

Barranquilla Julio 01 de 2017

Señores:

Superintendencia de Industria y Comercio

Cordial saludo.

Por medio del presente documento doy respuesta al oficio 7160 concerniente al radicado 16-4150, debido a las observaciones de fondo encontrados por el examinador, presentando así de forma correcta las reivindicaciones y los argumentos de defensa para ser tenidos en cuenta por la examinador; Además manifiesto la decisión de **renunciar a términos** en cuanto al plazo de respuesta del oficio antes mencionado.

Anexo el documento técnico de solicitud de patente de invención con las correcciones solicitadas.

Atentamente,



Hernando Hernández Leal

Cc 72207686 Barranquilla

Ingeniero Químico-Optómetra

Tel. 3135508040



△

TÍTULO: Dispositivo para la corrección de defectos refractivos a partir de la iluminación sobre una fotocelda y de lentes con sensores de presión, implementado por computador.

SECTOR TECNOLÓGICO:

Esta invención se refiere a un dispositivo y proceso para corregir defectos refractivos por la detección de iluminación de una fotocelda en el fondo de un globo ocular y con sensores de presión en los lentes que usa para refractar en la práctica clínica de optometría y oftalmología; en la actualidad existe un simulador óptico de defectos refractivos y neutralización basado en la observación, por parte del examinador, de las características del reflejo luminoso pupilar, tales como el brillo, dirección y ancho del reflejo y otros simuladores virtuales en los cuales el examinador no utiliza retinoscopio (instrumento esencial para refractar), la práctica de la refracción con pacientes reales requiere el abordaje de maestro y aprendiz, a tal punto que cuando el estudiante halla el valor dióptrico que corresponde al lente que neutraliza un defecto refractivo, dicho procedimiento debe ser luego repetido por el docente quien basado en su experiencia y observación, hará las afinaciones del caso, lo requiere que el paciente disponga de más tiempo; existen a su vez cajas de lentes de pruebas, que contienen lentes esféricos positivos y negativos, lentes con cilindro positivo y negativos, prismas y auxiliares, en nuestro caso los lentes escogidos de la caja de prueba son leídos por un programa y correlacionados con la luz enfocada en la fotocelda.

ESTADO DE LA TÉCNICA:

En la actualidad existe un simulador óptico de defectos refractivos y neutralización basado en la observación, por parte del examinador, de las características del reflejo luminoso pupilar, en la neutralización de éste, se antepone un lente corrector (en adelante Rx), que corrige el defecto refractivo del globo ocular, la manera de corroborar si el lente corrector es el más indicado para corregir el defecto del globo ocular es recurriendo a un examinador experimentado que realice nuevamente la refracción al mismo globo ocular por lo que puede o no coincidir exactamente con el valor dióptrico lente Rx antes dado por el otro examinador (la apreciación tiene un componente subjetivo), dicho defecto depende entre otros factores de la

longitud anteroposterior, el valor dióptrico de los lentes córnea y cristalino y del índice de refracción de los mismos, esta invención elimina esta ambigüedad y permite detectar experimentalmente y de forma objetiva el estado de neutralización cuando se refracta un globo ocular con el retinoscopio. También existen simuladores virtuales que no utilizan retinoscopio, sólo se escogen lentes de forma virtual y se simulan las características del reflejo luminoso pupilar, esto es, ancho, brillo, dirección del movimiento, en la pupila.

El presente invento ópticamente se basa en el conjugado del punto remoto que produce iluminación cuando el lente Rx neutraliza el defecto visual y/o enfoca toda la luz en la fotocelda, basado en la magnitud iluminación y en la suma algebraica de las potencias de los lentes.

