de la presente divulgación, en la que el sistema visualiza al menos un diagrama 800 de bloques de colores y le permite a un paciente aportar al menos una entrada para seleccionar una parte que parece más definida del diagrama, en la que la entrada corresponde a una

determinación de que el paciente es miope o hipermetrope (si no lleva puestas lentes correctoras), tiene corrección por exceso o por defecto (si lleva puestas lentes correctoras), o de otro modo. El diagrama 800 de bloques de colores puede presentarse una vez, dos veces, o más en una serie, para cada ojo. El diagrama 800 de bloques de colores puede ser el mismo o ligeramente diferente para cada presentación al paciente. En los ejemplos mostrados en las figuras 8A, 8B, 8C y 8D, los diagramas 800 de bloques de colores son ligeramente diferentes.

El diagrama 800 de bloques de colores tiene al menos dos partes, mostradas como parte 802 y parte 804. En la realización mostrada en las figuras 8A-D, las partes 802 y 804 son semicírculos que tienen un color de fondo. En los ejemplos mostrados en las figuras 8A-D, la parte 802 tiene un color de fondo más brillante, mientras que la parte 804 tiene un color de fondo más apagado. Un experto en la técnica debe apreciar que puede usarse cualquier color más brillante y más apagado adecuado como color de fondo de las partes 802 y 804, respectivamente. En una realización, la parte 802 tiene un fondo de la familia de colores del verde (incluyendo los diversos colores de verde de oscuro a claro, de brillante a oscuro, y mezclados con otros colores, es decir verde amarillento o verde azulado), mientras que la parte 804 tiene un fondo de la familia de colores del rojo (incluyendo los diversos colores de rojo de oscuro a claro, de brillante a oscuro, y mezclados con otros colores, es decir rojo morado o naranja rojizo). En otra realización, la parte 802 tiene un fondo de la familia del amarillo, mientras que la parte 804 tiene un fondo de la familia del morado.

Las partes 802 y 804 incluyen además una pluralidad de líneas 806 de diversas longitudes que, cuando se colocan cerca unas de otras y se ven desde una corta distancia, aparecen como una forma de punta de flecha. En cada una de las figuras 8A-D, los sentidos de las flechas se dirigen enfrentados entre sí, y se componen de líneas 806 horizontales o verticales. Un experto en la técnica debe apreciar que puede usarse cualquier número adecuado de líneas (rectas o curvas, en cualquier densidad adecuada), dispuestas en cualquier dirección adecuada, constituyendo cualquier forma agregada adecuada. En otra realización adicional, las longitudes 806 pueden sustituirse por formas rellenas o semirrellenas, tales como círculos, cuadrados, triángulos, letras, números, etc. Debe apreciarse además que las partes 802 y 804 pueden ser formas distintas de semicírculos, tales como semicuadrados, semitriángulos, etc.

Tal como se comentó anteriormente, el diagrama 800 de bloques de colores, en una o más de sus configuraciones, puede usarse para determinar si un paciente es miope o

hipermétrope si no lleva puestas lentes correctoras. El sistema puede indicarle al paciente que se quite cualquier lente correctora, tal como gafas o lentes de contacto, antes de usar el sistema. El sistema presenta un diagrama de bloques de colores a un ojo del paciente, y le permite al paciente aportar una entrada referente a cuál de las partes de flecha parece más nítida para el ojo no corregido. En una realización, el paciente puede seleccionar que la parte 802 con el fondo más brillante parece más nítida (es decir, más clara o más definida), que la parte 804 con el fondo más apagado parece más nítida, o que las flechas en las partes 802 y 804 son aproximadamente igual de nítidas. En general, una selección de que la parte 802 con el fondo más brillante es más nítida que la parte 804 con el fondo más apagado sugiere que el paciente es hipermetrópe. En general, una selección de que la parte 804 con el fondo más apagado es más nítida que la parte 802 con el fondo más brillante sugiere que el paciente es miope. Un experto en la técnica debe apreciar que realizar dos o más pruebas por ojo con diagramas de bloques de colores que tienen flechas que apuntan en sentidos diferentes ayudará a mitigar cualquier error subjetivo del paciente. En una realización, al paciente se le presentan las figuras 8A a 8D en cualquier orden, para el primer ojo, después 8A a 8D, en cualquier orden, para el segundo ojo. El sistema usa los resultados de la una, dos, tres, cuatro, o más pruebas de diagrama de bloques de colores para determinar la miopía o hipermetropía del paciente.

Debe apreciarse que las pruebas mostradas como ejemplo en las figuras 8A a 8D también pueden usarse para determinar si un paciente tiene corrección por exceso o por defecto si se realiza mientras lleva puestas lentes correctoras. En una realización de ejemplo, el paciente realiza las mismas etapas descritas justo anteriormente, de manera individual para cada ojo, mientras usa sus lentes correctoras. En esta realización de ejemplo, una selección de que la parte 802 con el fondo más brillante es más nítida que la parte 804 con el fondo más apagado sugiere que el paciente tiene corrección por exceso con sus lentes correctoras actuales, mientras que una selección de que la parte 804 con el fondo más apagado es más nítida que la parte 802 con el fondo más brillante sugiere que el paciente tiene corrección por defecto para sus lentes correctoras actuales.

Haciendo ahora referencia a la figura 9A, se ilustra otra realización de la presente divulgación. La figura 9A es un captura de pantalla de un ejemplo de una realización del sistema de la presente divulgación, en la que el sistema visualiza un diagrama 900 de líneas y le permite a un paciente aportar al menos una entrada para realizar el giro del diagrama de líneas, en la que la al menos una entrada corresponde a una medida de eje. En la realización de ejemplo mostrada en la figura 9A, el diagrama 900 de líneas es una línea, o

un rectángulo delgado largo sobre un fondo sólido. El rectángulo/la línea está constituido por partes 902 y 904 alternas. Las partes 902 y 904 alternas son de colores diferentes. En la realización de la figura 9A, la parte 902 tiene un color de fondo más brillante, mientras que la parte 904 tiene un color de fondo más apagado. Un experto en la técnica debe apreciar que puede usarse cualquier color más brillante y más apagado adecuado como color de fondo de las partes 902 y 904, respectivamente. En una realización, la parte 902 tiene un fondo de la familia de colores del verde (incluyendo los diversos colores de verde de oscuro a claro, de brillante a oscuro, y mezclados con otros colores, es decir verde amarillento o verde azulado), mientras que la parte 904 tiene un fondo de la familia de colores del rojo (incluyendo los diversos colores de rojo de oscuro a claro, de brillante a oscuro, y mezclados con otros colores, es decir rojo morado o naranja rojizo). En otra realización, la parte 902 tiene un fondo de la familia del amarillo, mientras que la parte 904 tiene un fondo de la familia del morado.

Las partes 902 y 904 alternas pueden ser de cualquier forma o tamaño adecuados. Por ejemplo, en la figura 9A, las partes 902 y 904 alternas son cuadrados que constituyen el rectángulo/la línea del diagrama 900 de líneas, sin ningún espacio entre las partes. Un experto en la técnica debe apreciar que pueden usarse dos o más partes alternas.

El sistema le presenta el diagrama 900 de líneas al paciente. En una realización, el sistema comienza a girar el diagrama 900 alrededor de su centro. En otra realización, el paciente aporta una entrada para comenzar el giro del diagrama 900 alrededor de su centro. El giro es lo bastante lento como para que el paciente pueda identificar los cambios. En una realización, el paciente puede aportar una entrada para acelerar o ralentizar el giro del diagrama 900. En otra realización, el diagrama 900 no gira automáticamente, y el paciente debe aportar una entrada correspondiente a cada giro del diagrama 900.

El solicitante ha encontrado sorprendentemente que el uso de un diagrama de líneas, tal como el diagrama 900 de líneas, puede usarse para determinar la graduación del eje de un paciente con una exactitud dentro de 1°. Dado que el efecto del astigmatismo es distorsionar, o estirar, la vista de un paciente a lo largo de un eje, cuando el diagrama 900 de líneas está cerca o en el eje de astigmatismo del paciente, las partes 902 y 904 alternas se unirán de manera borrosa y parecerán de un color diferente del de cualquiera de las partes individualmente. En una realización de ejemplo en la que la parte 902 es verde y la parte 904 es roja, la línea parece amarilla en o cerca del eje de astigmatismo del paciente. Un experto en la técnica debe apreciar que si el paciente no tiene astigmatismo, la línea no

parecerá cambiar de color.

El eje de giro del diagrama 900 de líneas se compone de ángulos que oscilan entre 0 grados y 360 grados. Sin embargo, en una graduación óptica, los ángulos se escriben en de 0 grados a 180 grados. Por tanto, un experto en la técnica apreciará que los ángulos de 0° y 180° son los mismos, 170° y 350° son los mismos, 100° y 280° son los mismos, etcétera. La línea de eje se extiende por debajo del punto de 180°, y por eso los ángulos por encima de 180° también tienen una equivalencia correspondiente por debajo de 180°.

En una realización del sistema de la presente divulgación, el sistema le presenta el paciente el diagrama 900 de líneas, que puede girar por indicación del sistema o del paciente, tal como se describió anteriormente. Al paciente que está mirando el diagrama con un ojo corregido cada vez, se le permite aportar una entrada correspondiente a cuándo ve que la línea parece cambiar de color. En una realización, se impide que el paciente aporte una entrada de que la línea no cambió de color hasta que se ha completado al menos uno o más giros completos de la línea. En otra realización, una vez que un paciente aporta una entrada que indica que la línea pareció cambiar de color, se le permite al paciente aportar entradas de ajuste fino adicionales que provocan pequeños giros de la línea hasta que el paciente aporta otra entrada correspondiente al ángulo en el que el color cambiado parece más nítido (es decir, más intenso, más oscuro o más claro). En una realización, las entradas de ajuste fino provocan un giro de 1°. Un experto en la técnica debe apreciar que pueden usarse otros incrementos de ajuste fino, tales como 2°, 5° o 10°. Dado que las técnicas de determinación del eje subjetivas convencionales usan incrementos de 10°, y dado que el astigmatismo puede ser a lo largo de cualquier eje (en cualquier grado), cualquier incremento inferior a 10° debe proporcionar una determinación más exacta que el sistema de foróptero usado por profesionales del cuidado ocular en la consulta. El ángulo seleccionado por la entrada correspondiente al ángulo al que el color cambiado parece más nítido es la graduación del eje del paciente. Entonces el sistema repite el procedimiento para el otro ojo no corregido del paciente.

En una realización, el sistema le permite al paciente aportar una entrada que refleja que la línea no pareció cambiar de color. Un experto en la técnica debe apreciar que una entrada de este tipo sugerirá que el paciente no tiene astigmatismo en ese ojo. En una realización adicional, el sistema realiza para el paciente una prueba de eje adicional para ese ojo, tal como la descrita en la figura 3. En una realización adicional diferente, el sistema le permite al paciente saltarse la prueba de cilindro, y pasar directamente a una prueba de eje para el

otro ojo, u otra clase de prueba, tal como la prueba de potencia.

Haciendo ahora referencia a la figura 9B, se ilustra otra realización de la presente divulgación. La figura 9B es una captura de pantalla de un ejemplo de una realización del sistema de la presente divulgación, en la que el sistema visualiza un diagrama 906 de líneas y le permite a un paciente aportar al menos una entrada para afectar a la separación o el tamaño de diversas partes del diagrama 906 de líneas, en la que la al menos una entrada corresponde a una medida de cilindro.

El solicitante ha encontrado sorprendentemente que el uso de un diagrama de líneas, tal como el diagrama 906 de líneas, puede usarse para determinar con exactitud la graduación de cilindro de un paciente. Dado que el efecto del astigmatismo es distorsionar, o estirar, la vista de un paciente a lo largo de un eje, cuando las partes alternas se estiran para corresponder con la intensidad del astigmatismo del paciente, el ojo del paciente podrá convertir una vez más las partes alternas en sus colores reales. Un experto en la técnica debe apreciar que si el paciente no tiene astigmatismo, la línea sólo aparecerá con las partes alternas en sus colores reales.

El diagrama 906 de líneas mostrado en la realización de ejemplo de la figura 9B es diferente de la figura 9A en que se usa para determinar la intensidad de astigmatismo para un paciente. Si anteriormente se determinó que el paciente tiene un eje de astigmatismo, esta es la siguiente prueba para determinar cuánto astigmatismo tiene ese individuo. El diagrama 906 de líneas se muestra en primer lugar en el ángulo de astigmatismo que se determinó en la prueba de determinación del eje con referencia a la figura 9A, y tiene partes 902 y 904 alternas, similares a las descritas anteriormente con referencia a la figura 9A. Tal como se confirmó anteriormente durante la prueba descrita con referencia a la figura 9A, el diagrama 906 de líneas debe parecer de un color diferente del de las partes 902 y 904 alternas. En el ejemplo en el que las partes 902 y 904 alternas son verde y roja, respectivamente, el diagrama 906 de líneas en el eje de astigmatismo para el paciente que está sometándose a la prueba debe parecer amarillo para el paciente.

El sistema presenta el diagrama 906 de líneas a un ojo no corregido de un paciente cada vez. En una realización, el sistema aumenta automáticamente el tamaño (es decir, la longitud y/o anchura) de las partes 902 y 904 alternas hasta que el paciente aporta una entrada que indica que puede ver de nuevo los colores de las partes alternas. Se le permite al paciente aportar entradas de ajuste fino para cambiar el tamaño de las partes alternas

hasta el tamaño en el que puede ver por primera vez los colores alternos. En una realización en la que el diagrama 906 de líneas parece en primer lugar amarillo para un paciente aunque las partes 902 y 904 son verde y roja, respectivamente, el paciente aportará una entrada cuando comience a ver de nuevo las partes 902 y 904 verde y roja. En otra
5 realización, el sistema no cambia automáticamente el tamaño de las partes alternas, y le permite al paciente aportar entradas correspondientes a todos los cambios de tamaño.

En otra realización, el sistema comienza insertando un espacio entre las partes 902 y 904 alternas hasta que el paciente aporta una entrada que indica que puede ver de nuevo los
10 colores de las partes alternas. Se le permite al paciente aportar entradas de ajuste fino para cambiar la separación de las partes alternas hasta el tamaño en el que puede ver por primera vez los colores alternos. En otra realización, el sistema no cambia automáticamente la separación de las partes alternas, y le permite al paciente aportar entradas correspondientes a todos los cambios de separación.

Un experto en la técnica debe apreciar que los cambios de tamaño y separación pueden realizarse en la misma prueba, al mismo tiempo, o secuencialmente en cualquier orden. En una realización de ejemplo, el tamaño de las partes 902 y 904 alternas cambia hasta que el paciente aporta una entrada, momento en el cual el sistema le permite al paciente aportar
20 entradas de ajuste fino que afectan al tamaño, la separación, o ambos de las partes alternas. En otra realización de ejemplo, la separación de las partes 902 y 904 alternas cambia hasta que el paciente aporta una entrada, momento en el cual el sistema le permite al paciente aportar entradas de ajuste fino que afectan a la separación, al tamaño, o ambos de las partes alternas. El sistema determina la intensidad de astigmatismo, o la graduación de cilindro del paciente, a partir del tamaño y/o la separación finales de las partes alternas.
25 Entonces el sistema repite el procedimiento para el otro ojo no corregido del paciente.

Haciendo ahora referencia a las figuras 10A y 10B, se ilustra otra realización de la presente divulgación. La figura 10A es una captura de pantalla de un ejemplo de una realización del sistema de la presente divulgación, en la que el sistema visualiza un diagrama 1101 de
30 líneas y le permite a un paciente aportar al menos una entrada, en la que la al menos una entrada corresponde a una medida de cilindro. La figura 10B es una captura de pantalla de un ejemplo de una realización del sistema de la presente divulgación en la que la figura de 10A puede girar para alinearse con el eje determinado del astigmatismo de un paciente.

35 En la realización de ejemplo mostrada en las figuras 10A y 10B, el diagrama 1001/1004 de

líneas es una serie de líneas, o rectángulos delgados largos sobre un fondo sólido. La serie de líneas incluye líneas de tamaños diferentes. En la realización de ejemplo mostrada en la figura 10A, las líneas aumentan de tamaño a medida que se ven desde la parte superior del diagrama 1001 hasta la parte inferior de diagrama 1001. Los rectángulos/las líneas están compuestos por partes 1002 y 1003 alternas. Las partes 1002 y 1003 alternas son de colores diferentes, una más brillante y la otra más apagada, de manera similar a las partes 902 y 904 alternas comentadas anteriormente. En la realización de la figura 10A, la parte 1003 tiene un color de fondo más brillante, mientras que la parte 1002 tiene un color de fondo más apagado.

10

Un experto en la técnica debe apreciar que el tamaño de las líneas o partes alternas, y la separación entre las líneas o las partes alternas, pueden ser de cualquier cantidad adecuada. Por ejemplo, las figuras 10A y 10B muestran las líneas separadas por un espacio, pero las partes alternas de cada línea son inmediatamente adyacentes. En otra realización de ejemplo, las partes alternas pueden tener un espacio entre ellas y las líneas pueden ser inmediatamente adyacentes.

15

El sistema presenta el diagrama 1001 ó 1104 de líneas a un ojo no corregido de un paciente cada vez. Se le permite al paciente aportar al menos una entrada para seleccionar una o más líneas que parecen de color diferente del de las líneas restantes. En una realización de ejemplo en la que la parte 1003 es verde y la parte 1002 es roja, una línea de partes alternas parece amarilla por debajo del cilindro, o la intensidad de astigmatismo del astigmatismo del paciente. La selección puede realizarse de cualquier manera adecuada, tal como seleccionando y haciendo clic en una línea, o un botón que representa una línea, tales como los botones 1000.

25

El solicitante ha encontrado sorprendentemente que el uso de un diagrama de líneas, tales como los diagramas 1001 y 1004 de líneas, puede usarse para determinar con exactitud la graduación de cilindro de un paciente. Dado que el efecto del astigmatismo es distorsionar, o estirar, la vista de un paciente a lo largo de un eje, cuando las partes alternas se estiran para corresponder con la intensidad del astigmatismo del paciente, el ojo del paciente podrá convertir una vez más las partes alternas en sus colores reales. Un experto en la técnica debe apreciar que si el paciente no tiene astigmatismo, las líneas sólo aparecerán con las partes alternas en sus colores reales.

35

Haciendo ahora referencia a la figura 11B, se ilustra otra realización de la presente

divulgación. La figura 11B es una captura de pantalla de un ejemplo de una realización del sistema de la presente divulgación, en la que el sistema visualiza un diagrama 1105 de semicírculos concéntricos y le permite a un paciente aportar al menos una entrada, en la que la al menos una entrada corresponde a una medida de eje y/o de cilindro.

5

En la realización de ejemplo mostrada en la figura 11B, el diagrama 1105 de semicírculos es un semicírculo sobre un fondo sólido. El semicírculo está compuesto por partes 1107 y 1108 alternas, dispuestas en semicírculos concéntricos. Las partes 1107 y 1108 alternas son de colores diferentes, una más brillante y la otra más apagada, de manera similar a las partes 902 y 904 alternas comentadas anteriormente. En la realización de la figura 11B, la parte 1108 tiene un color de fondo más brillante, mientras que la parte 1107 tiene un color de fondo más apagado.

Las partes 1107 y 1108 alternas pueden ser de cualquier forma o tamaño adecuados, con cualquier separación adecuada entre ellas. Por ejemplo, en la figura 11B, las partes 1107 y 1108 alternas son secciones rectangulares curvadas concéntricas que componen el semicírculo del diagrama 1105, sin ningún espacio entre las partes. Un experto en la técnica debe apreciar que pueden usarse dos o más partes alternas. En la realización de ejemplo de la figura 11B, el diagrama 1105 de semicírculos se divide en porciones por líneas 1009 radiales. Debe apreciarse que las líneas radiales pueden colocarse a cualquier distancia angular adecuada unas de otras, tal como a 1, 2, 5, 10 ó 30 grados, o a cualquier otro incremento de grados. Es preferible que la distancia angular pueda dividirse uniformemente en 180 grados. Tal como se muestra en la figura 11B, las líneas 1009 radiales se colocan separadas 20 grados.

25

El sistema presenta el diagrama 1105 de semicírculos a un ojo no corregido de un paciente cada vez. Se le permite al paciente aportar al menos una entrada para seleccionar una o más porciones que parecen de color diferente del de las porciones restantes. La selección puede realizarse de cualquier manera adecuada, tal como seleccionando y haciendo clic en una porción, o un botón que representa una porción, tales como los botones 1106.

30

El solicitante ha encontrado sorprendentemente que el uso de un diagrama de semicírculos, tal como el diagrama 1105 de semicírculos, puede usarse para determinar la graduación del eje de un paciente. Dado que el efecto del astigmatismo es distorsionar, o estirar, la vista de un paciente a lo largo de un eje, en la parte del diagrama de semicírculos cerca del eje de astigmatismo del paciente, las partes 1107 y 1108 alternas se unirán de manera borrosa y

35

parecerán de un color diferente del de cualquiera de las partes individualmente. En una realización de ejemplo en la que la parte 1108 es verde y la parte 1107 es roja, una parte de una porción parece amarilla en o cerca del eje de astigmatismo del paciente. Un experto en la técnica debe apreciar que una mayor borrosidad de los colores alejándose del centro del diagrama de círculos, indica una medida de cilindro de astigmatismo más intenso. Un experto en la técnica debe apreciar que si el paciente no tiene astigmatismo, ninguna de las partes de las porciones parecerá cambiar de color.

Haciendo ahora referencia a la figura 12B, se ilustra otra realización de la presente divulgación. La figura 12B es una captura de pantalla de un ejemplo de una realización del sistema de la presente divulgación, en la que el sistema visualiza un diagrama 1205 de radios y le permite a un paciente aportar al menos una entrada, en la que la al menos una entrada corresponde a una medida de eje aproximada.

En la realización de ejemplo mostrada en la figura 12B, el diagrama 1205 de radios es una serie de líneas, o rectángulos delgados largos sobre un fondo sólido, dispuesta como líneas radiales sobre un fondo 1209 oscuro semicircular. En la realización de ejemplo mostrada en la figura 12B, las líneas son aproximadamente del mismo tamaño. Los rectángulos/las líneas están compuestos por partes 1207 y 1208 alternas. Las partes 1207 y 1208 alternas son de colores diferentes, una más brillante y la otra más apagada, de manera similar a las partes 902 y 904 alternas comentadas anteriormente. En la realización de la figura 12B, la parte 1207 tiene un color de fondo más brillante, mientras que la parte 1208 tiene un color de fondo más apagado.

El sistema presenta el diagrama 1205 de radios a un ojo no corregido de un paciente cada vez. Se le permite al paciente aportar al menos una entrada para seleccionar una o más líneas que parecen de color diferente del de las líneas restantes. En una realización de ejemplo en la que la parte 1207 es verde y la parte 1208 es roja, una línea de partes alternas parece amarilla en o cerca del eje de astigmatismo del paciente. La selección puede realizarse de cualquier manera adecuada, tal como seleccionando y haciendo clic en una línea, o un botón que representa una línea, tales como los botones 1206.

Haciendo ahora referencia a la figura 11A, se ilustra otra realización de la presente divulgación. La figura 11A es una captura de pantalla de un ejemplo de una realización del sistema de la presente divulgación, en la que el sistema visualiza un diagrama 1002 de radios finos, que es una parte angular más pequeña del diagrama 1205 de radios, y le

permite a un paciente aportar al menos una entrada, en la que la al menos una entrada corresponde a una medida de eje fina.

5 En la realización de ejemplo mostrada en la figura 11A, el diagrama 1102 de radios es una serie de líneas, o rectángulos delgados largos sobre un fondo sólido, dispuesta como líneas radiales sobre una parte de un fondo oscuro semicircular. En la realización de ejemplo mostrada en la figura 11A, las líneas son aproximadamente del mismo tamaño. Los rectángulos/las líneas están compuestos por partes 1103 y 1104 alternas. Las partes 1103 y 1104 alternas son de colores diferentes, una más brillante y la otra más apagada, de manera similar a las partes 902 y 904 alternas comentadas anteriormente. En la realización de la figura 11A, la parte 1104 tiene un color de fondo más brillante, mientras que la parte 1103 tiene un color de fondo más apagado.

15 El sistema presenta el diagrama 1102 de radios a un ojo no corregido de un paciente cada vez. Se le permite al paciente aportar al menos una entrada para seleccionar una o más líneas que parecen de color diferente del de las líneas restantes. En una realización de ejemplo en la que la parte 1104 es verde y la parte 1103 es roja, una línea de partes alternas parece amarilla en o cerca del eje de astigmatismo del paciente. La selección puede realizarse de cualquier manera adecuada, tal como seleccionando y haciendo clic en una línea, o un botón que representa una línea, tales como los botones 1101. Un experto en la técnica debe apreciar que el diagrama 1102 de radios finos representa la parte del diagrama 1205 de radios aproximado que el paciente seleccionó anteriormente como que parece de color diferente del de las demás partes del diagrama. Debe apreciarse además que el diagrama 1102 de radios finos usa incrementos angulares menores entre las líneas radiales para proporcionar una determinación del eje angular más exacta. En otra realización de ejemplo, el paciente puede seleccionar en primer lugar una porción del diagrama 1105 de semicírculos, después usar el diagrama 1102 de eje fino para ajustar de manera fina la determinación del eje. En tal ejemplo, la parte angular usada en el diagrama 1102 corresponderá a la sección o secciones de porción seleccionadas por el paciente como que parecen diferentes del resto de las porciones en 1105.

35 El solicitante ha encontrado sorprendentemente que el uso de un diagrama de radios, tales como los diagramas 1102 y 1205 de radios, puede usarse para determinar con exactitud la graduación del eje de un paciente. Dado que el efecto del astigmatismo es distorsionar, o estirar, la vista de un paciente a lo largo de un eje, en la parte del diagrama de radios cerca del eje de astigmatismo del paciente, las partes 1103 y 1104 alternas del diagrama 1102, y

las partes 1207 y 1208 del diagrama 1205 se unirán de manera borrosa y parecerán de un color diferente del de cualquiera de las partes individualmente. Un experto en la técnica debe apreciar que si el paciente no tiene astigmatismo, ninguna de las líneas parecerá cambiar de color. Se apreciará además que puede usarse cualquier tamaño, separación o forma adecuados de las partes alternas siempre que estén a lo largo de los diversos ejes.

Haciendo ahora referencia a la figura 12A, se ilustra otra realización de la presente divulgación. La figura 12A es una captura de pantalla de un ejemplo de una realización del sistema de la presente divulgación, en la que el sistema visualiza el diagrama 1201 de líneas, y le permite a un paciente aportar al menos dos entradas, en la que las al menos dos entradas corresponden a una medida de cilindro.

En la realización de ejemplo mostrada en la figura 12A, el diagrama 1201 de líneas es una línea, o un rectángulo delgado largo sobre un fondo oscuro sólido. El rectángulo/la línea está compuesto por partes 1202 y 1203 alternas. Las partes 1202 y 1203 alternas son de colores diferentes, una más brillante y la otra más apagada, de manera similar a las partes 902 y 904 alternas comentadas anteriormente. En la realización de la figura 12A, la parte 1202 tiene un color de fondo más brillante, mientras que la parte 1203 tiene un color de fondo más apagado.

El solicitante ha encontrado sorprendentemente que cuando un paciente con astigmatismo ve un diagrama como el 1201, verá una línea doble, o dos líneas, en vez de la línea individual presentada en el diagrama. El solicitante ha encontrado además sorprendentemente que la cantidad de distancia entre las dos líneas que aparecen corresponde a la medida de cilindro del paciente. Debe apreciarse que un paciente sin astigmatismo sólo verá la línea individual.

El sistema visualiza el diagrama 1201 de líneas a un ojo no corregido de un paciente cada vez. Se le permite al paciente aportar al menos dos entradas para seleccionar el borde de una primera línea que aparece y para seleccionar el borde de la segunda línea que aparece, tal como se muestra por las flechas 1200 y 1204 en la figura 12A. De esta manera, el paciente está identificando la distancia entre las dos líneas que aparecen. También se le permite al paciente seleccionar que sólo ve una línea, lo que indica que no tiene astigmatismo, o que el tamaño de las partes alternas es superior a su eje de cilindro. En un ejemplo de este tipo, el sistema puede volver a presentar el diagrama 1201 con partes alternas más pequeñas. La selección de los puntos iniciales y finales de las dos líneas que

aparecen puede realizarse de cualquier manera adecuada.

Haciendo ahora referencia a la figura 13, se ilustra otra realización de la presente divulgación. La figura 13 es una captura de pantalla de un ejemplo de una realización del sistema de la presente divulgación, en la que el sistema visualiza el diagrama 1304 de líneas, y le permite a un paciente aportar al menos una entrada, en la que la al menos una entrada corresponde a una medida de cilindro.

En la realización de ejemplo mostrada en la figura 13, el diagrama 1304 de líneas es una línea, o un rectángulo delgado largo sobre un fondo sólido, en el que la anchura y altura de la línea aumenta cuando se ve de izquierda a derecha. El rectángulo/la línea está compuesto por partes 1301 y 1302 alternas. Partes 1301 y 1302 alternas son de colores diferentes, una más brillante y la otra más apagada, de manera similar a las partes 902 y 904 alternas comentadas anteriormente. En la realización de la figura 13, la parte 1302 tiene un color de fondo más brillante, mientras que la parte 1301 tiene un color de fondo más apagado. Debe apreciarse que cualquier disposición adecuada de líneas de tamaños diferentes es apropiada. Por ejemplo, la anchura y altura de la línea puede disminuir de izquierda a derecha, o la línea puede orientarse verticalmente (o a cualquier ángulo con respecto a la horizontal) como contraposición a horizontalmente. En otro ejemplo, puede haber un espacio entre los segmentos de línea de tamaños diferentes. En la realización de ejemplo mostrada en la figura 13, no hay ningún espacio entre los segmentos de línea de tamaños diferentes.

El sistema visualiza el diagrama 1304 de líneas a un ojo no corregido de un paciente cada vez. Se le permite al paciente aportar al menos una entrada para seleccionar uno o más segmentos de línea que parecen de color diferente del de las líneas restantes. En una realización de ejemplo en la que la parte 1302 es verde y parte 1301 es roja, un segmento de línea de las partes alternas parece amarillo por debajo del cilindro, o la intensidad de astigmatismo del astigmatismo del paciente. La selección puede realizarse de cualquier manera adecuada, tal como seleccionando y haciendo clic en un segmento de línea, o un botón que representa un segmento de línea, tales como los botones 1303.

El solicitante ha encontrado sorprendentemente que el uso de un diagrama de líneas, tal como el diagrama 1304 de líneas, puede usarse para determinar con exactitud la graduación de cilindro de un paciente. Dado que el efecto del astigmatismo es distorsionar, o estirar, la vista de un paciente a lo largo de un eje, cuando las partes alternas se estiran para

corresponder con la intensidad del astigmatismo del paciente, el ojo del paciente podrá convertir una vez más las partes alternas en sus colores reales. Un experto en la técnica debe apreciar que si el paciente no tiene astigmatismo, las líneas sólo aparecerán con las partes alternas en sus colores reales.

5

Haciendo ahora referencia a las figuras 14A-D, se ilustran otras realizaciones de la presente divulgación. Las figuras 14A-D son capturas de pantalla de realizaciones de ejemplo del sistema de la presente divulgación que demuestran que las partes alternas pueden ser de tamaños o separaciones diferentes, pero todavía realizan pruebas para la determinación en la determinación de la intensidad de astigmatismo. De la figura 14A a la figura 14D, la separación entre las partes alternas aumenta. Sin embargo, siempre que se conozca el tamaño y la separación, cada una de las figuras 14A a 14D puede usarse por el sistema.

10

Haciendo ahora referencia a la figura 15, se ilustra otra realización de la presente divulgación. La figura 15 es una captura de pantalla de un ejemplo de una realización del sistema de la presente divulgación, que demuestra que las partes alternas pueden ser de tamaños o separaciones diferentes, pero todavía realizan pruebas para la misma determinación del eje de astigmatismo. Compárense, por ejemplo, la figura 12B con la figura 15, que tiene partes alternas más grandes. Sin embargo, siempre que se conozca el tamaño y la separación, cada una de las figuras 12B y la figura 15 puede usarse por el sistema.

15

20

Haciendo ahora referencia a la figura 16, se ilustra otra realización de la presente divulgación. La figura 16 es una captura de pantalla de un ejemplo de una realización del sistema de la presente divulgación, que demuestra que una figura de determinación aproximada del eje de astigmatismo puede modificarse en cuanto al tamaño y la forma, y estirarse de manera secundaria, y todavía poder usarse por el sistema para determinar un eje de astigmatismo para un paciente. Por ejemplo, la figura 16 muestra un ligero estiramiento horizontal en comparación con la figura perfectamente semicircular de la figura 11B. La figura 16 también muestra, en comparación con la figura 11B, partes alternas más pequeñas y un mayor número de porciones de la figura que no coinciden en un punto central de la figura semicircular.

25

30

En otra realización de ejemplo, el sistema puede someter a prueba o confirmar el eje de astigmatismo de un paciente visualizando únicamente determinados ejes. Por ejemplo, el sistema puede visualizar un conjunto de formas (tales como círculos) rellenos con líneas de colores alternos (brillantes y apagados), tal como se describió anteriormente. En esta

35

realización de ejemplo, todas las líneas en un círculo dado tendrán el mismo eje, y las líneas en los círculos restantes pueden tener otros ejes. El sistema le permitirá al paciente aportar al menos una entrada para seleccionar un círculo que parece borroso para cada uno de sus ojos no corregidos, sometidos a prueba individualmente. Por ejemplo, en el caso en el que el color brillante se selecciona de la familia del verde y el color apagado se selecciona de la familia del rojo, el paciente puede seleccionar el círculo que parece amarillo. Basándose en la al menos una entrada del paciente, el sistema puede determinar o confirmar la graduación del eje del paciente. Por ejemplo, en una situación en la que la prueba está realizándose para confirmar una graduación, el sistema determinará si la graduación se confirma comparando el eje del círculo o de los círculos seleccionados del paciente con el eje anteriormente determinado. Si las medidas de eje coinciden o son próximas, entonces se confirma la graduación. Debe apreciarse que el sistema puede usar cualquier número adecuado de formas, cualquier número adecuado de ejes, y cualquier número adecuado de iteraciones de la prueba para someter a prueba inicialmente o para confirmar una graduación del eje para un paciente.

En otra realización de ejemplo, el sistema puede someter a prueba o confirmar la graduación de cilindro de un paciente visualizando formas separadas. El solicitante ha encontrado sorprendentemente que formas separadas ubicadas a lo largo del eje de astigmatismo del paciente y separadas de manera correspondiente con el cilindro del paciente (o más) parecerá que están en contacto cuando se ven con el ojo no corregido del paciente (cada ojo individualmente). Por ejemplo, el sistema puede visualizar dos o más puntos en una cuadrícula o cualquier otro patrón adecuado, en el que al menos dos de los puntos están separados a lo largo del eje de astigmatismo del paciente. El sistema le permitirá al paciente aportar al menos una entrada para seleccionar o identificar de otro modo los puntos que parecen estar en contacto para cada uno de sus ojos no corregidos, sometidos a prueba individualmente. Basándose en la al menos una entrada del paciente, el sistema puede determinar o confirmar la graduación de cilindro del paciente, en el que la distancia real entre los puntos que parecen estar en contacto para el ojo no corregido del paciente corresponde a una medida de cilindro. Por ejemplo, en una situación en la que la prueba está realizándose para confirmar una graduación, el sistema determinará si se confirma la graduación comparando el cilindro de los puntos seleccionados del paciente con el cilindro que se determinó anteriormente. Si las medidas de cilindro coinciden o son próximas, entonces se confirma la graduación. Debe apreciarse que el sistema puede usar cualquier número adecuado de formas, cualquier número adecuado de ejes, cualquier color adecuado, y cualquier número adecuado de iteraciones de la prueba para someter a prueba

inicialmente o para confirmar una graduación de cilindro para un paciente. Debe apreciarse además que las formas separadas pueden estar separadas a diferentes intervalos, o que puede usarse más de una visualización (con intervalos variables entre las formas) con el fin de ajustar de manera fina la determinación del cilindro.

5

Debe apreciarse que todas las pruebas de determinación de astigmatismo descritas con referencia a las figuras 9A a 16 pueden consistir en partes alternas de cualquier forma adecuada, incluyendo, pero sin limitarse a, los cuadrados y rectángulos representados en las figuras, y cualquier número o combinación adecuado de colores alternos en cualquier familia de color adecuada. Debe apreciarse además que siempre que un paciente no pueda ver un cambio de color con respecto a las otras figuras visualizadas, puede ser debido a una de las siguientes cuestiones: (1) el paciente no tiene astigmatismo; (2) el tamaño de las partes alternas visualizadas corresponde a un error de cilindro mayor que el que tiene el paciente; y/o (3) el diagrama no está en el eje de astigmatismo del paciente. Para tratar la situación (1), el sistema puede permitirle a un paciente aportar una entrada que indica que no tiene astigmatismo. Para tratar la situación (2), el sistema puede reducir el tamaño de las partes alternas, volver a visualizar el diagrama, y preguntarle de nuevo al paciente con respecto a cualquier cambio de color percibido. Para tratar la situación (3), el sistema puede volver a determinar el eje presentándole al paciente la misma prueba de eje o una diferente.

20

Haciendo ahora referencia a la figura 17, se ilustra otra realización de la presente divulgación. La figura 17 es una captura de pantalla de un ejemplo de una realización del sistema de la presente divulgación, que demuestra una posible configuración para una prueba de degeneración macular. Usando una prueba de este tipo, el sistema le permite a un paciente realizar un examen de las ubicaciones en las que ha perdido una cantidad parcial o cantidad total de visión. Tal como se conoce bien en la técnica, para los optometristas resulta una práctica habitual someter esto a prueba usando una cuadrícula simple en una hoja de papel (líneas de izquierda a derecha y de arriba abajo) con un centro marcado. Se le dice al paciente que mire fijamente al centro con un ojo cada vez y que dibuje con un lápiz cualquier zona que parezca distorsionada, que falta, o de otro modo diferente del resto. El optometrista anota en el historial del paciente qué partes de su retina están dañadas. Una prueba de este tipo es útil para la degeneración macular, en la que los pacientes pierden su visión central, así como otros problemas de la retina tales como retinopatía diabética, en la que partes específicas de la visión de una persona desaparecen o se vuelven borrosas. En contraste con este sistema de la técnica anterior, el sistema de la presente divulgación es más avanzado. El sistema visualiza una figura que incluye un

35

conjunto de líneas curvas. En la realización mostrada en la figura 17, la figura 1700 tiene líneas 1702 curvas generalmente semicirculares abiertas hacia la derecha, y una región 1704 central. El sistema le indica al paciente que enfoque su vista en la región central con un único ojo no corregido cada vez, y le permite al paciente seleccionar cualquier línea que
5 parezca tener partes borrosas o que faltan. Alternativamente, el sistema le permite al paciente seleccionar las partes de las líneas que parecen estar borrosas o que faltan. Entonces el sistema visualiza un conjunto similar de líneas curvas, pero esta vez con la abertura dirigida hacia alguna otra dirección, tal como a la izquierda. En una realización, la segunda figura se visualiza abierta al lado opuesto que la primera figura. Debe apreciarse
10 que la orientación de las líneas curvas puede diferir en cuanto a su forma o ángulo de vértice real, y puede ser cualquier forma o ángulo de vértice adecuado. El sistema aumenta la intensidad de las líneas o partes de líneas seleccionadas por el usuario y le permite al paciente aportar al menos una entrada referente a si su visión mejora en esas zonas basándose en el aumento de intensidad. Un experto en la técnica debe apreciar que la al
15 menos una entrada corresponde a un nivel de aumento para esa región de la visión de un paciente, que corresponde a una ubicación particular en la retina del paciente que ha experimentado al menos algo de pérdida de visión. Entonces el sistema puede usar el nivel de aumento determinado para la creación de lentes para crear una lente personalizada específica con niveles de aumento adicionales precisos en determinadas ubicaciones para
20 ayudar en la capacidad global del paciente para ver a lo largo de todo su campo de visión completo. En una realización, el sistema puede usarse para realizar un seguimiento de la degeneración macular (u otra enfermedad ocular degenerativa) en el domicilio, y monitorizar cambios a medida que progresan los cambios de la visión. Un experto en la técnica debe apreciar que tales pruebas rutinarias son importantes para aquellas personas con, o con
25 riesgo de, problemas de visión ya que un cambio repentino o nivel umbral de cambio puede ser perjudicial, y pueden necesitar una evaluación inmediata por un médico.

En otra realización de ejemplo de una prueba de pérdida de visión, el sistema usa líneas rectas en vez de las líneas curvas descritas anteriormente con referencia a la figura 17. En
30 una realización de ejemplo de este tipo, la primera figura visualizada incluye líneas verticales, y el sistema le permite al paciente aportar al menos una entrada para seleccionar la línea o líneas, o partes de líneas, que parecen distorsionadas o tener partes que faltan. Entonces el sistema visualiza líneas horizontales y le permite el paciente aportar al menos una entrada para seleccionar la línea o líneas, o partes de líneas, que parecen
35 distorsionadas o tener partes que faltan. Un experto en la técnica debe apreciar que las líneas pueden tener cualquier ángulo o formato, cualquier grosor o color, y también pueden

emplearse con una combinación de líneas rectas y curvas, o una combinación de líneas semirrectas o modificadas en cualquier combinación adecuada siempre que al paciente se le permita identificar, y por tanto el sistema pueda determinar, las coordenadas de la(s) sección/secciones en la retina del paciente que se correlaciona(n) con visión que falta o alterada. Debe apreciarse además que si las líneas identificadas por el paciente son de un tipo de distorsión circular o pérdida de visión circular, un sistema tal como que el descrito anteriormente puede identificar fácilmente ese tipo y puede por tanto aislar cualquier cambio de visión futuro que se diferencie de las regiones originales. Un ejemplo de pérdida de visión de este tipo se produce en aquellas personas con cambios diabéticos, o aquellas personas con degeneración macular avanzada. Los exámenes visuales tradicionales normalmente sólo monitorizan estos cambios cada de seis meses a un año y no permiten que tenga lugar un análisis constante de la progresión. En el sistema descrito por la presente divulgación, las pruebas y el análisis pueden realizarse de manera fácil y conveniente con mayor frecuencia de manera que puede detectarse cualquier cambio de este tipo de una manera más exacta y urgente. Además, se contempla que los resultados de tales pruebas pueden almacenarse y acumularse en una base de datos genérica de modo que el sistema puede comparar datos de pérdida de visión de un paciente específico con los de la población general, analizando puntos de datos de pérdida de visión entre ojo derecho e izquierdo de un individuo con los de intervalos de ojo derecho e izquierdo de los de la población entera o el conjunto de datos de pacientes almacenados en la base de datos del sistema.

En una realización, el sistema incluye determinar la desviación, y por tanto, la calidad, de las lentes progresivas de un paciente. Las lentes progresivas, también denominadas lentes de adición progresiva (PAL), lentes de potencia progresiva, lentes de graduación progresiva, y lentes varifocales o multifocales, son lentes correctoras usadas en gafas para corregir la presbicia y otros trastornos. Las lentes progresivas incluyen al menos dos graduaciones diferentes en diferentes partes de la lente, y un gradiente entre ellas. Generalmente, las lentes progresivas comienzan con la graduación de distancia del paciente cerca de la parte superior de la lente y progresa hasta la graduación de potencia de adición (o gafas de lectura) cerca de la parte inferior de la lente. El gradiente puede ser tan regular o largo como sea necesario para la comodidad del paciente. Sin embargo, la progresión de las graduaciones en estas lentes crea regiones de aberración lejos del eje óptico, provocando borrosidad o desviación, que varía en relación con la calidad de la lente. Cuanto mayor es la calidad de la lente, menor es la borrosidad, mientras que cuanto menor es la calidad de la lente, mayor es la borrosidad. Por tanto, resulta ventajoso informar a los pacientes de la borrosidad inherente en lentes progresivas, sus causas, y opciones para reducir la

borrosidad y aumentar la claridad. En una realización de ejemplo, el sistema visualiza una figura. En una realización de ejemplo adicional, la figura visualizada es una cuadrícula de líneas, similar a la que se muestra con el número de referencia 408a en la figura 4A, o la que se describió anteriormente con referencia a la prueba de degeneración macular de la técnica anterior basada en optometrista. Debe apreciarse que el sistema puede llenar una pantalla computerizada entera con una cuadrícula de este tipo, o una parte de la pantalla computerizada. El sistema le indica al paciente que mire la figura visualizada con un ojo corregido (llevando puesta una lente progresiva) cada vez. El sistema le permite al paciente aportar al menos una entrada para identificar zonas de distorsión o borrosidad. Debe apreciarse que puede permitirse cualquier método adecuado de entrada por parte del usuario, tal como contornear o dibujar con un cursor, simple selección de apuntar y hacer clic, mediante una pantalla táctil, mediante un control remoto, mediante control por voz, o mediante cualquier otro dispositivo y método de entrada conocido. Entonces el sistema puede describir la cantidad de distorsión presente en la lente mediante un simple porcentaje (es decir, si el paciente selecciona el 5 por ciento de los bloques como distorsionados o borrosos, tendrá una distorsión del 5%) y avisar al paciente qué reducción en el nivel de distorsión puede proporcionar una lente de mayor calidad.