La invención propone implementar la refracción por computador de tal manera que el software define el lente corrector de un defecto visual a partir de la información que le proporciona una fotocelda ubicada en el fondo del globo ocular que recibe iluminación de los rayos de luz que atraviesan el sistema de lentes y de los sensores de presión ubicados en cada puesto de los lentes de la caja de pruebas.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION:

Esta invención se refiere a un dispositivo y proceso de detección de iluminación sobre una fotocelda ubicada en el fondo del globo ocular refractado para la práctica clínica de la neutralización de defectos refractivos, ello basado en la magnitud de la iluminación que recibe una superficie receptora ubicada en la parte interna del polo posterior de un globo ocular, dicha iluminación es cuantificada y comparada con un valor de referencia que posee el software y con un algoritmo que relaciona la longitud axial, la potencia del sistema de lentes que conforman el defecto del refractivo del globo ocular y la corrección óptica o Rx, eliminando el problema que representaba la subjetividad en el resultado final de la neutralización, además el software de éste invento deshabilita durante los pasos de la técnica de retinoscopia, aquellos lentes de la caja de pruebas que no conducen a la focalización de los rayos de luz, dejando disponible en la caja de pruebas para el ensayo de la retinoscopia sucesiva sólo los lentes que aporten la potencia que hará converger los rayos de luz en la fotocelda, el sistema también muestra un mensaje cuando se ha logrado la neutralización y envía mensajes al móvil de la persona interesada como

puede ser el docente a cargo del laboratorio de simulación y graba video y audio de las características del reflejo luminoso pupilar y de la imagen en la retina.

El dispositivo y proceso que la invención propone, está implementado por computador y funciona con una fotocelda ubicada medialmente en el polo posterior de un globo ocular, ésta recibe los rayos de luz de manera focalizada, la fotocelda conectada a una tableta de baquela universal envía la información a un microcontrolador pic, que traduce la señal recibida y se visualiza la intensidad de iluminación, de tal manera que cuando es neutralizado el defecto refractivo, esto es, cuando se logra el punto conjugado del defecto con un lente Rx, la iluminación recibida por la fotocelda alcanza su valor y el software verifica si dicho valor está dentro de un rango previamente establecido, de ser así, se inicia la visualización en el monitor del cambio de estado del indicador del programa del computador, esto es, un cambio de color que se visualiza en la aplicación, y/o de un mensaje como: "felicidades has neutralizado el defecto refractivo" y activa los dispositivos móviles, y la cámara de video y audio; de lo contrario, el examinador debe refractar con otros lentes, cada uno de éstos lentes que el examinador utiliza como ensayos previos y que no satisfacen el punto de neutralización, también serán comparados con el valor máximo de referencia y visualizados por el sistema expresados en porcentaje de acierto y en una gráfica que muestra las características del reflejo luminoso pupilar (intensidad, dirección, brillo, movimiento) en cada ensayo de lente con la información para interpretarla.

La figura 1 es una vista lateral de la fotocelda ubicada en la parte medial del polo posterior del globo ocular y muestra el recorrido de los rayos de luz procedentes del retinoscopio y que atraviesa el sistema de lentes (córnea (302) y cristalino (303)) que configuran el defecto refractivo a corregir y otro lente denominado Rx o corrector(301) que hace posible que la luz(101) enfoque en la fotocelda de 5 voltios.

La figura 3 muestra el diagrama esquemático de los componentes del circuito principal, la fotocelda ésta conectada a la caja de proyectos que contiene un circuito eléctrico (conformado por una resistencia fija de 1K OHMIOS (204), otra variable de 4,7 (203) y otra fija de 2,2K OHMIOS(205), un transistor 2N3904 (206), un condensador no polarizado (207) y otro electrolítico de 47 microfaradios(208), potenciómetro que hace un divisor de voltaje con la resistencia y un microcontrolador Pic en su base colocada en la baquela, con la información compilada. Una vez planteado el caso a resolver, esto es,

conociendo la longitud axial, los poderes de córnea y cristalino, la distancia entre ellos, índices de refracción, se inicia el ejercicio de la retinoscopía, el examinador observa las características del reflejo luminoso pupilar y de acuerdo a lo observado debe escoger lentes positivos o negativos para acercarse a la neutralización, el programa recibe la información de la intensidad luminosa que envía el sensor de luz(100) de cada refracción y de los sensores ubicados en los puestos de la caja de pruebas del lente seleccionado en cada caso y a partir de esa información habilita el tipo lentes de la caja de pruebas que pueden satisfacer el defecto visual y determina el lente Rx, la caja de proyectos va conectada al computador; el circuito captura la luz, esa información y la de los microswitch de presión se envía al microcontrolador pic y se procesa, el cual tiene un programa que interpreta el nivel de intensidad luminosa (dato de entrada) y si éste corresponde al nivel de referencia establecido para la fotocelda y de igual manera para los sensores de presión, visualiza en el monitor un mensaje satisfactorio por haber neutralizado y cambia el estado, sino, el programa expresa la lectura como un porcentaje de acierto, por lo que el examinador deberá ensayar la refracción con otros lentes de otro valor dióptrico. En el primer caso también se envía mensaje por redes sociales y activa un video de grabación de los reflejos luminosos en ese estado.