Debe apreciarse además que tanto la prueba de pérdida de visión como la prueba de comprobación de lente progresiva descritas en los párrafos anteriores pueden emplearse por el sistema que visualiza una imagen de cuadrícula de Amsler simple con líneas que discurren de arriba abajo y de izquierda a derecha y permitiéndole a un paciente seleccionar las zonas que parecen borrosas o que faltan mediante cualquier medio de entrada y selección adecuado. Debe apreciarse además que puede usarse cualquier combinación de colores adecuada, tal como líneas negras sobre un fondo blanco (negro sobre blanco), azul sobre amarillo, azul sobre rojo, blanco sobre rojo, o cualquier otra combinación adecuada de colores.

En otra realización de ejemplo de la presente divulgación, el sistema incluye una prueba de campo visual. Normalmente, un paciente somete a prueba su campo visual usando una máquina específica ubicada en la consulta en una vista al médico. La máquina de prueba de campo visual convencional funciona de la siguiente manera: un paciente coloca su cabeza contra o dentro de una máquina y mira a través de un visor. La máquina somete a prueba cada ojo individualmente (por ejemplo, bloqueando la vista del ojo que no está sometido a prueba) y le indica al paciente que enfoque el ojo en un punto central, y que haga clic en un botón (u otro dispositivo de entrada) con su mano para seleccionar cuando

puede ver un punto que está proyectándose en su campo de visión a través del visor. La máquina proyecta puntos a modo de destello de manera relativamente rápida, y si un paciente no aporta una entrada de que vio un punto, la máquina marca el punto asociado con ese punto como que tiene algo de pérdida de visión. Con frecuencia, la máquina volverá a someter a prueba esas zonas más tarde, alargando el procedimiento para someter a prueba al paciente. Cuando se realiza en la consulta de un médico, con frecuencia la prueba es difícil e incómoda para que la realice un paciente. Muchos pacientes encuentran difícil concentrarse durante un periodo de tiempo tan largo, y con frecuencia los pacientes ancianos terminan durmiéndose mientras están realizando la prueba. No obstante, una prueba de campo visual es una herramienta de diagnóstico importante usada para la determinación y el seguimiento de rutina de pacientes con glaucoma, tumores cerebrales, diabetes y muchos otros estados. Por tanto, sería ventajoso proporcionar una prueba de campo visual que pueda realizarse en una ubicación alejada de la consulta de un médico y cómoda para el paciente, tal como en el domicilio del paciente. Adicionalmente, en una ubicación remota, el paciente puede tomarse su tiempo con la prueba, y detener la prueba si se distrae o se cansa, proporcionando así un resultado más exacto. En una realización de ejemplo de la presente divulgación, el sistema incluye una prueba de campo visual que se permite que realice un paciente en una ubicación alejada de la consulta de un médico. En un sistema de este tipo, se le puede indicar al paciente que se enfoque su vista en un punto central (u otra forma) como es convencional, o se le puede indicar que se enfoque su vista en un cursor presente en la pantalla computerizada. Como resulta típico, el sistema somete a prueba un ojo de un paciente cada vez mientras enfoca su vista en una ubicación. Se visualiza un punto débil (u otra forma o figura adecuada) en la pantalla, en una zona correspondiente a una parte del campo visual del paciente, y se le permite al paciente aportar al menos una entrada para implicar que vio el punto. El sistema puede emplear cualquier método de entrada adecuado, tal como permitirle al paciente mover su ratón sobre la zona en la que apareció el punto y hacer clic en ella, tocar la zona (si está usándose un dispositivo de pantalla táctil), seleccionar un botón, control por voz u otros métodos adecuados. Si el paciente es demasiado lento para aportar la al menos una entrada, el sistema proyectará a modo de destello otro punto en la pantalla computerizada y marcará esa zona para volver a someter a prueba o como que tiene algo de pérdida de visión. El intervalo de tiempo para visualizar el punto en la pantalla computerizada es generalmente rápido, y puede ser cualquier cantidad de tiempo adecuada, tal como 0,2 segundos. El sistema le permite al paciente aportar al menos una entrada para hacer que se ajuste la visualización del punto (más larga o más corta). Una vez que el sistema ha sometido a prueba al menos completamente las ubicaciones en el campo visual del paciente y ha

recibido cualquier entrada asociada del paciente, determina el campo visual del paciente basándose en esas entradas registradas, y cualquier ausencia de entradas registradas. El sistema puede ajustar adicionalmente la intensidad luminosa de la forma o figura visualizada, o visualizar la forma o figura en cualquier color o combinación de colores adecuado.

Un posible problema con un sistema de este tipo es que un paciente puede moverse durante la prueba (aunque se le indique que no lo haga) lo cual hará que la ubicación de los puntos en la pantalla se asocie con una nueva posición en el ojo del paciente. Por tanto, el sistema puede incluir un método para determinar si el paciente se ha movido durante la prueba. Un posible método es determinar y comprobar periódicamente la ubicación del punto ciego del paciente. Tal como se conoce en la técnica, cada persona tiene un punto ciego fisiológico en cada ojo en el que el nervio óptico pasa a través del disco óptico de la retina ya que no hay ninguna célula fotorreceptora que detecte la luz en esa ubicación. La ubicación del punto ciego puede determinarse mediante métodos bien conocidos en la técnica, tales como visualizando dos formas o figuras separadas por una distancia conocida e indicándole al usuario que se cubra un ojo, mire a la forma o figura opuesta a ese ojo, y mueva el ojo más cerca o más lejos de la pantalla hasta que la forma o figura desaparezca. El otro lado del punto ciego se determina cuando se produce el efecto opuesto. El sistema también puede visualizar periódicamente puntos en el punto ciego del paciente. Si el paciente aporta al menos una entrada que implica que ve un punto que debería haber estado en su punto ciego, el sistema determinará que la prueba se ha vuelto inexacta y volverá a calibrar basándose en la nueva ubicación del paciente. Debe apreciarse que el sistema puede emplear cualquier método adecuado de determinación de si un paciente se ha movido además, o en lugar, de los métodos descritos anteriormente.

Otro posible problema con un sistema de este tipo es que el paciente necesita conocer a qué distancia de la pantalla colocar el ojo. Por tanto, el sistema puede incluir un método para determinar a qué distancia debe estar el paciente. Un posible método es usar la ubicación determinada del punto ciego del paciente, tal como resulta convencional y se describió anteriormente. Alternativamente, el sistema puede usar cualquier método de cálculo de la distancia adecuado, tal como los conocidos en la técnica o descritos en el presente documento.

Un experto en la técnica debe apreciar que el sistema puede usar un sistema basado en preguntas estáticas, como contraposición a un sistema basado en imágenes que cambian

5 dinámicamente. En una realización de ejemplo de un sistema basado en preguntas estáticas, el sistema puede visualizar cuatro figuras, tres idénticas y una diferente. El sistema le permitirá al paciente aportar al menos una entrada para identificar la figura diferente. En un sistema de este tipo, las figuras pueden comenzar con un tamaño relativamente grande, y a medida que el paciente selecciona correctamente la figura diferente, el sistema reducirá continuamente el tamaño de las figuras visualizadas hasta que el paciente ya no pueda seleccionar correctamente la figura diferente. Un experto en la técnica debe apreciar que si se conoce el tamaño inicial, la velocidad de reducción del tamaño, y el número de entradas correctas, el sistema puede calcular la medida de esfera apropiada para la graduación del paciente. Debe apreciarse además que puede usarse cualquier clase de figura, tal como letras, números o formas, que puede usarse cualquier número adecuado de figuras mayor que uno, tal como 2, 3, 4 o más, y que puede usarse cualquier número adecuado de figuras similares o diferentes. Por ejemplo, el sistema puede visualizar cinco figuras, tres idénticas y dos diferentes. También debe apreciarse que puede usarse cualquier dispositivo de entrada adecuado, tal como hacer clic mediante un cursor, ratón, o almohadilla táctil, mediante una pantalla táctil, mediante un control remoto, mediante control por voz, o mediante cualquier otro dispositivo y método de entrada conocido.

20 En otra realización, el sistema incluye la medición de la superficie de la córnea de un paciente. En un sistema de este tipo, se ilumina el ojo del paciente con una serie de anillos concéntricos de cualquier número adecuado, tal como dos, tres, cuatro, cinco, seis, o más, que tienen una distancia conocida entre cada anillo. En una realización de ejemplo, los anillos están separados cada uno la misma distancia conocida. En otra realización de ejemplo, al menos un anillo está separado una distancia conocida diferente de sus anillos adyacentes. La iluminación del ojo del paciente puede producirse de cualquier manera adecuada, tal como mediante proyección. Tras haberse iluminado el ojo del paciente, el sistema toma una fotografía del ojo del paciente iluminado con los anillos concéntricos. En una realización alternativa, el sistema le permite al paciente (o a un asistente del paciente) tomar la fotografía usando el sistema, o usando otro modo del terminal del paciente en el que está usándose el sistema. En otra realización alternativa, el sistema le indica al paciente (o a un asistente de un paciente) que tome la fotografía usando un dispositivo de cámara separado, tal como puede encontrarse en una cámara digital, un teléfono con cámara, un ordenador o tableta equipado con cámara, o cualquier otro dispositivo de cámara adecuado. Los solicitantes han encontrado sorprendentemente que la distorsión en la separación entre 35 los anillos concéntricos según aparecen iluminados en el ojo de un paciente corresponde a la topología de la córnea del paciente. En particular, los solicitantes han encontrado

sorprendentemente que cuando los anillos concéntricos iluminados aparecen más cerca unos de otros, la estructura de la córnea es más empinada, mientras que si los anillos concéntricos iluminados aparecen más alejados, la estructura de la córnea es más plana. Por tanto, el sistema puede determinar el empinamiento exacto de la córnea basándose en la distancia de separación entre los anillos de la córnea iluminados en comparación con la separación conocida original entre los anillos concéntricos. El sistema también puede detectar si la córnea del paciente tiene una superficie con malformación, tal como queratocono o una lesión basándose en el aspecto de los anillos concéntricos iluminados sobre el ojo del paciente.

10

En otra realización el sistema incluye un módulo de medición de la distancia pupilar. Un experto en la técnica debe apreciar que la mayoría de las distancias del canto más interior (medial) y exterior (lateral) están de manera rutinaria dentro de un pequeño intervalo alrededor de 3 cm en todas las culturas, razas y sexos, siempre que el individuo esté en edad adulta (considerado generalmente como tener 18 años de edad o más). Los solicitantes han encontrado sorprendentemente que, a partir de este intervalo conocido, el sistema puede determinar la escala de una imagen, y por tanto calcular distancias deseadas adicionales, tales como la distancia pupilar de un paciente. Una vez que el sistema ha determinado la distancia pupilar del paciente a partir de una imagen del paciente basándose, en parte, en la escala de la imagen y los intervalos de canto conocidos, el sistema puede permitirle al paciente ver de manera virtual diversas monturas de gafas dimensionadas para adaptarse a la imagen de su cara, y su distancia pupilar determinada. En una realización de este tipo, el sistema puede visualizar una imagen del paciente con monturas de gafas simuladas visualizadas encima de la cara del paciente, y puede permitirle al paciente modificar el aspecto de las monturas, por ejemplo, cambiando el tamaño, la forma, el color, el material, la textura, etc. de las monturas simuladas. Un experto en la técnica debe apreciar que el sistema puede determinar otras medidas faciales deseadas basándose en las distancias de canto conocidas, y que puede “adaptarse” virtualmente cualquier otra prenda de vestir o accesorio deseado mediante los métodos dados a conocer en el presente documento. Un experto en la técnica debe apreciar además que los métodos dados a conocer en el presente documento pueden aplicarse fuera del contexto de la estructura facial a cualquier parte de un cuerpo de ser humano o animal que se sabe que tiene un tamaño habitual o aproximadamente habitual, y por tanto pueden usarse para navegar de manera virtual y “adaptar” cualquier tipo adecuado de prenda de vestir o accesorio, que se hace coincidir con el tamaño de la imagen subyacente.

35

Un experto en la técnica debe apreciar además que el módulo de distancia pupilar descrito anteriormente puede usarse para calcular otras características faciales o datos biométricos que pueden usarse para identificar de manera exclusiva a un individuo. Por ejemplo, el sistema puede usar la distancia de canto conocida para calcular la anchura y/o altura de la cara de un paciente colocado de cualquier manera adecuada, tal como de frente a la cámara, o en perfil completo o parcial. Debe apreciarse que los datos biométricos calculados por el sistema (tales como distancia pupilar, u otras dimensiones faciales) pueden usarse mediante un dispositivo equipado con cámara para bloquear o desbloquear acceso a diversas aplicaciones en el dispositivo (o el propio dispositivo) basándose en una comparación entre los datos biométricos conocidos por el dispositivo y los datos biométricos de la persona detectados por la cámara del dispositivo. Si los datos biométricos conocidos y los datos biométricos detectados son similares con un grado lo suficientemente alto (tal como iguales, separados por una diferencia estadísticamente insignificante, o casi iguales dentro de un intervalo de confianza) entonces el dispositivo identificará a la persona detectada como la persona conocida y permitirá el acceso a la persona detectada. Debe apreciarse que tal sistema basado en biometría funciona porque determinadas proporciones y medidas faciales son únicas para los individuos. Los posibles problemas con un sistema de este tipo incluyen que una persona desconocida para el sistema puede intentar engañar al sistema para que autentique una fotografía o vídeo de la persona conocida. Entonces el sistema reconocerá los datos biométricos de la fotografía o el vídeo y permitirá el acceso sin que la persona conocida esté realmente presente. Para evitar estos problemas, el sistema puede indicarle a la persona que desea acceder que parpadee con un ojo (o que parpadee con uno cualquiera o ambos de los ojos en una combinación o patrón al azar o predeterminado). Un experto en la técnica debe apreciar que puede usarse cualquier expresión facial o combinación de expresiones faciales adecuada y reconocible por el sistema (por ejemplo una sonrisa y un guiño, sacar la lengua, etc.). Si el dispositivo equipado con cámara también está equipado con flash, el sistema puede activar el flash para determinar si está presente una persona real (como contraposición a una grabación o fotografía). Al activar el flash, una persona todavía estará visible para el sensor de la cámara, pero la fotografía o el vídeo se atenuará y será difícil de detectar. El sistema también puede percibir o detectar sombras en la cara (y si cambian) para confirmar que está presente una persona real.

En una realización adicional, el sistema de medición de la distancia pupilar/sistema de acceso biométrico puede permitirle a la persona conocida acceso para bloquear o desbloquear acceso a diversas aplicaciones en el dispositivo (o el propio dispositivo). En

esta realización adicional, pueden usarse diferentes expresiones faciales o combinaciones de expresiones faciales adecuadas y reconocibles por el sistema para acceder a, o salir de, diferentes aplicaciones (o el propio dispositivo). Por ejemplo, el paciente puede sacar la lengua para acceder al dispositivo, puede guiñar el ojo derecho y después el ojo izquierdo para acceder a una aplicación, tal como una bandeja de entrada, después puede guiñar el ojo izquierdo seguido por el ojo derecho para acceder a una segunda aplicación. Debe apreciarse que estas combinaciones de expresiones faciales adecuadas y reconocibles por el sistema pueden usarse como atajos para realizar acciones dentro de una aplicación así como para proporcionar acceso a (o cerrar) aplicaciones o el propio dispositivo.

10

En otra realización, el sistema incluye una prueba de tonómetro con soplo de aire. Una prueba de este tipo puede implementarse para un dispositivo móvil, en una ubicación autónoma, en un entorno de tipo cabina, o en cualquier ubicación adecuada, tal como usando un dispositivo reflexivo acoplable pequeño y sencillo que expulsa una fuerza de aire a través de una abertura diminuta mediante métodos conocidos en la técnica. Un experto en la técnica debe apreciar que el soplo de aire se forzaría sobre la córnea de un ojo humano o no humano, con el fin de medir su presión intraocular. Un dispositivo reflexivo acoplable de este tipo puede incluir un sistema de lente fotográfica de alta potencia que le permitirá a la cámara determinar cuánto se ha aplanado la córnea en respuesta al soplo de aire. En una realización alternativa, el sistema incluye un sensor para medir un retroceso o retorno de aire al sensor tras haberse soplado el aire hacia la córnea del paciente. Un experto en la técnica debe apreciar que el sensor puede medir la cantidad de retorno de aire tanto en cuanto a la intensidad como al retraso. En una realización de este tipo, el sistema determina la presión intraocular del paciente basándose en las mediciones del sensor. Debe apreciarse además que el sistema puede usar más de una forma de medición y/o más de una iteración de medición para garantizar la exactitud. Al usar un dispositivo reflexivo acoplable de este tipo, se le permite al paciente medir su presión intraocular de la manera más conveniente o cómoda para el paciente.

15

20

25

En otra realización el sistema incluye capacidad para permitirle al paciente consultar una base de datos de monturas de gafas. En una realización de ejemplo de un sistema de este tipo, el sistema le permite a un paciente fotografiar monturas de gafas que le gustan, o que ya tiene, e introducir la imagen en el sistema. En una realización adicional, el sistema puede indicarle al paciente que tome una fotografía de las monturas de frente, así como con una o dos vistas laterales de las monturas, con las monturas o bien puestas en el paciente o bien solas. El sistema usa la fotografía o fotografías para determinar características de la

30

35

montura tales como tamaño, forma, tamaño, color, textura, materiales o cualquier otra característica adecuada para consultar la base de datos de monturas conocida por el sistema para encontrar monturas coincidentes o similares que el paciente puede preferir. El sistema puede determinar las características de las monturas fotografiadas de cualquier
5 manera adecuada, tal como un rápido análisis de malla de alambre de las monturas en la cara del paciente. Tal como se da a conocer en el presente documento, se le permite al sistema determinar las dimensiones necesarias de la cara del paciente para determinar con exactitud selecciones de monturas coincidentes o similares para visualizarle al paciente. En una realización de ejemplo de un sistema de este tipo, los pacientes pueden navegar
10 monturas en sus ópticas locales, y tomar fotografías de sus monturas preferidas, después usar la aplicación para teléfono móvil en línea dada a conocer, o un sistema basado en cabina, para comprar un par de monturas que son parecidas en cuanto a la forma, tamaño, color o cualquier otra característica. En otra realización de ejemplo, el sistema puede consultar la base de datos basándose en una fotografía de alguien distinto del paciente, tal
15 como una fotografía proporcionada por el paciente de alguien desconocido para el sistema, o una fotografía de una publicación, tal como una revista.

En otra realización, el sistema incluye un sensor de la presión ocular por vibración acústica para determinar la presión ocular de un paciente. Un experto en la técnica debe apreciar que
20 un sistema de este tipo se basa en el hecho conocido de que los objetos vibrarán en respuesta a ondas sonoras. Los solicitantes han encontrado sorprendentemente que los diversos tipos y frecuencias de las ondas sonoras se correlacionan directamente con la vibración asociada que se produce en la córnea basándose en la presión ocular, y que estas vibraciones pueden medirse mediante un sensor de cámara que capta cambios en las
25 reflexiones luminosas a partir de una cámara o mediante un micrófono u otro sensor adecuado que capta la frecuencia del sonido reflejado de vuelta desde el ojo sometido a pulsos. El sistema envía pulsos de ondas sonoras a cualquier frecuencia convencional o variable adecuada contra la estructura de la córnea del paciente, después mide la vibración de la córnea para determinar la presión dentro de la córnea. Los solicitantes han encontrado
30 sorprendentemente que cambios en las reflexiones luminosas a partir de una cámara o la frecuencia medida de sonido reflejado a partir de un ojo sometido a pulsos se correlacionan con la vibración en la córnea basándose en la presión ocular. Los solicitantes han encontrado además sorprendentemente que tales sistemas son funcionales usando ondas sonoras ultrasónicas, ondas sonoras infrasónicas y/o ondas sonoras acústicas. En una
35 realización de ejemplo, se envían pulsos de una combinación de ondas sonoras infrasónicas y acústicas con diversos intervalos de tiempo e intensidades y niveles de sonido/decibelios,

y la córnea del paciente vibra de acuerdo con los diversos niveles y según su presión interna. Un experto en la técnica debe apreciar que cualquier dispositivo o altavoz adecuado puede generar las ondas sonoras, tal como el altavoz convencional en un teléfono celular, tableta u ordenador personal.

5

En otra realización, el sistema incluye una lente positiva de alta potencia para aislar la hipermetropía y las graduaciones hiperópicas. Esta lente puede incluirse o simularse en cualquier aplicación adecuada, tal como en una aplicación para ordenador personal, una aplicación para teléfono móvil, o en una aplicación basada en cabina. Un experto en la

10 técnica debe apreciar que una lente positiva de alta potencia le permite al sistema corregir la hipermetropía latente, así como evitar que el paciente use la capacidad adaptativa natural de sus músculos oculares para enfocar mediante una graduación ligeramente incorrecta, permitiéndole por tanto al sistema proporcionar una graduación más exacta.

15

En otra realización, el sistema incluye un método adicional para determinar la distancia entre el paciente y la pantalla computerizada del terminal del paciente, u otras distancias deseadas, tales como distancia pupilar. El sistema se basa en la distancia de canto conocida del paciente adulto y un punto de datos adicional para calcular la distancia entre el terminal o la cámara y el paciente. El punto de datos adicional puede ser cualquier punto de

20 datos adecuado, tal como la altura del paciente (si el terminal o la cámara puede ver la altura completa del paciente), o especificaciones de cámara conocidas del terminal de paciente o dispositivo particular. El sistema usa esta información conocida para determinar la distancia entre el terminal o la cámara y el paciente. En una realización de ejemplo, el sistema puede conocer que la distancia de canto del paciente es de aproximadamente 3 cm,

25 y puede determinar que en la imagen del paciente a partir de un dispositivo de cámara conocido (tal como a partir de una cámara de fabricación conocida) la distancia de canto está representada por un determinado número de píxeles, entonces el sistema puede identificar, a partir de estos puntos conocidos, la escala de la imagen del paciente, y por tanto la distancia entre el terminal o el paciente. En una realización alternativa, el sistema

30 usa (o le indica al paciente que use uno o más de) dos dispositivos de cámara separados vertical u horizontalmente una distancia conocida para medir la distancia deseada (distancia entre el paciente y los dispositivos de cámara, o alguna otra distancia deseada). Un experto en la técnica debe apreciar que un sistema de este tipo también puede usarse para determinar la distancia pupilar.

35

Debe apreciarse que cada una de las divulgaciones anteriores puede implementarse en un

sistema de tipo cabina, por separado, individualmente, o en combinación con varias cabinas, para proporcionar un examen ocular completo para evaluar diversas partes del ojo y el sistema refractivo. Los ejemplos de diversos tipos de sistemas conocidos que pueden incorporarse en un sistema de este tipo incluyen: un sistema de medición de la presión ocular, un sistema fotográfico para fotografiar la parte delantera y/o trasera del ojo, un sistema de refracción, y un sistema para medir todas las pruebas auxiliares de un examen ocular. En una realización de ejemplo, el sistema incluye un telémetro de distancia para determinar la distancia que mueve un paciente el ojo alejándolo de una pantalla, y le permite al paciente aportar una entrada a la distancia a la que observan por primera vez que una imagen es clara con cada ojo individual. Debe apreciarse que en una realización de este tipo, la prueba se realizará con cada ojo independientemente, y cualquier número adecuado de veces, tal como una vez, dos veces, tres veces, o más. El sistema determina una parte de una graduación para el paciente basándose en estas una o más pruebas, y basándose en parte en el principio de que el punto focal de un ojo corresponde al error de potencia dióptrico de un ojo, en que la medida de enfoque de cerca inicial es $1/\text{distancia}$, donde la distancia es en metros. Debe apreciarse que un sistema de este tipo funciona sin necesidad de que el paciente mueva su posición de pie alejándose de su posición actual.

En otra realización adicional, el sistema es un dispositivo de producción de lentes correctoras todo en uno que determinará la graduación del paciente de las maneras descritas en el presente documento, y le permite a un paciente seleccionar una montura de gafas y un tipo, color y recubrimiento para una lente, tal como se conoce en la técnica. Entonces el sistema creará la montura mientras el paciente espera mediante una impresora en 3D u otro método conocido, y creará la lente con un sistema de tipo gel que crea la lente y endurece la lente mientras el paciente espera, o mediante cualquier otro método que se conoce en la técnica para la creación de lentes. Un sistema completo según esta realización proporciona ventajosamente comodidad para el paciente, ya que contiene los tres componentes necesarios para finalizar un par de gafas: una graduación, una montura y lentes.

Un experto en la técnica debe apreciar que para diversos módulos o partes de la presente divulgación que no requieren una entrada por parte de un paciente, o que no son de naturaleza subjetiva, el paciente puede ser cualquier paciente adecuado. Por ejemplo, el paciente puede ser un animal no humano, tal como una mascota o un animal salvaje. En otro ejemplo, el paciente puede tener una edad o nivel de habilidad que hace que la comunicación sea difícil, tal como un niño o una persona con retraso en el desarrollo. Debe

apreciarse además que para tales pacientes, el sistema puede indicarle a un asistente del paciente sobre la colocación apropiada y cualquier entrada necesaria.

En otra realización, el sistema determina la graduación anterior de gafas (miope, hipermetrópe, astigmática o cualquier combinación de las mismas) de un paciente sin requerir una graduación por escrito copiada en un formulario rellenable por el paciente. El sistema sólo requiere una cámara, una pantalla computerizada y un par de lentes de cristal. El paciente coloca la lente de la cámara a una distancia conocida de un monitor informático. En una realización de ejemplo, una manera sencilla de establecer o determinar la distancia conocida es usar un trozo de papel convencional (8,5 x 11 pulgadas) para seleccionar la colocación del dispositivo de cámara y/o la pantalla computerizada. En una realización, el sistema le indica al paciente que coloque el dispositivo de cámara a 11 pulgadas (o alguna otra distancia) de la pantalla computerizada. En otra realización de ejemplo, el paciente selecciona la distancia entre el dispositivo de cámara y la pantalla computerizada y el sistema le permite al paciente introducir la distancia seleccionada. Una vez que se ha colocado el dispositivo de cámara a una distancia conocida de la pantalla computerizada, el paciente toma una fotografía de control de la pantalla computerizada, después coloca una de las lentes de cristal contra la lente de cámara y toma una segunda fotografía de la pantalla computerizada. Entonces el paciente coloca la otra de las lentes de cristal contra la lente de cámara y toma una tercera fotografía de la pantalla computerizada. La pantalla computerizada puede visualizar cualquier figura de alto contraste adecuada, tal como una cuadrícula o puntos separados. El sistema recibe la fotografía de control, la fotografía de la primera lente, y la fotografía de la segunda lente del dispositivo de cámara mediante métodos para transferencia de datos que se conocen bien en la técnica, tales como a través de una conexión por cables (usb, firewire, thunderbolt, etc.), conexión inalámbrica (bluetooth, etc.), o a través de conexiones de Internet o de datos celulares. Un experto en la técnica apreciará que colocar la lente de cristal sobre la lente de cámara distorsionará, o cambiará, el aspecto visual de figura visualizada por el sistema en la pantalla computerizada. Los solicitantes han encontrado sorprendentemente que midiendo la cantidad y dirección de la distorsión de las fotografías primera y segunda con respecto a la fotografía de control a lo largo de una distancia conocida, el sistema puede determinar la graduación de las lentes de cristal primera y segunda sin un documento de graduación por escrito.

En otra realización de ejemplo el sistema usa una pantalla que puede enfocar sus rayos luminosos en más de una dirección, y en diversos puntos en el espacio, de tal manera que

puede enfocar específicamente rayos luminosos dentro de un pequeño espacio designado para proporcionar una ubicación de visualización más óptima. Por tanto, esta unidad de visualización le permitirá a un paciente ver una imagen enfocada, independientemente de su corrección para la visión, porque la visualización dirigirá los rayos hacia el paciente y puede
5 ajustar en tiempo real los rayos de luz y su posición para el usuario.

En una realización adicional, el sistema determina las medidas tanto de cilindro como de eje del error refractivo de un paciente para cada ojo cada vez usando una única figura en una pantalla. Se le permite al paciente ver la figura (usando un ojo no corregido cada vez) y se le
10 permite introducir en el sistema el grado y alcance de la percepción del paciente de cualquier efecto de duplicación o solapamiento. Un experto en la técnica debe apreciar que puede usarse cualquier manera adecuada de medir o introducir el efecto de duplicación o solapamiento, tal como mediante figuras adicionales concéntricas o expandidas, o permitiéndole al paciente colocar marcadores en los límites externos del efecto de
15 duplicación o solapamiento percibido. Debe apreciarse además que el sistema puede usar cualquier figura adecuada tal como una simple forma, símbolo, icono. Los solicitantes han encontrado sorprendentemente que el efecto de duplicación o solapamiento percibido corresponde a las medidas de eje (demostrando que el ángulo a lo largo del cual el astigmatismo provoca distorsión) y cilindro (demostrando el grado de la distorsión de
20 astigmatismo) del paciente.

En otra realización, el sistema puede determinar o bien un cilindro o bien un eje de astigmatismo visualizando un símbolo rotatorio y permitiéndole a un paciente ver la figura rotatoria con un ojo no corregido cada vez y aportar una entrada cuando la figura parece una
25 única figura sin ningún efecto de duplicación o solapamiento residual. Debe apreciarse que el sistema puede usar cualquier figura adecuada tal como una simple forma, símbolo, icono. Los solicitantes han encontrado sorprendentemente que la desaparición del efecto de duplicación o solapamiento provocado por un astigmatismo corresponde a las medidas de eje (demostrando el ángulo a lo largo del cual el astigmatismo provoca distorsión) y cilindro
30 (demostrando el grado de la distorsión de astigmatismo) del paciente.

En otra realización, el sistema puede determinar o bien un cilindro o bien un eje de astigmatismo visualizando un símbolo rotatorio y permitiéndole a un paciente ver la figura rotatoria con un ojo no corregido cada vez y aportar una entrada cuando la figura parece una
35 única figura sin ningún efecto de duplicación o solapamiento residual. Debe apreciarse que el sistema puede usar cualquier figura adecuada tal como una simple forma, símbolo, icono.

Los solicitantes han encontrado sorprendentemente que la desaparición del efecto de duplicación o solapamiento provocado por un astigmatismo corresponde a las medidas de eje (demostrando el ángulo a lo largo del cual el astigmatismo provoca distorsión) y cilindro (demostrando el grado de la distorsión de astigmatismo) del paciente.

5

En otra realización adicional, un sistema puede permitirle a un paciente someterse a un número adicional de exámenes tras su examen inicial. En una realización de ejemplo, al menos uno de los exámenes adicionales lo realiza el paciente usando los ojos corregidos basándose en la graduación determinada por el sistema en su examen inicial. El sistema
10 puede usar el número adicional de exámenes para mejorar la correlación de las pruebas realizadas por el sistema para obtener la medida más exacta de la graduación del paciente.

En una realización, el sistema incluye determinar cualquier zona particular de reducción o pérdida de visión de un paciente a lo largo de su campo de visión completo. En una
15 realización de ejemplo, el sistema visualiza una figura. En una realización de ejemplo adicional, la figura visualizada es una cuadrícula de líneas, similar a la que se muestra en el número de referencia 408a en la figura 4A. El sistema le indica al paciente que mire la figura visualizada con un ojo no corregido cada vez, y mire hacia o a un punto central de la figura. El punto central de la figura puede estar marcado o identificado de otro modo. Entonces el
20 sistema le permite al paciente aportar al menos una entrada para seleccionar zonas en la figura que parecen distorsionadas, que faltan o que son diferentes del resto de otro modo. El sistema puede usar esta al menos una entrada para someter adicionalmente a prueba las zonas de pérdida de visión o bien aumentando esos determinados puntos de pérdida de visión, o bien alterando sus formas o intensidades para determinar si el paciente puede
25 constatar una mejora en la visión. El paciente continúa mirando hacia o al centro de la figura mientras que el sistema ajusta al menos uno de la forma, intensidad, color u otra característica adecuada de cada zona de pérdida de visión identificada. El sistema le permite al paciente aportar al menos una entrada por cada zona de pérdida de visión anteriormente identificada para implicar uno o más de lo siguiente: (i) el ajuste ayudó a
30 hacer que la zona esté más clara/menos distorsionada, (ii) el ajuste no ayudó a hacer que la zona esté más clara/menos distorsionada, (iii) el ajuste hizo que la zona sea clara y no distorsionada, y (iv) la zona todavía falta, es borrosa o está distorsionada a pesar del ajuste. Entonces el sistema puede ajustar de manera iterativa al menos uno de la forma, intensidad, color u otra característica adecuada de cada zona de pérdida de visión identificada y de
35 nuevo permitirle al paciente aportar una o más de las cuatro entradas anteriormente identificadas. Este procedimiento iterativo puede continuar hasta que cada zona identificada

se ha ajustado para parecer clara y no distorsionada al ojo no corregido del paciente, en el que el ajuste del tamaño, intensidad u otra característica de cada zona corresponde a un aumento de una ubicación particular de una lente de cristal. En una realización de ejemplo, el ajuste se correlaciona con la curva base de la lente en esa ubicación particular. Como ejemplo, si se encontró que el paciente no tenía graduación de lejos, pero el sistema identificó dos zonas de pérdida de visión que necesitaban un mayor aumento con 2 niveles de incremento (dioptrías), una modificación de curva base de ejemplo será -4 dioptrías en la curva trasera de la lente, y +4 dioptrías en la delantera, pero una curva de +6 en las zonas que necesitan 2 niveles de aumento. Esto se debe a que una lente tiene dos superficies curvas que afectan a la visión de la persona que la lleva puesta: la superficie delantera y la superficie trasera. La potencia correctora de una lente se determina añadiendo la curva delantera a la curva trasera. Esto se expresa mediante la ecuación: $F1 + F2 = F_{Total}$. Los solicitantes han encontrado sorprendentemente que ajustar una figura para corregir pérdida de visión en zonas particulares se correlaciona con medidas de curva base para las ubicaciones correspondientes de una lente de cristal. Las posibles aplicaciones del sistema descrito anteriormente incluyen ayudar a los pacientes con degeneración macular, glaucoma, retinopatía diabética u otras enfermedades de la retina que provocan pérdida de parte o la totalidad de la visión en determinadas ubicaciones.

En una realización adicional, el sistema incluye esmerilar o cortar con láser lentes personalizadas basándose en los resultados y las graduaciones de las pruebas descritas en el presente documento. Tal como se conoce bien en la técnica, las lentes para gafas pueden estar compuestas por vidrio o plástico, tal como plástico de policarbonato ligero, plástico CR-39, o lentes de plástico de alto índice. Las lentes empiezan generalmente como "primordios", que ya están cortados con una curva base / potencia aproximada y sólo se necesita ajustarlas de manera fina a la graduación de cada paciente. Estas lentes "primordio" se procesan entonces convencionalmente mediante esmerilado y pulido, o corte con láser, acabado de bordes y recubrimiento. En una realización, el sistema esmerila lentes para un paciente que tiene un ángulo de astigmatismo especialmente estrecho o ancho. En otra realización, el sistema esmerila lentes con diferentes valores de curva base (dioptría) en diferentes ubicaciones para corregir la pérdida de visión en esas zonas particulares debido a enfermedades tales como degeneración macular, glaucoma, retinopatía diabética u otras enfermedades de la retina. Debe apreciarse que una lente de este tipo aumentará o reducirá algunas partes de la vista del paciente para ajustar la debilidad del paciente en partes de su visión. En una realización adicional, las transiciones entre los cambios de curva base son suaves (ya que están en lentes bifocales sin línea).

La presente divulgación contempla una variedad de sistemas diferentes que tienen cada uno uno o más de una pluralidad de rasgos, atributos o características diferentes. Debe apreciarse que un "sistema" tal como se usa en el presente documento se refiere a diversas configuraciones de: (a) uno o más servidores centrales, controladores centrales u ordenadores principales remotos; y/o (b) uno o más terminales de paciente, tales como ordenadores de sobremesa, ordenadores portátiles, ordenadores tipo tableta o dispositivos informáticos, asistentes digitales personales (PDA), teléfonos móviles tales como teléfonos inteligentes, dispositivos de tipo cabina, y otros dispositivos informáticos móviles o estacionarios.

Por motivos de brevedad y claridad, a menos que se mencione específicamente lo contrario, "terminal de paciente" tal como se usa en el presente documento representa un terminal de paciente o una pluralidad de terminales de paciente, y "servidor central, controlador central u ordenador principal remoto" tal como se usa en el presente documento representa un servidor central, controlador central u ordenador principal remoto o una pluralidad de servidores centrales, controladores centrales u ordenadores principales remotos.

Tal como se indicó anteriormente, en diversas realizaciones, el sistema incluye un terminal de paciente en combinación con un servidor central, controlador central u ordenador principal remoto. En tales realizaciones, el terminal de paciente está configurado para comunicarse con el servidor central, controlador central u ordenador principal remoto a través de una red de datos o enlace de comunicación remoto.

En determinadas realizaciones en las que el sistema incluye un terminal de paciente en combinación con un servidor central, controlador central u ordenador principal remoto, el servidor central, controlador central u ordenador principal remoto es cualquier dispositivo informático adecuado (tal como un servidor) que incluye al menos un procesador y al menos un dispositivo de memoria o dispositivo de almacenamiento. Tal como se describe adicionalmente a continuación, el terminal de paciente incluye al menos un procesador configurado para transmitir y recibir datos o señales que representan eventos, mensajes, comandos, o cualquier otra información adecuada entre el terminal de paciente y el servidor central, controlador central u ordenador principal remoto. El al menos un procesador de ese terminal de paciente está configurado para ejecutar los eventos, mensajes o comandos representados por tales datos o señales junto con el funcionamiento del terminal de paciente. Además, el al menos un procesador del servidor central, controlador central u

ordenador principal remoto está configurado para transmitir y recibir datos o señales que representan eventos, mensajes, comandos, o cualquier otra información adecuada entre el servidor central, controlador central u ordenador principal remoto y el terminal de paciente. El al menos un procesador del servidor central, controlador central u ordenador principal remoto está configurado para ejecutar los eventos, mensajes o comandos representados por tales datos o señales junto con el funcionamiento del servidor central, controlador central u ordenador principal remoto. Debe apreciarse que una, más, o cada una de las funciones del servidor central, controlador central u ordenador principal remoto pueden realizarse por el al menos un procesador del terminal de paciente. Debe apreciarse además que una, más, o cada una de las funciones del al menos un procesador del terminal de paciente pueden realizarse por el al menos un procesador del servidor central, controlador central u ordenador principal remoto.

En determinadas realizaciones de este tipo, el servidor central, controlador central u ordenador principal remoto ejecuta instrucciones computerizadas para controlar cualquier pantalla, visualización o interfaz visualizada por el terminal de paciente. En tales realizaciones de "cliente ligero", el servidor central, controlador central u ordenador principal remoto controla de manera remota pantallas, visualizaciones o interfaces visualizadas por el terminal de paciente, y el terminal de paciente se usa para visualizar tales pantallas, visualizaciones o interfaces y para recibir una o más entradas o comandos. En otras realizaciones de este tipo, instrucciones computerizadas para controlar pantallas, visualizaciones o interfaces visualizadas por el terminal de paciente se comunican desde el servidor central, controlador central u ordenador principal remoto hasta el terminal de paciente y se almacenan en al menos un dispositivo de memoria del terminal de paciente. En tales realizaciones de "cliente pesado", el al menos un procesador del terminal de paciente ejecuta las instrucciones computerizadas para controlar pantallas, visualizaciones o interfaces visualizadas por el terminal de paciente.

En determinadas realizaciones en las que el sistema incluye un terminal de paciente configurado para comunicarse con un servidor central, controlador central u ordenador principal remoto a través de una red de datos, la red de datos es una red de área local (LAN) en la que el terminal de paciente está ubicado sustancialmente próximo al servidor central, controlador central u ordenador principal remoto. En un ejemplo, el terminal de paciente y el servidor central, controlador central u ordenador principal remoto están ubicados en un establecimiento minorista de gafas y/o lentes de contacto. En otro ejemplo, el terminal de paciente y el servidor central, controlador central u ordenador principal remoto están

ubicados en la consulta de un optometrista u oftalmólogo.

En otras realizaciones en las que el sistema incluye un terminal de paciente configurado para comunicarse con un servidor central, controlador central u ordenador principal remoto a través de una red de datos, la red de datos es una red de área amplia (WAN) en la que el terminal de paciente no está necesariamente ubicado sustancialmente próximo al servidor central, controlador central u ordenador principal remoto. Por ejemplo, el terminal de cliente está ubicado: (a) en una zona de un establecimiento minorista de gafas y/o lentes de contacto diferente de una zona del establecimiento minorista de gafas y/o lentes de contacto en la que está ubicado el servidor central, controlador central u ordenador principal remoto; o (b) en un establecimiento minorista de gafas y/o lentes de contacto diferente del establecimiento minorista de gafas y/o lentes de contacto en el que está ubicado el servidor central, controlador central u ordenador principal remoto. En otro ejemplo, el servidor central, controlador central u ordenador principal remoto no está ubicado en un establecimiento minorista de gafas y/o lentes de contacto en el que está ubicado el terminal de paciente. En todavía otro ejemplo, el terminal de cliente está ubicado: (a) en una zona de la consulta de un optometrista u oftalmólogo diferente de una zona de la consulta del optometrista u oftalmólogo en la que está ubicado el servidor central, controlador central u ordenador principal remoto; o (b) en la consulta de un optometrista u o oftalmólogo diferente de la consulta del optometrista u oftalmólogo en la que está ubicado el servidor central, controlador central u ordenador principal remoto. En otro ejemplo, el servidor central, controlador central u ordenador principal remoto no está ubicado en la consulta de un optometrista u oftalmólogo en la que está ubicado el terminal de paciente. Debe apreciarse que en determinadas realizaciones en las que la red de datos es una WAN, el sistema incluye un servidor central, controlador central u ordenador principal remoto y un terminal de cliente ubicados cada uno en un establecimiento minorista de gafas y/o lentes de contacto diferente en una misma zona geográfica, tal como una misma ciudad o un mismo estado. Debe apreciarse que sistemas en los que la red de datos es una WAN son sustancialmente idénticos a sistemas en los que la red de datos es una LAN, aunque la cantidad de terminales de paciente en tales sistemas puede variar en unos con respecto a otros.

En realizaciones adicionales en las que el sistema incluye un terminal de paciente configurado para comunicarse con un servidor central, controlador central u ordenador principal remoto a través de una red de datos, la red de datos es Internet o una intranet. En determinadas realizaciones de este tipo, puede usarse un navegador de Internet del terminal informático para acceder a una página de Internet desde cualquier ubicación en la que esté

disponible una conexión a Internet. En una realización de este tipo, tras accederse a la página de Internet, el servidor central, controlador central u ordenador principal remoto identifica a un paciente antes de permitirle a ese participante introducir ningún dato o participar en ninguna prueba. En un ejemplo, el servidor central, controlador central u ordenador principal remoto identifica al paciente requiriendo una cuenta de paciente del paciente para iniciar sesión mediante una entrada de una combinación única de nombre de usuario y contraseña asignada al paciente. Sin embargo, debe apreciarse que el servidor central, controlador central u ordenador principal remoto puede identificar al paciente de cualquier otra manera adecuada, tal como validando un número de identificación de seguimiento de paciente asociado con el paciente; validando un número de identificación de paciente único asociado con el paciente por el servidor central, controlador central u ordenador principal remoto; o identificando el terminal de paciente, tal como identificando la dirección MAC o la dirección IP del proveedor de Internet. En diversas realizaciones, una vez que el servidor central, controlador central u ordenador principal remoto identifica al paciente, el servidor central, controlador central u ordenador principal remoto permite la introducción de cualquier dato de datos y la participación en cualquier prueba, y visualiza esas pruebas y pantallas, visualizaciones e interfaces a través del navegador de Internet del terminal de paciente.