La invención utiliza un programa informático que registra datos a partir de la iluminación recibida por la fotocelda y de sensores de carrera o de contacto que luego los compara con un valor de referencia conocido, la fuente de luz emitida puede provenir de un retinoscopio y el monitor visualiza si la respuesta o Rx es favorable o no, se informa vía SMS ; mediante su ejecución se encuentra el valor dióptrico exacto de la neutralización de un defecto refractivo, basado en la intensidad luminosa percibida por la fotocelda y en la suma algebraica de la potencia de los lentes y se realiza de forma más rápida y exacta el procedimiento de refracción ya que el programa indica y selecciona los lentes de la caja de pruebas susceptibles de ser utilizados en la refracción para neutralizar (esféricos, cilíndricos, positivos o negativos según sea el caso); el sistema de detección lo conforman circuitos electrónicos que le permiten detectar la intensidad luminosa en el fondo del globo ocular, el control del sistema eléctrico de video, de selección de los lentes de la caja prueba y la comunicación de un mensaje a un tercero, sea que el lente propuesto para la neutralización coincida o no con el valor de referencia, estos circuitos son denominados:

Circuito principal: este circuito incluye el microcontrolador o unidad de procesamiento central, lee, registra y compara dicho valor de intensidad luminosa con el valor de referencia por medio de una fotocelda ubicada medialmente en el fondo del globo ocular, además, lee, registra y compara el valor de señal que envían los sensores de carrera ubicados en la caja de pruebas con el valor de referencia. Circuito y programa que controla los lentes de la caja de prueba e indica y selecciona los lentes de la caja de pruebas que neutralizan el defecto dióptrico del globo ocular (esféricos, cilíndricos, positivos o negativos según sea el caso).

Un circuito de video que activa una cámara de video para que registre las características del reflejo luminoso como son: dirección, brillo, ancho y velocidad de la luz incidente en el polo posterior, para cada ensayo con lentes en la refracción.

Circuito y programa de comunicaciones: permite la comunicación con un tercero, si el lente propuesto como Rx coincide con el valor de referencia, el mensaje visualizado es favorable para el examinador y un tercero, sino, expresa al examinador una medida de porcentaje de acierto.

La figura 3 muestra además, el diagrama esquemático del circuito que controla los lentes de la caja de pruebas e indica y selecciona los lentes de la caja de pruebas (esféricos, cilíndricos, de potencia positiva y/o negativa) que neutralizan el defecto dióptrico del globo ocular, previo conocimiento de los valores dióptricos del sistema de lentes, índices de refracción y longitud axial, que comprende: una caja de lentes de pruebas, la caja de pruebas (700) tiene sensores de presión o microswitch (701) debajo de cada puesto de los lentes (702) conectados al circuito y el microcontrolador PIC(201), La invención utiliza un programa informático que registra datos a partir de la ausencia de presión recibida por la el microswitch cuando se retira un lente de su puesto, que luego la compara con un valor de referencia conocido, identifica el lente o los lentes seleccionados de sus puestos(702) de la caja de pruebas para constituir el sistema de lentes problema y define y visualiza qué lentes de la caja de pruebas (700) neutralizan o corrigen el defecto visual (esféricos positivos, negativos o cilíndricos), cada microswitch permanece cerrado al estar presionado en el fondo del puesto por el peso de cada lente, enviando una señal digital al micro controlador(201) el cual la lee digital, tiene una resistencia de 1K (402) y de 220 Ohm (403) para cada switch, los lentes están ordenados de forma ascendente o descendente, se utilizan los

puertos digitales del micro controlador, a cada entrada se le asigna un valor, el micro controlador lee los valores de cada entrada, los suma algebraicamente, compara con un valor de referencia y toma la decisión de señalar los lentes de la caja de pruebas (700) que completarán la potencia dióptrica necesaria para enfocar la luz de forma óptima en la fotocelda (100), ubicada en el polo posterior del globo ocular(neutralizar).