Debe apreciarse que el sistema de la presente invención puede implementarse mediante cualquier método adecuado, tal como cualquier medio legible por ordenador. En una realización, el medio legible por ordenador es software incorporado en un sitio web. En otra realización, el medio legible por ordenador es software en un medio no transitorio, tal como un CD-ROM, almacenamiento en memoria local en el terminal de paciente, o similares. En otra realización, el sistema se proporciona en una interfaz de programación de aplicaciones ("API") de la que pueden entregarse licencias individualmente a terceros para incluirla en sus sitios web u otros medios.

Debe apreciarse que el servidor central, servidor central u ordenador principal remoto y el terminal de paciente están configurados para conectarse a la red de datos o enlace de comunicaciones remoto de cualquier manera adecuada. En diversas realizaciones, una conexión de este tipo se logra a través de: una línea telefónica convencional u otra línea de transmisión de datos, una línea de abonado digital (DSL), una línea T-1, un cable coaxial, un cable de fibra óptica, un dispositivo de enrutamiento inalámbrico o por cable, una conexión a red de comunicaciones móvil (tal como una red celular o red de Internet móvil), o cualquier otro medio adecuado. Debe apreciarse que la expansión en la cantidad de dispositivos

informáticos y la cantidad y velocidad de conexiones a Internet en los últimos años aumenta las oportunidades para que los pacientes usen una variedad de terminales de paciente para participar en pruebas oculares desde una cantidad cada vez mayor de sitios remotos. También debe apreciarse que el ancho de banda potenciado de las comunicaciones inalámbricas digitales puede hacer que tales tecnologías sean adecuadas para algunas o todas las comunicaciones, particularmente si tales comunicaciones están cifradas. Velocidades de transmisión de datos más rápidas pueden ser útiles para potenciar la sofisticación y respuesta de la visualización e interacción con los participantes.

10 Un experto en la técnica debe apreciar que los diagramas y las figuras estáticas (es decir, no dinámicas) descritos con referencia a las figuras también pueden usarse en forma de medios físicos, tales como papel, póster, plástico, u otras formas impresas. En tales realizaciones, se le pueden presentar visualmente los medios físicos al paciente en cualquier ubicación adecuada, tal como en su domicilio, en una consulta o en un establecimiento minorista de lentes correctoras. Los medios físicos puede verlos el paciente solo, o puede verlos con ayuda de una o más de otras personas, tales como un asistente o médico. Además, en tales realizaciones, los resultados pueden introducirse en un terminal tal como se describió anteriormente para la determinación de las medidas de graduación apropiadas.

20 Debe entenderse que diversos cambios y modificaciones de las realizaciones actualmente preferidas descritas en el presente documento resultarán evidentes para los expertos en la técnica. Tales cambios y modificaciones pueden realizarse sin apartarse del espíritu y el alcance del presente objeto y sin disminuir sus ventajas previstas. Por tanto se pretende que tales cambios y modificaciones queden cubiertos por las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Método para determinar una distancia pupilar de una persona sin medir físicamente la distancia pupilar con un dispositivo caracterizado por que comprende:

5

recibir una imagen facial frontal de la persona,

estimar una distancia de canto de un ojo de una persona a partir de la imagen facial frontal,

10

estimar una distancia pupilar de la persona a partir de la imagen facial frontal,

determinar una escala de la imagen basándose en la distancia de canto estimada y en una distancia de canto especificada, donde determinar la escala de la imagen comprende además determinar un punto inicial de canto y un punto final de canto en la imagen recibida, y convertir a escala la imagen basándose en la distancia de canto estimada y una distancia entre el punto inicial de canto y el punto final de canto en la imagen recibida, y

15

20

aplicar la escala de la imagen a la distancia pupilar estimada para determinar la distancia pupilar de la persona.

2. Método según la reivindicación 1, en el que la imagen facial frontal de la persona incluye instantáneas grabadas durante el examen ocular de refracción.

25

3. Método según la reivindicación 1, en el que la imagen facial frontal de la persona se graba por al menos uno de los siguientes dispositivos: una cámara digital, un teléfono con cámara, un ordenador personal equipado con cámara, un ordenador de tipo tableta equipado con cámara, un terminal personal equipado con cámara y una cabina equipada con cámara.

30

4. Método según la reivindicación 1, en el que recibir la imagen facial frontal de la persona comprende además permitir a la persona seleccionar una imagen facial frontal grabada anteriormente.

35

5. Método según la reivindicación 1, que comprende además:

determinar un centro de cada una de las pupilas de la persona en la imagen recibida, en el que determinar la distancia pupilar estimada de la persona se basa en determinar una distancia entre el centro determinado de cada una de las pupilas de la persona en la imagen recibida.

5

6. Método según la reivindicación 1, en el que la persona es una primera persona y el método comprende además:

10

permitir a una segunda persona como asistente crear al menos dos entradas de ubicación de pupila para determinar la distancia pupilar estimada, en el que las al menos dos entradas se usan para ubicar centros de las pupilas de la primera persona en la imagen recibida; y

15

determinar la distancia pupilar de la primera persona basándose en la escala determinada de la imagen y en las al menos dos entradas de ubicación de pupila.

7. Método según las reivindicaciones 6, en el que el método está asociado con un examen ocular de refracción proporcionado a través de Internet.

20

8. Método según la reivindicación 7, en el que la imagen facial frontal de la primera persona incluye instantáneas grabadas durante el examen ocular de refracción.

9. Método según la reivindicación 6, en el que la imagen facial frontal de la primera persona grabada por al menos uno de los siguientes dispositivos: una cámara digital, un teléfono con cámara, un ordenador personal equipado con cámara, un ordenador de tipo tableta equipado con cámara, un terminal personal equipado con cámara y una cabina equipada con cámara.

25

10. Método según la reivindicación 6, en el que recibir una imagen facial frontal de la primera persona comprende además permitir a la primera persona seleccionar una imagen facial frontal grabada anteriormente.

30

11. Método según la reivindicación 6, en el que la primera persona y la segunda persona son la misma persona.

35

12. Método según la reivindicación 6, en el que determinar la escala de la imagen basándose en la distancia de canto estimada comprende además:

5 determinar un punto inicial de canto y un punto final de canto en la imagen recibida y convertir a escala la imagen basándose en la distancia de canto estimada y una distancia entre el punto inicial de canto y el punto final de canto en la imagen recibida.

13. Medio legible por ordenador no transitorio que incluye una pluralidad de instrucciones, que cuando se ejecutan por al menos un procesador, hacen que el al menos un procesador funcione con al menos un dispositivo de visualización y al menos un dispositivo de entrada para determinar una distancia pupilar de una persona que comprende:

15 determinar una distancia pupilar de una persona sin medir físicamente la distancia pupilar con un dispositivo mediante,

(i) recibir una imagen facial frontal de la persona,

20 (ii) estimar una distancia de canto de un ojo de una persona a partir de la imagen facial frontal,

(iii) estimar una distancia pupilar de la persona a partir de la imagen facial frontal,

25 (iv) determinar una escala de la imagen basándose en la distancia de canto estimada y en una distancia de canto especificada, donde determinar la escala de la imagen comprende además determinar un punto inicial de canto y un punto final de canto en la imagen recibida, y convertir a escala la imagen basándose en la distancia de canto estimada y una distancia entre el punto inicial de canto y el punto final de canto en la imagen recibida, y

30 (v) aplicar la escala de la imagen a la distancia pupilar estimada para determinar la distancia pupilar de la persona.

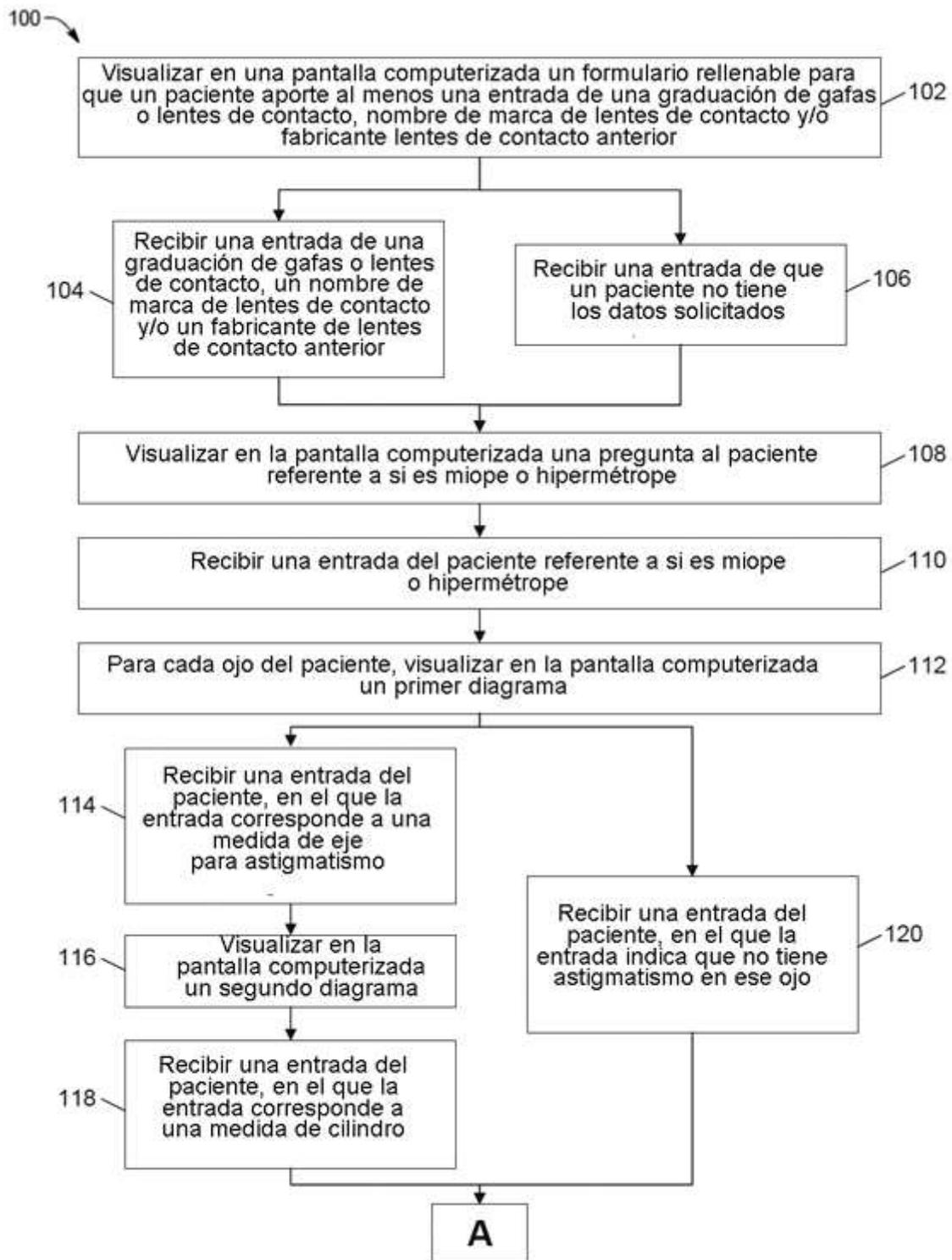


FIG. 1A

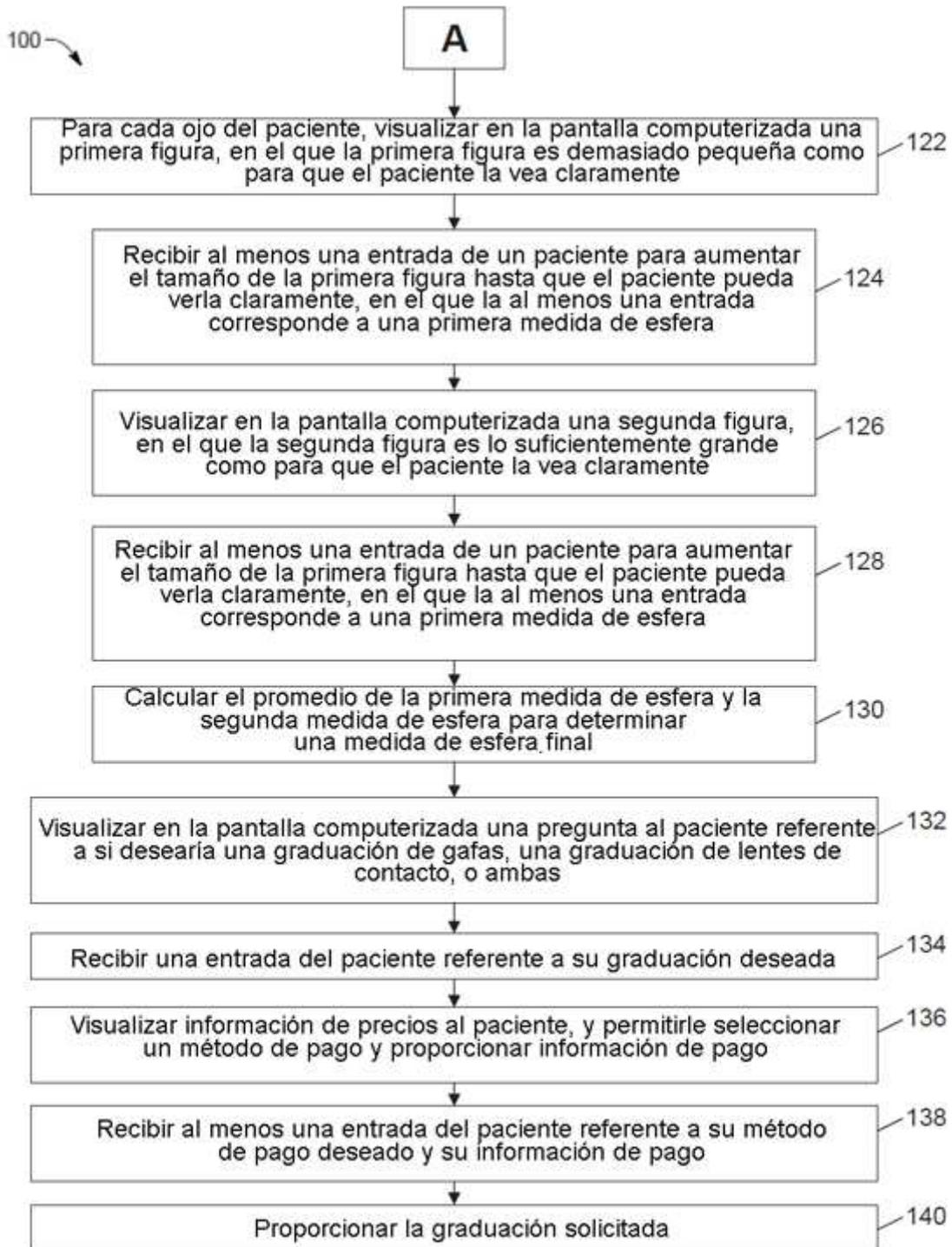


FIG. 1B

200

202 Graduación antigua

204 Ángulo de astigmatismo

206 Intensidad de astigmatismo

208 Prueba ocular

210 Instrucciones verbales

212 ¿Tiene una graduación antigua de gafas o lentes de contacto? SI NO

218 Graduación antigua de gafas

+ Añadir fotografía

ESF	220	CIL	222	EJE	224	ADI	226
Ojo derecho (OD)							
Ojo izquierdo (OS)							
	228		230		232		234

236 Graduación antigua de lentes de contacto

+ Añadir fotografía

ESF	238	CIL	240	EJE	242	ADI	244	DIAM	246	Nombre
Ojo derecho (OD)										
Ojo izquierdo (OS)										
	252		254		256		258		260	264

268 ¿Qué está más borroso cuando se quita sus gafas o lentes de contacto?

De lejos De cerca Ambos están igualmente borrosos

270 272 274

FIG. 2A

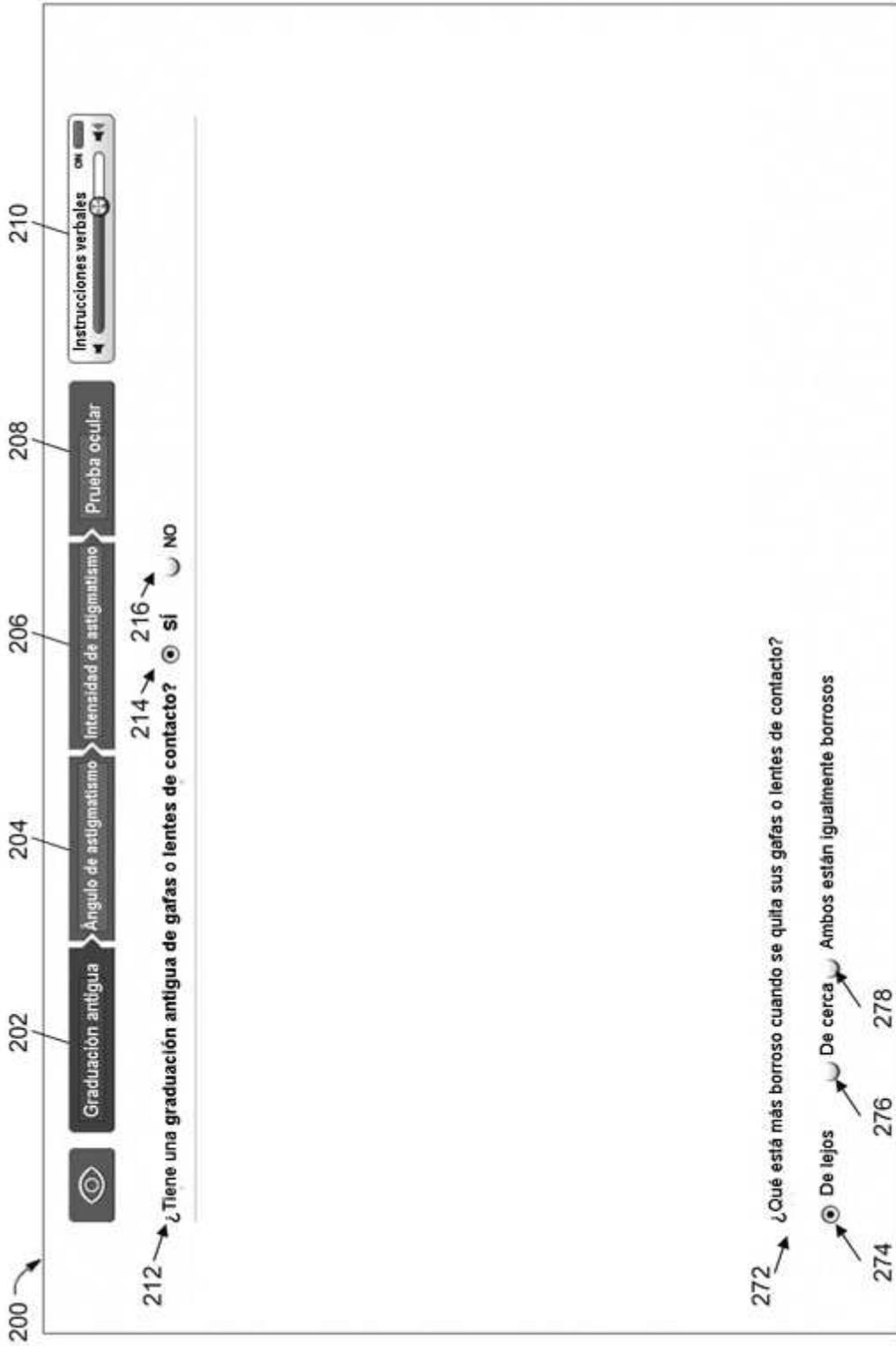


FIG. 2B

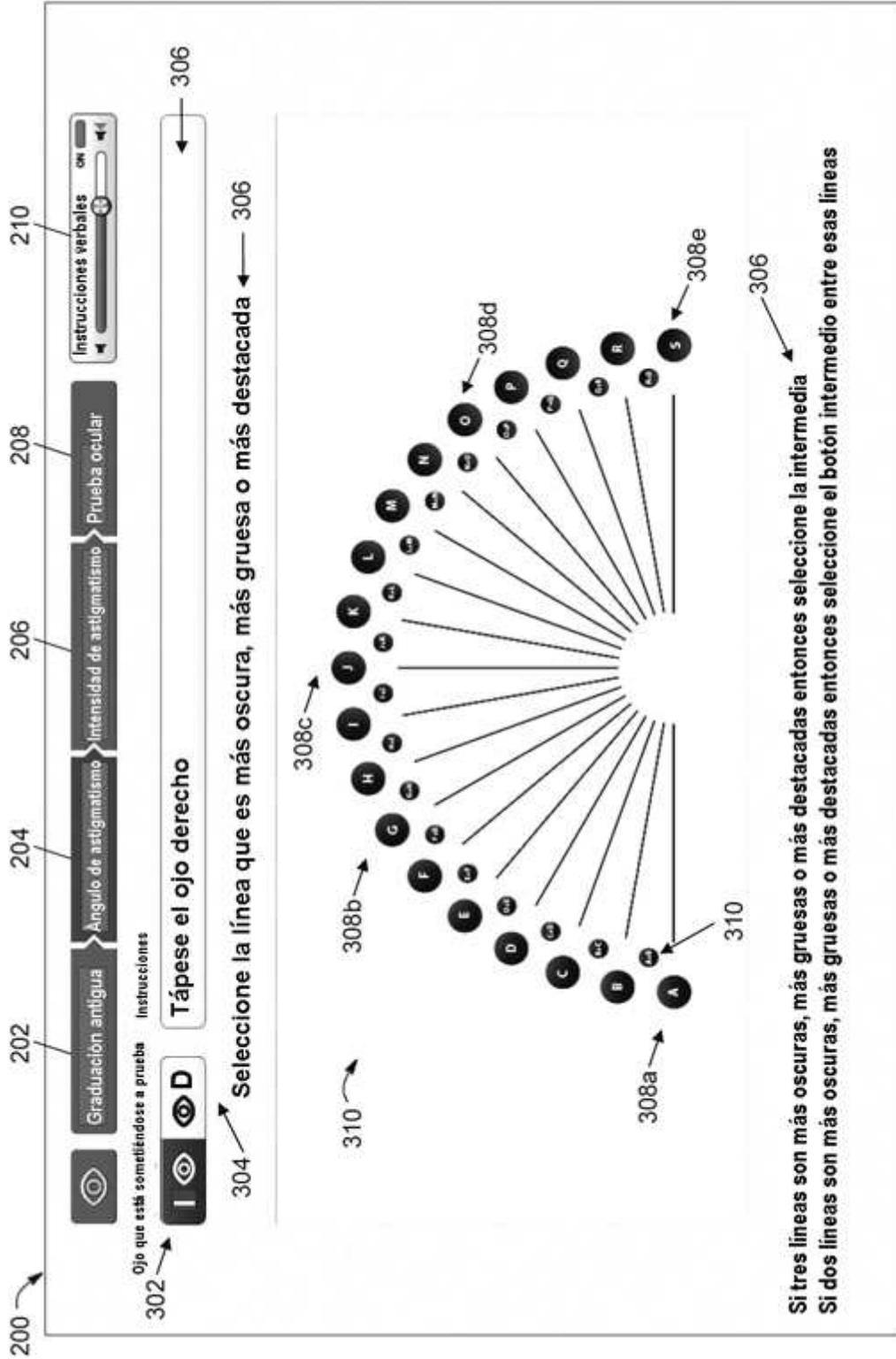


FIG. 3

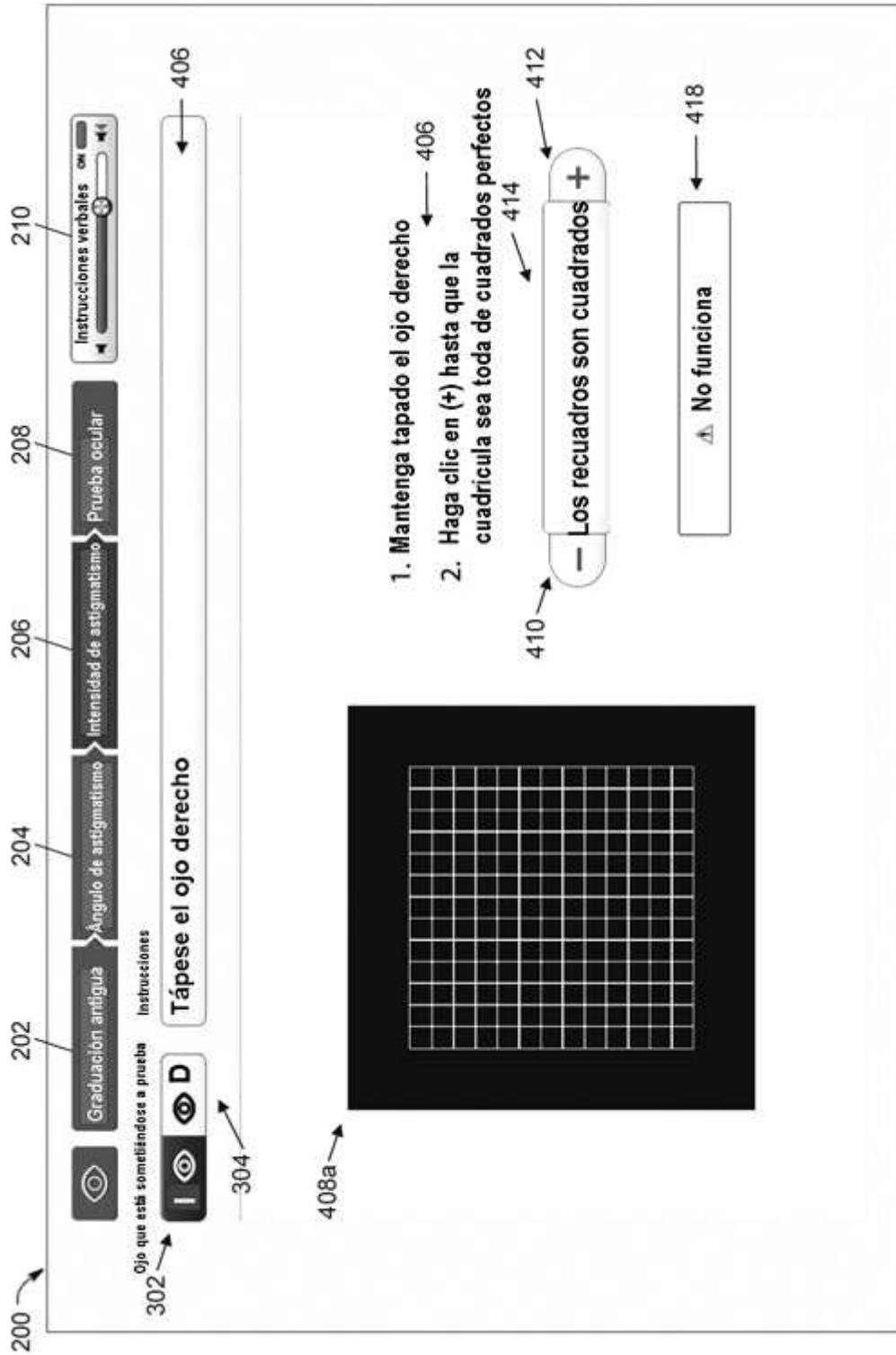


FIG. 4A

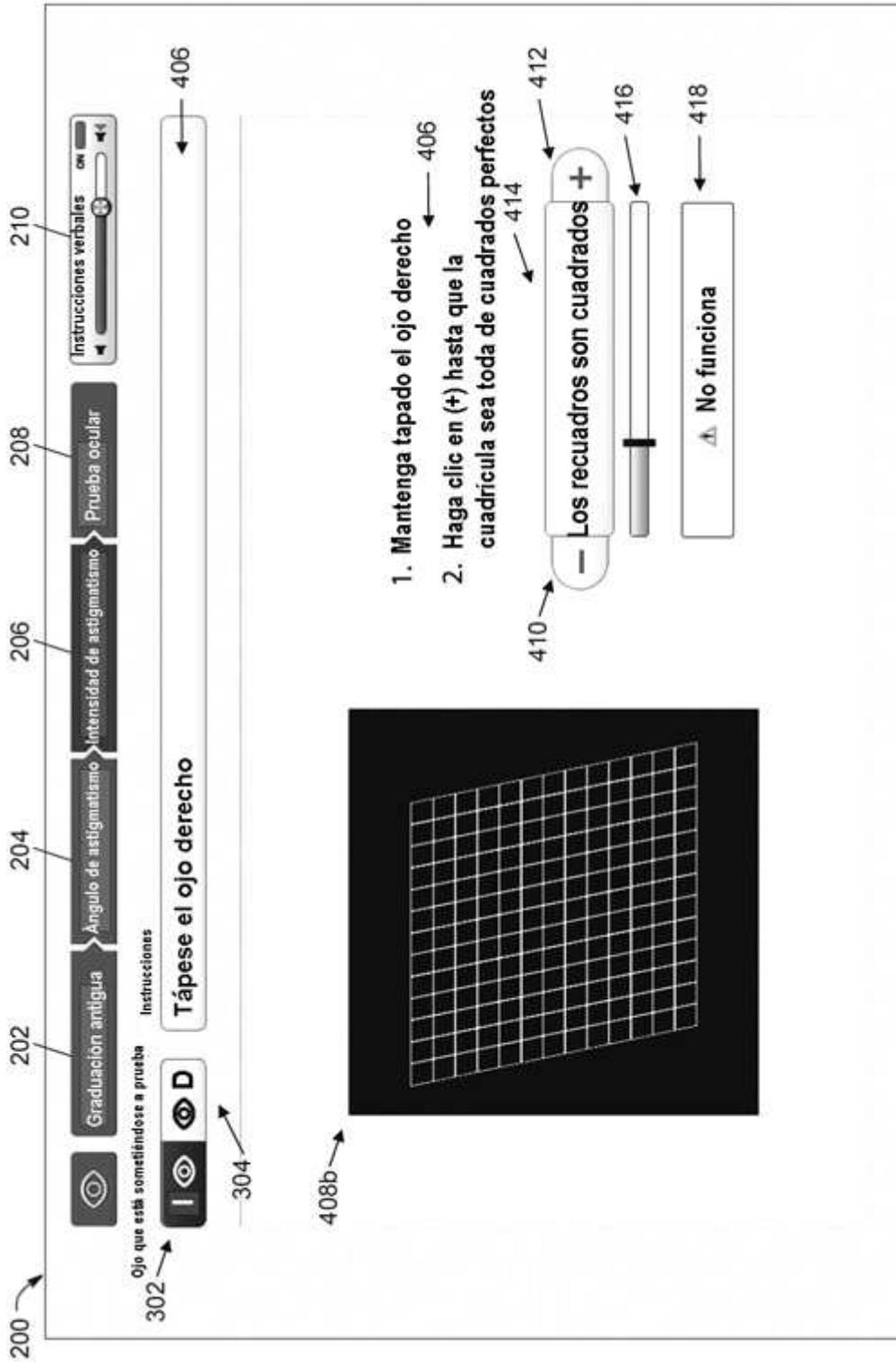


FIG. 4B

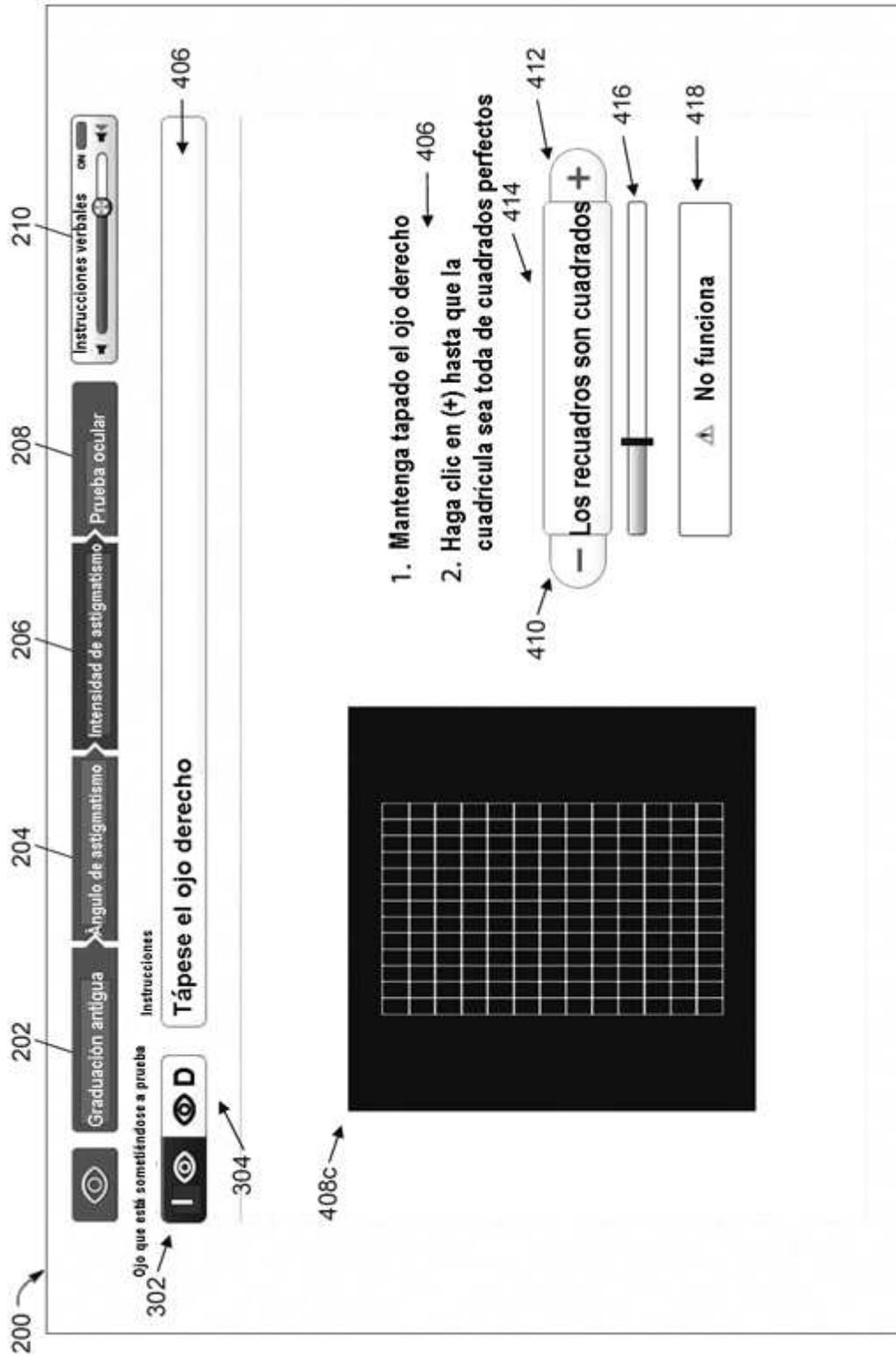


FIG. 4C

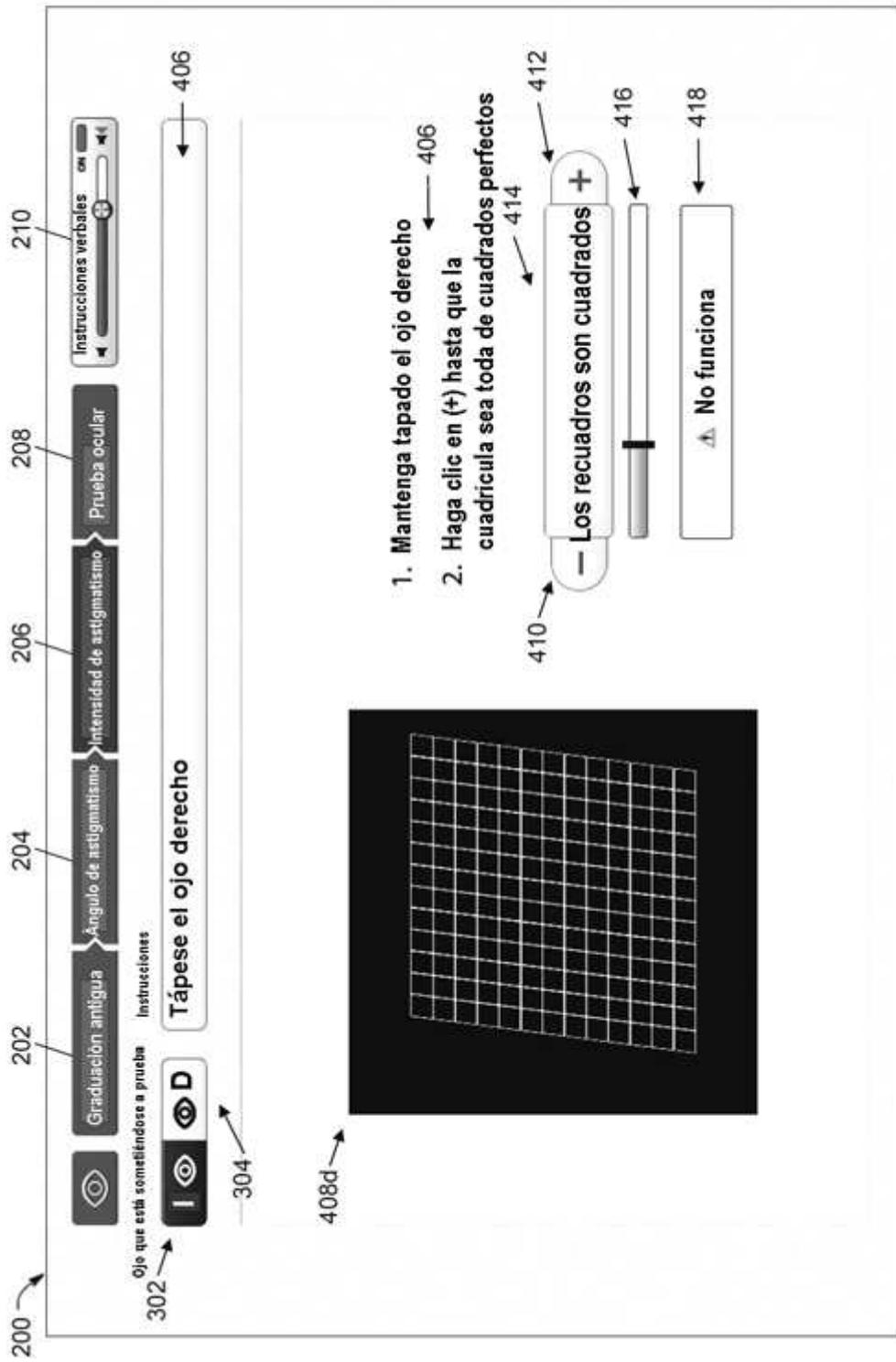


FIG. 4D

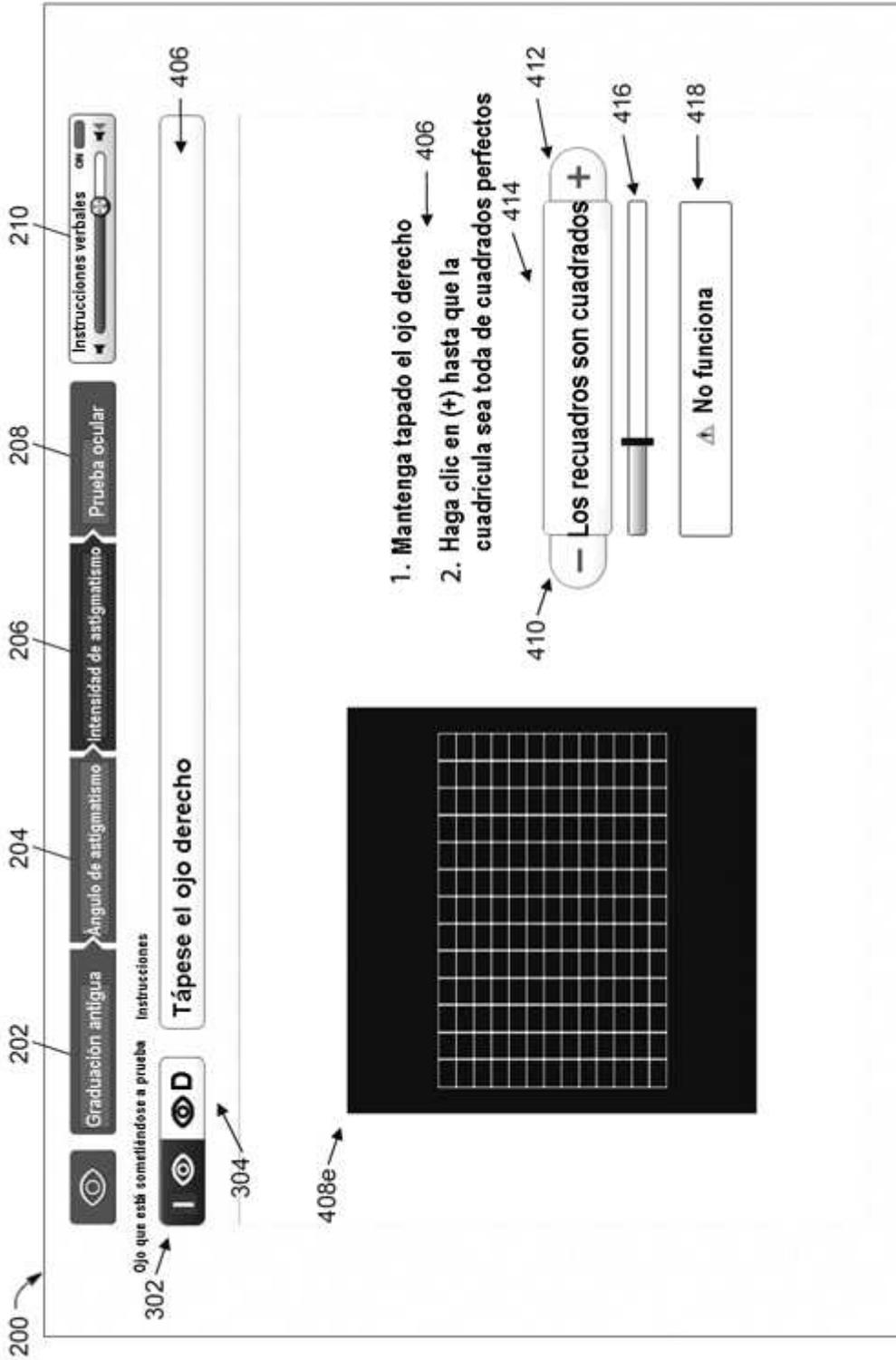


FIG. 4E

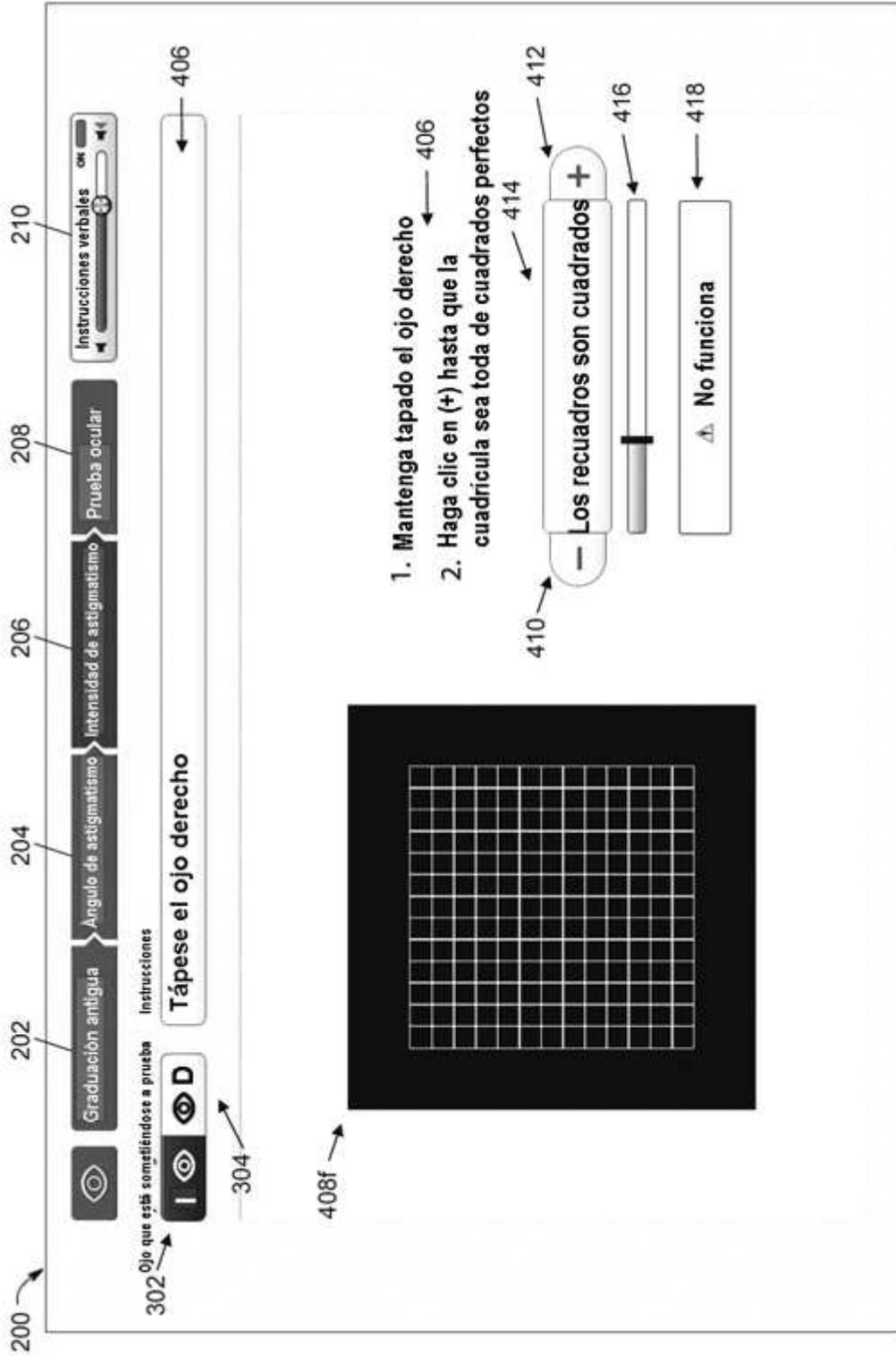


FIG. 5

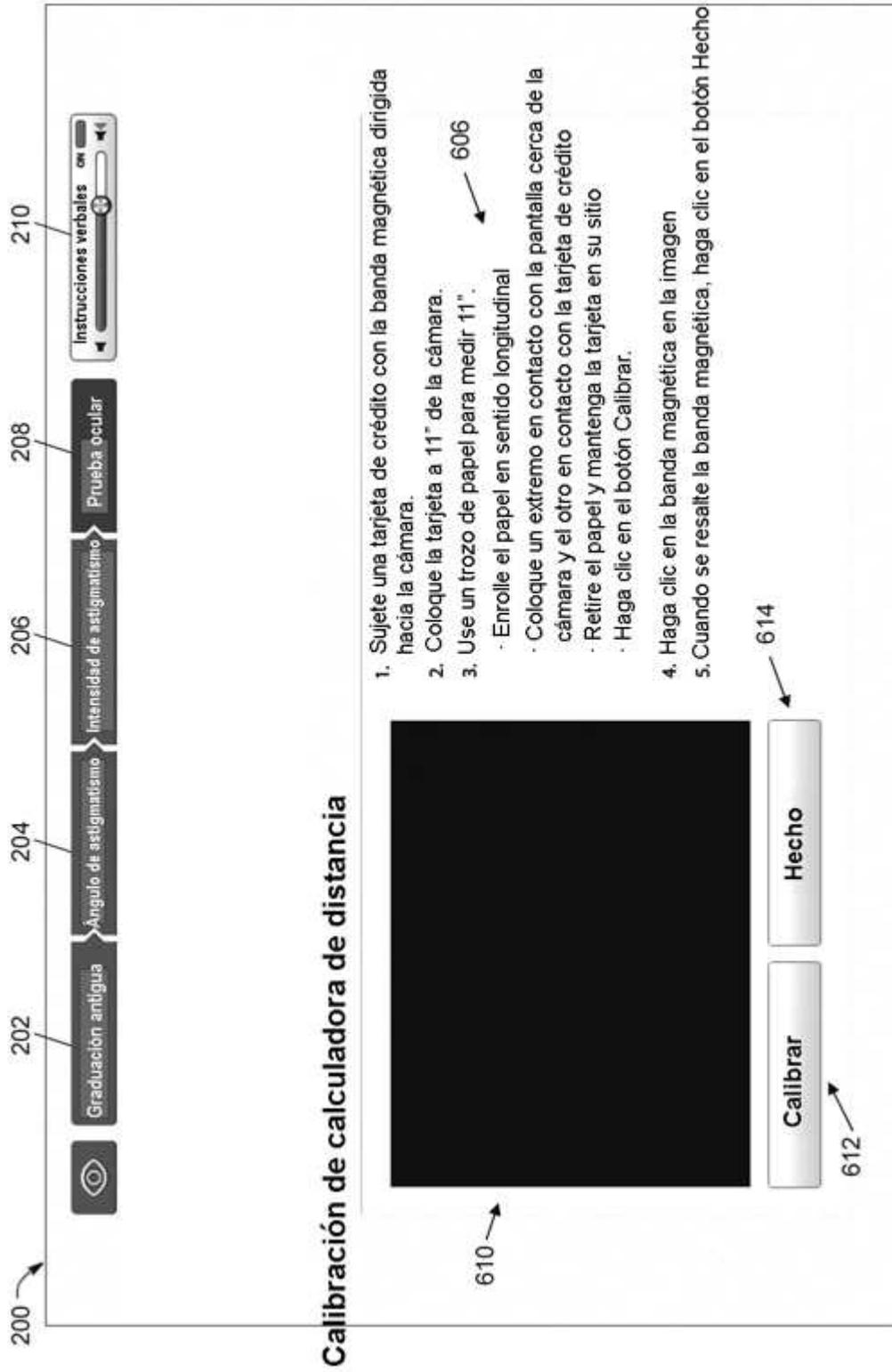


FIG. 6

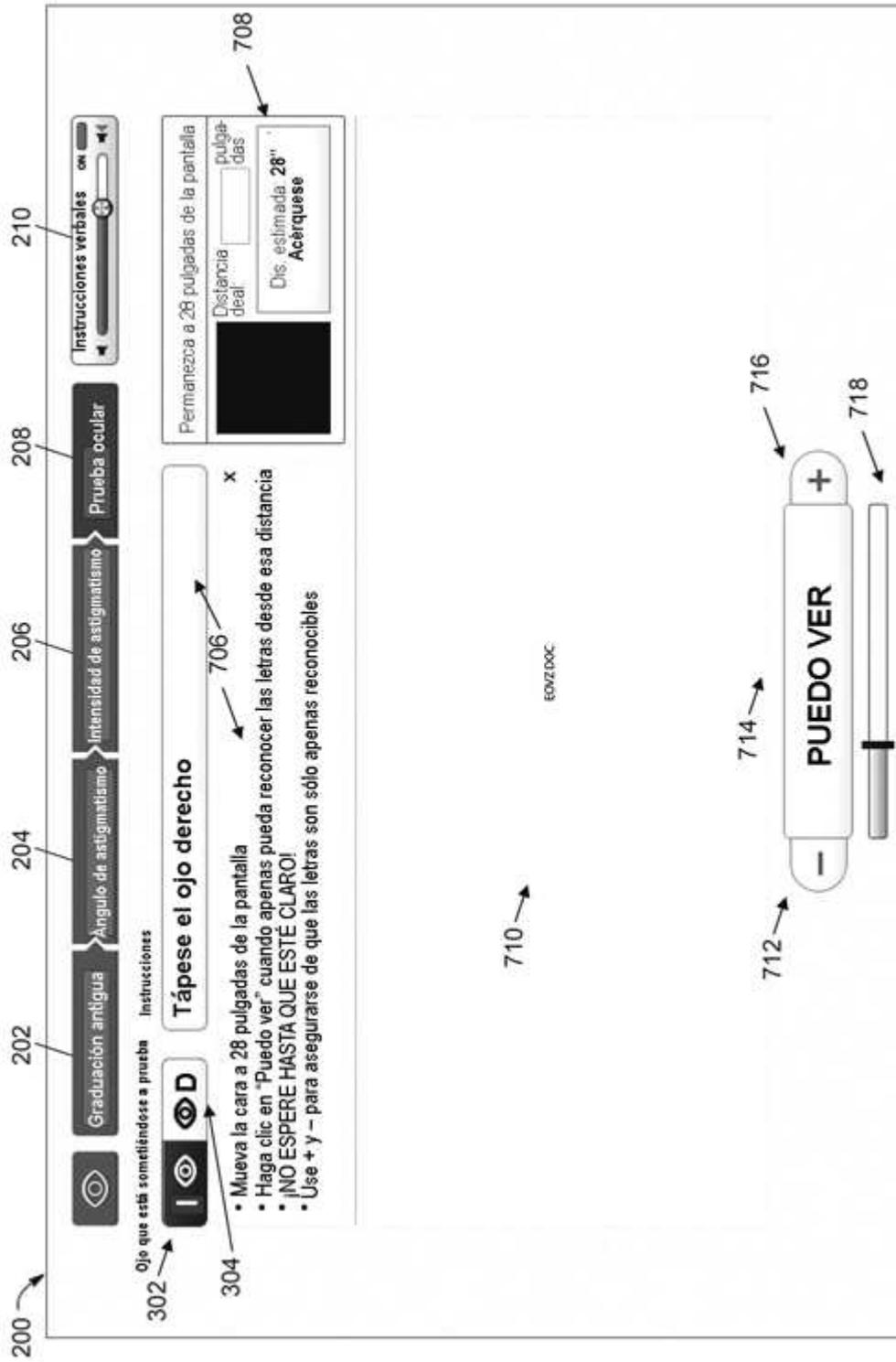


FIG. 7A

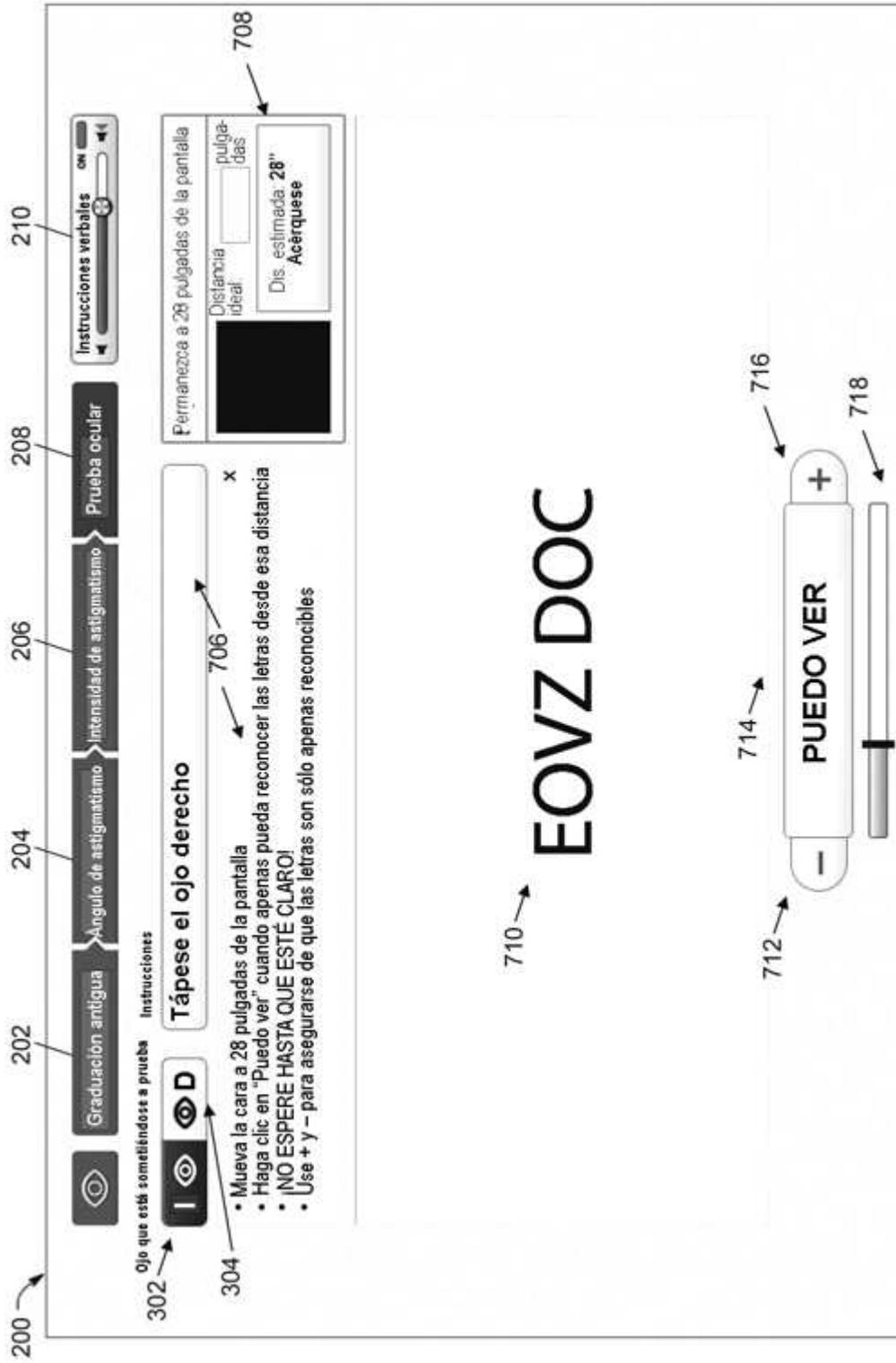


FIG. 7B

FIG. 8B



FIG. 8D

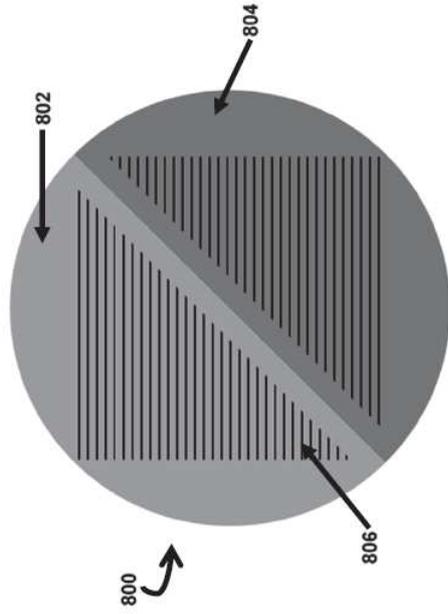


FIG. 8A

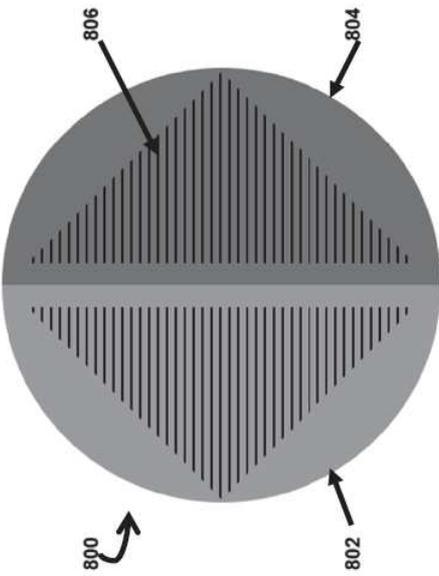


FIG. 8C

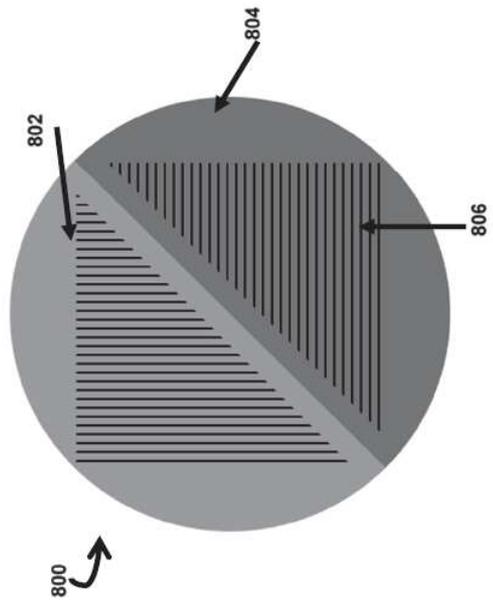


FIG. 9A

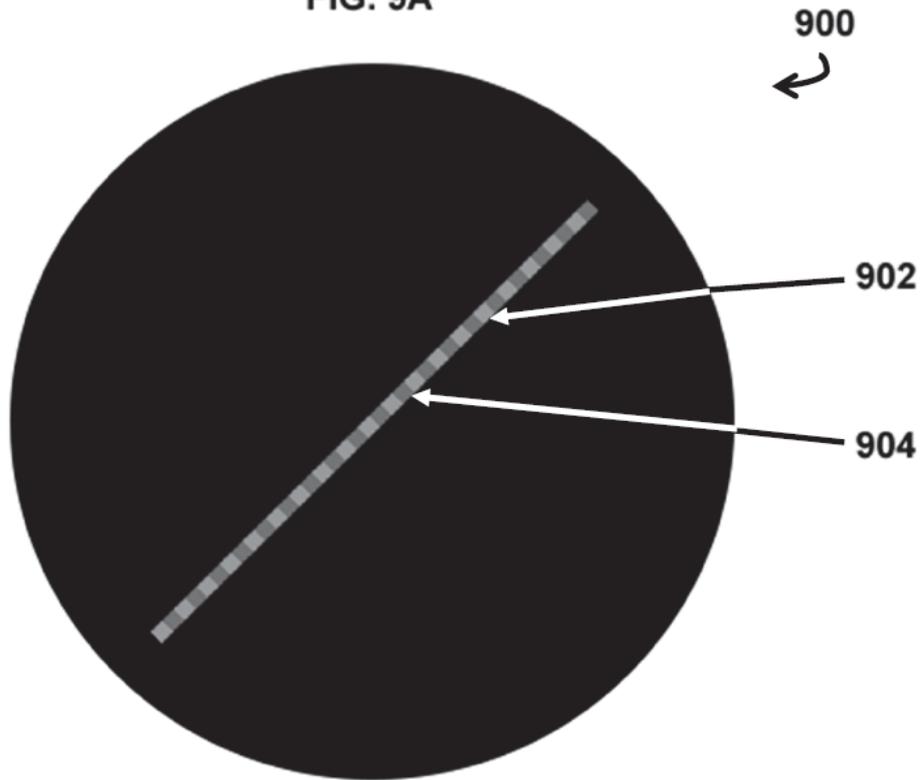


FIG. 9B

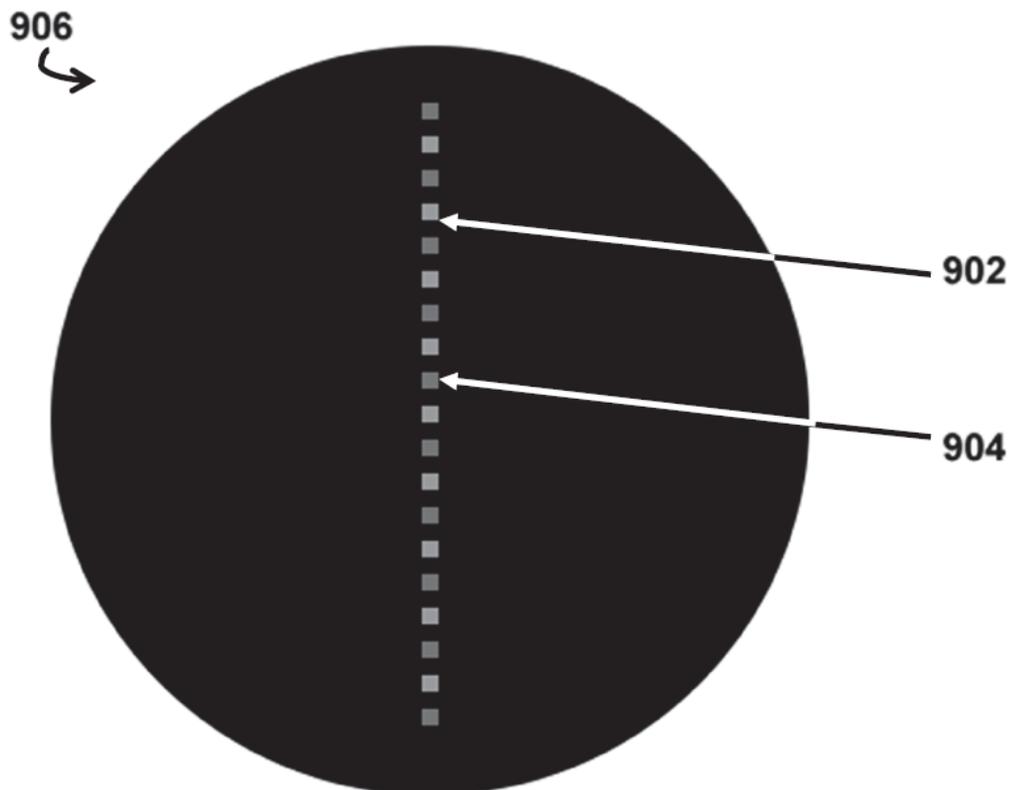


FIG. 10A

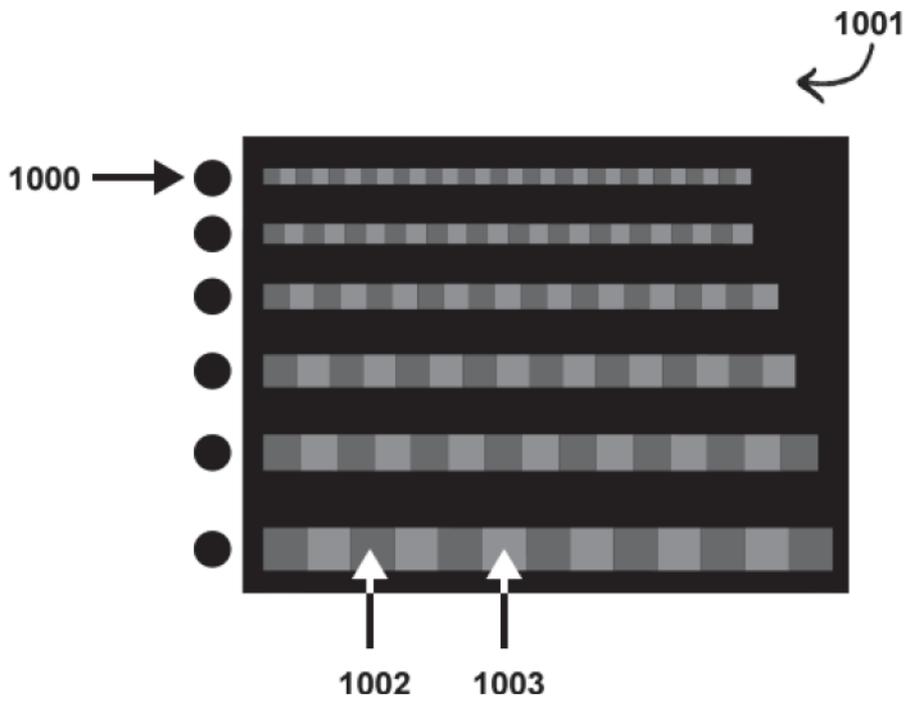


FIG. 10B

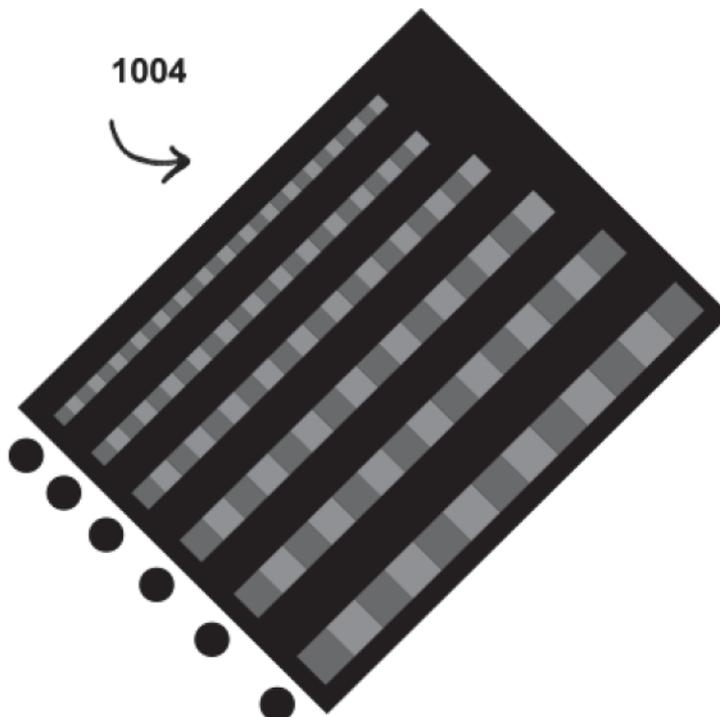


FIG. 11A

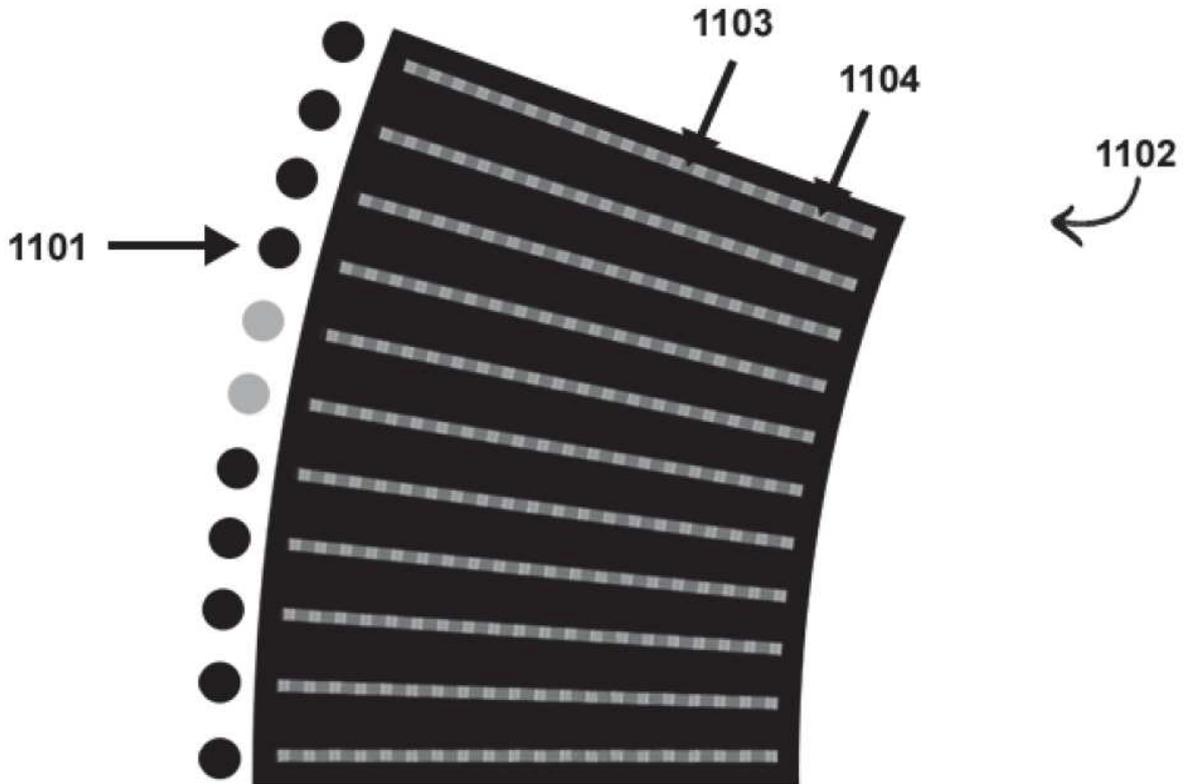


FIG. 11B

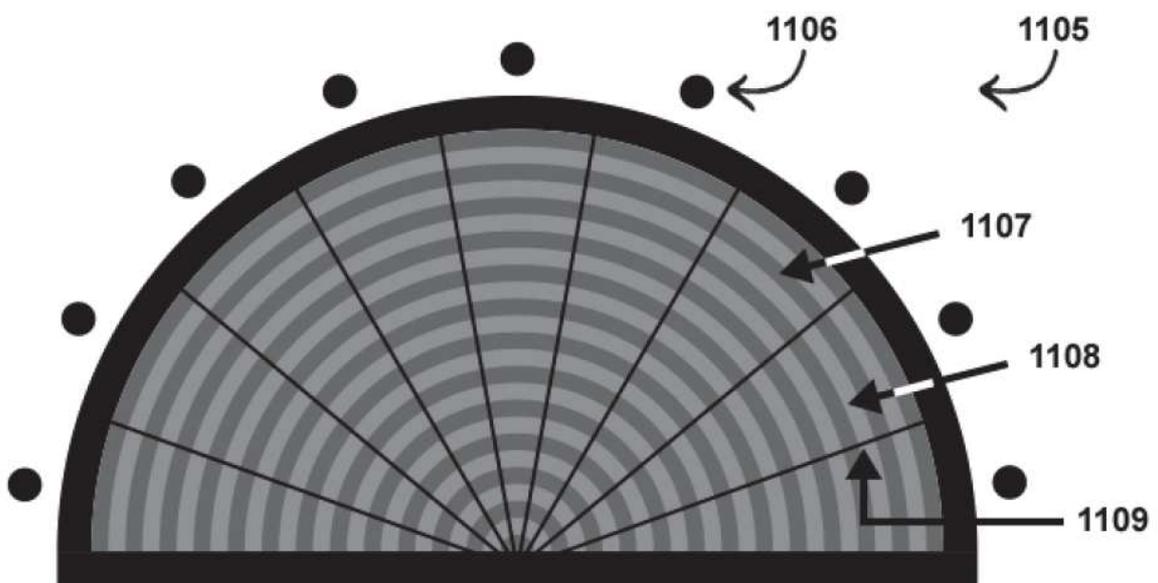


FIG. 12A

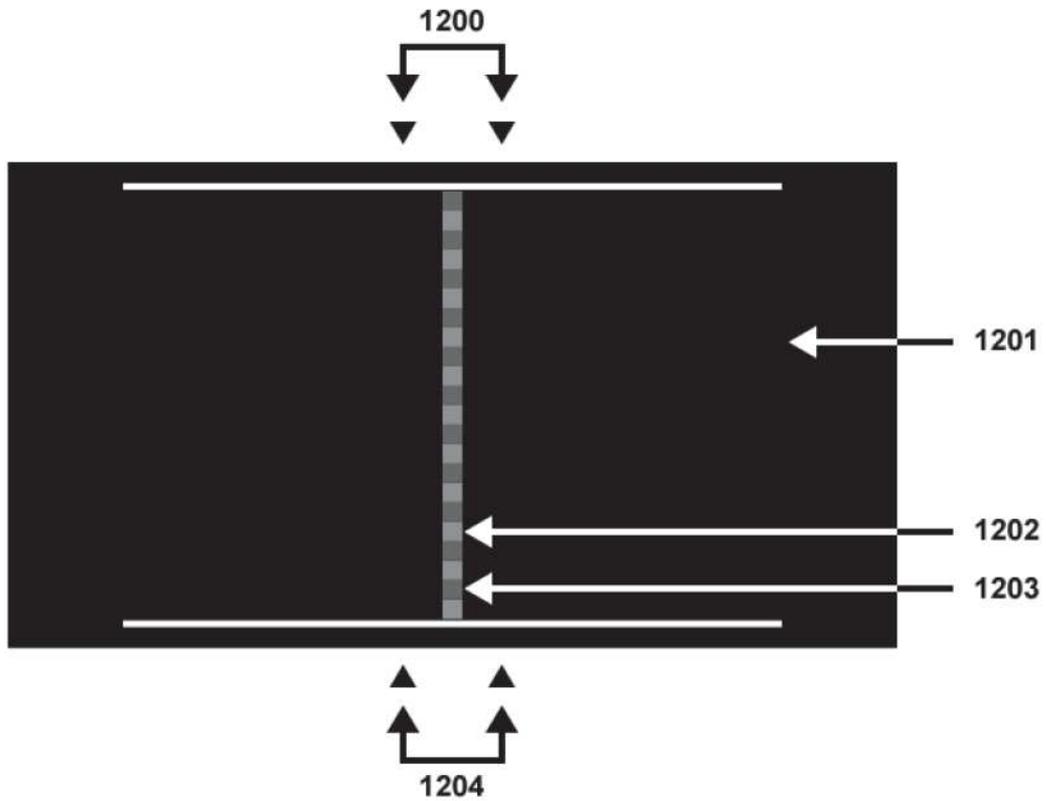


FIG. 12B

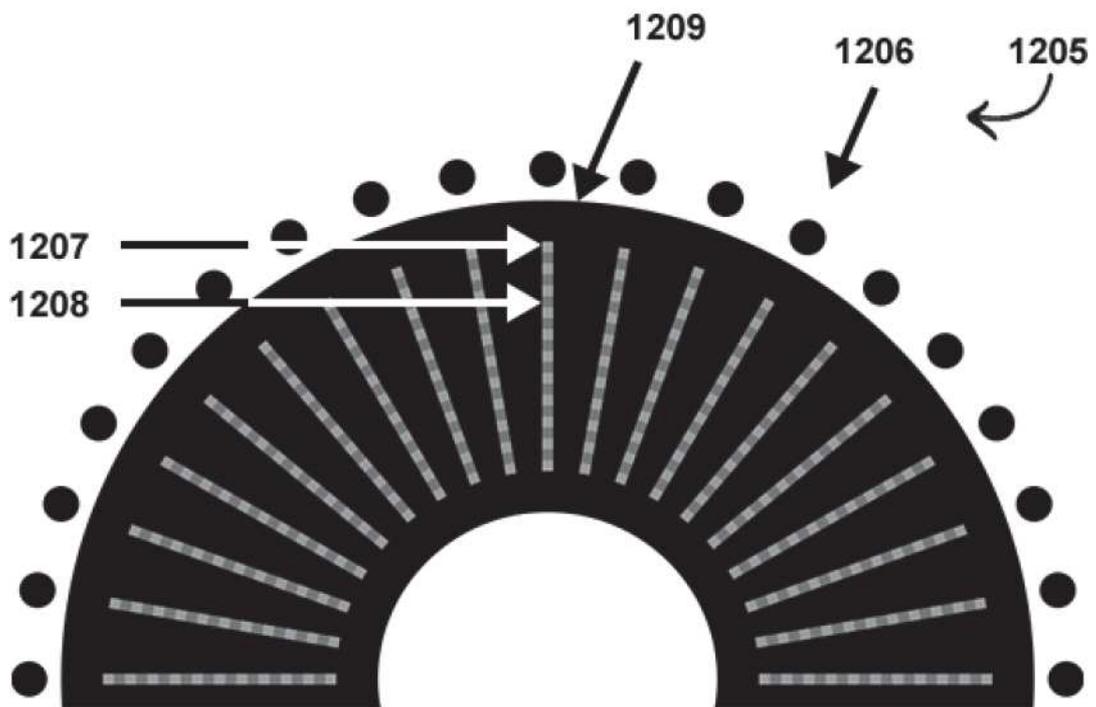


FIG. 13

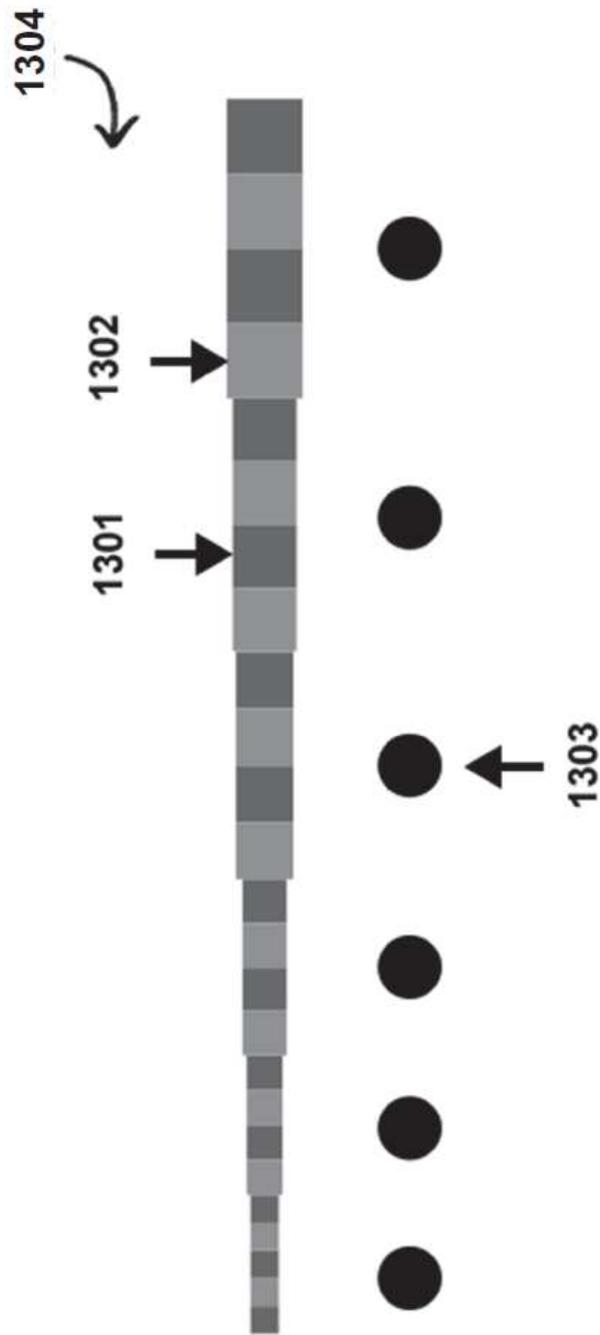


FIG. 14A

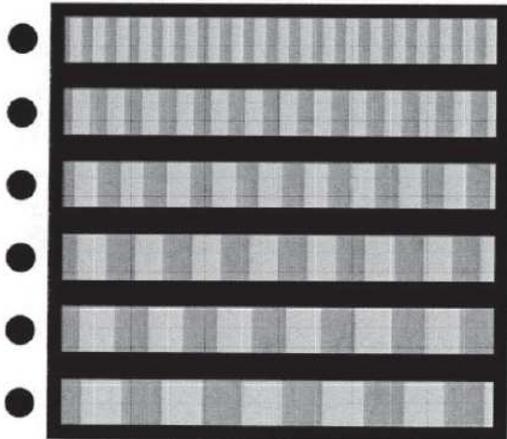


FIG. 14B

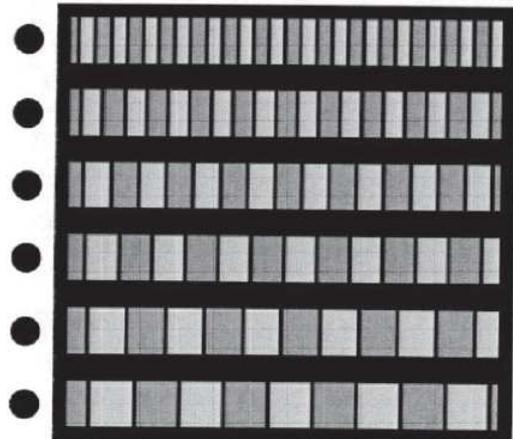


FIG. 14C

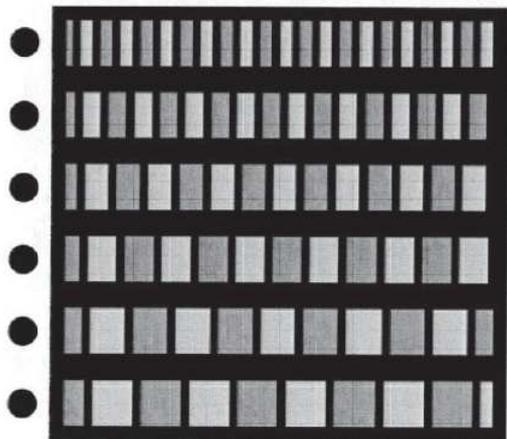


FIG. 14D

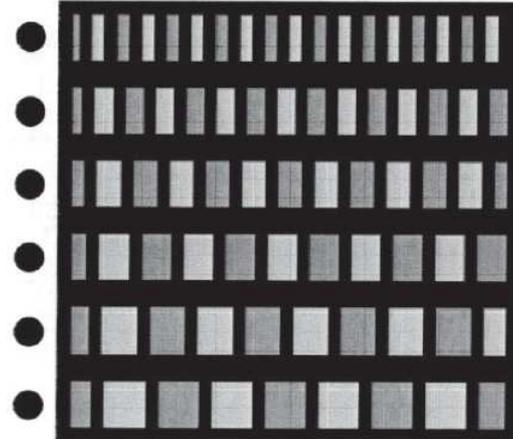


FIG. 15

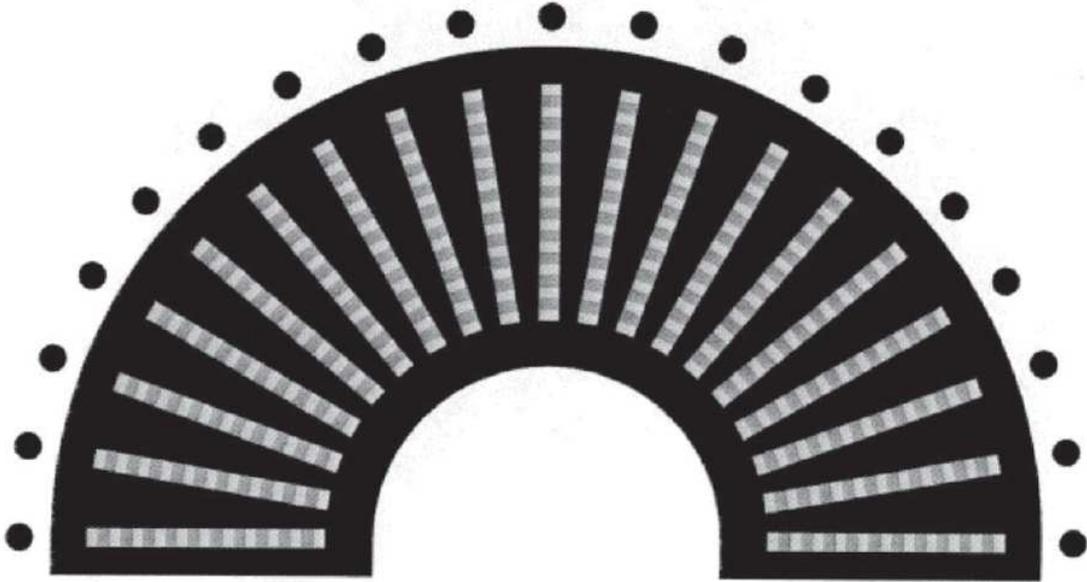


FIG. 16

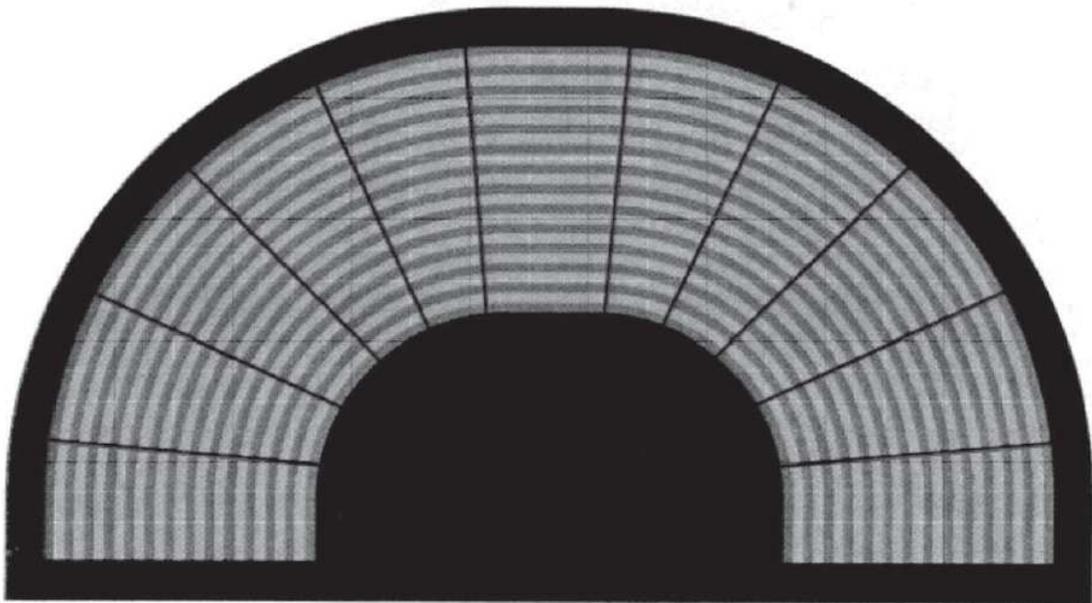


FIG. 17