DESCRIPCIÓN DE LAS FIGURAS

La figura 1 es una vista lateral de la fotocelda ubicada en la parte medial del polo posterior del globo ocular, muestra el recorrido de los rayos de luz procedentes del retinoscopio que atraviesa el sistema de lentes y enfocan en la fotocelda.

En la figura2 Se presenta un diagrama de flujo para la toma decisión de la iluminación correcta recibida por la fotocelda.

En la figura 3 se presenta los componentes del circuito principal del sistema de corrección de defectos refractivos por la detección de la iluminación recibida por la fotocelda (muestra los elementos del montaje de la caja de proyectos del circuito) y se presenta los componentes principales del dispositivo sensor de presión, circuito que controla los lentes de la caja de prueba e indica y selecciona el lente de la caja de pruebas que neutraliza el defecto refractivo.

En la figura 4 se presenta un diagrama de flujo del método de selección del lente correcto según los sensores de presión ubicados en los puestos de la caja de pruebas.

En la figura 5 se representa la caja de pruebas, con lentes y sensores de presión, se observa el lente Rx (301) retirado de su puesto.

Figura1

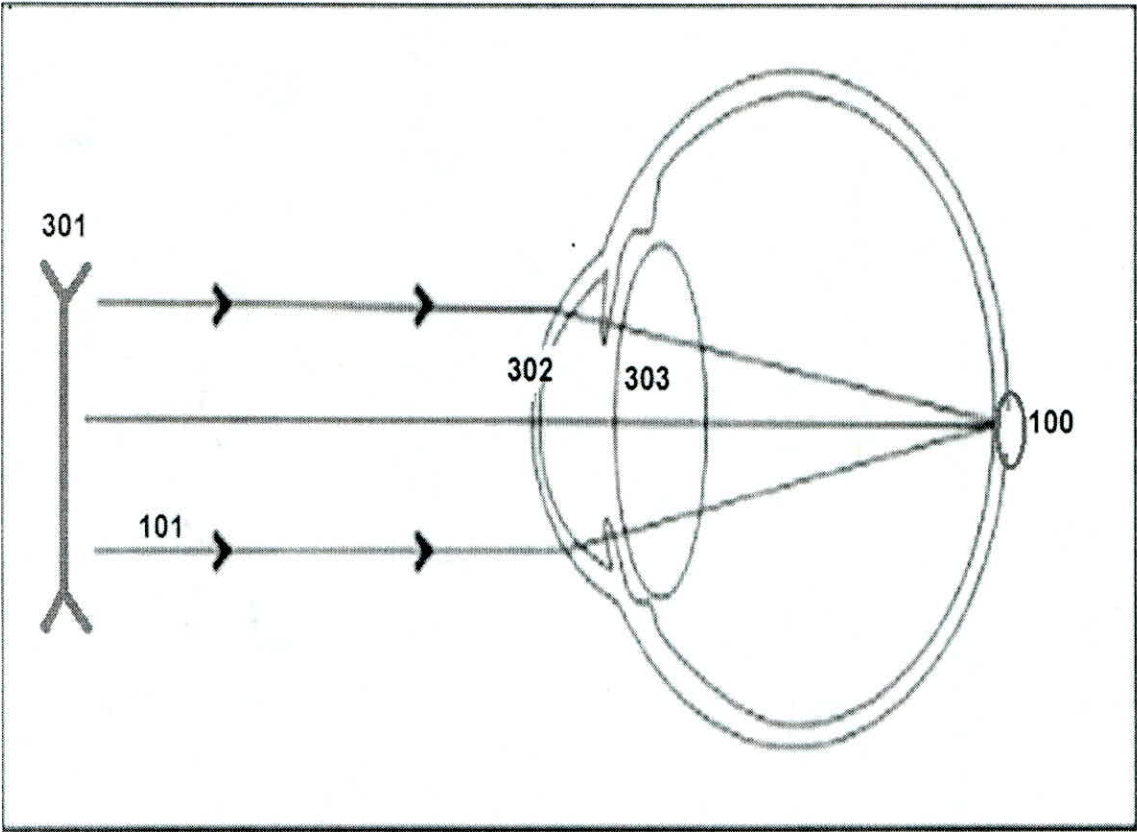


Figura 2.

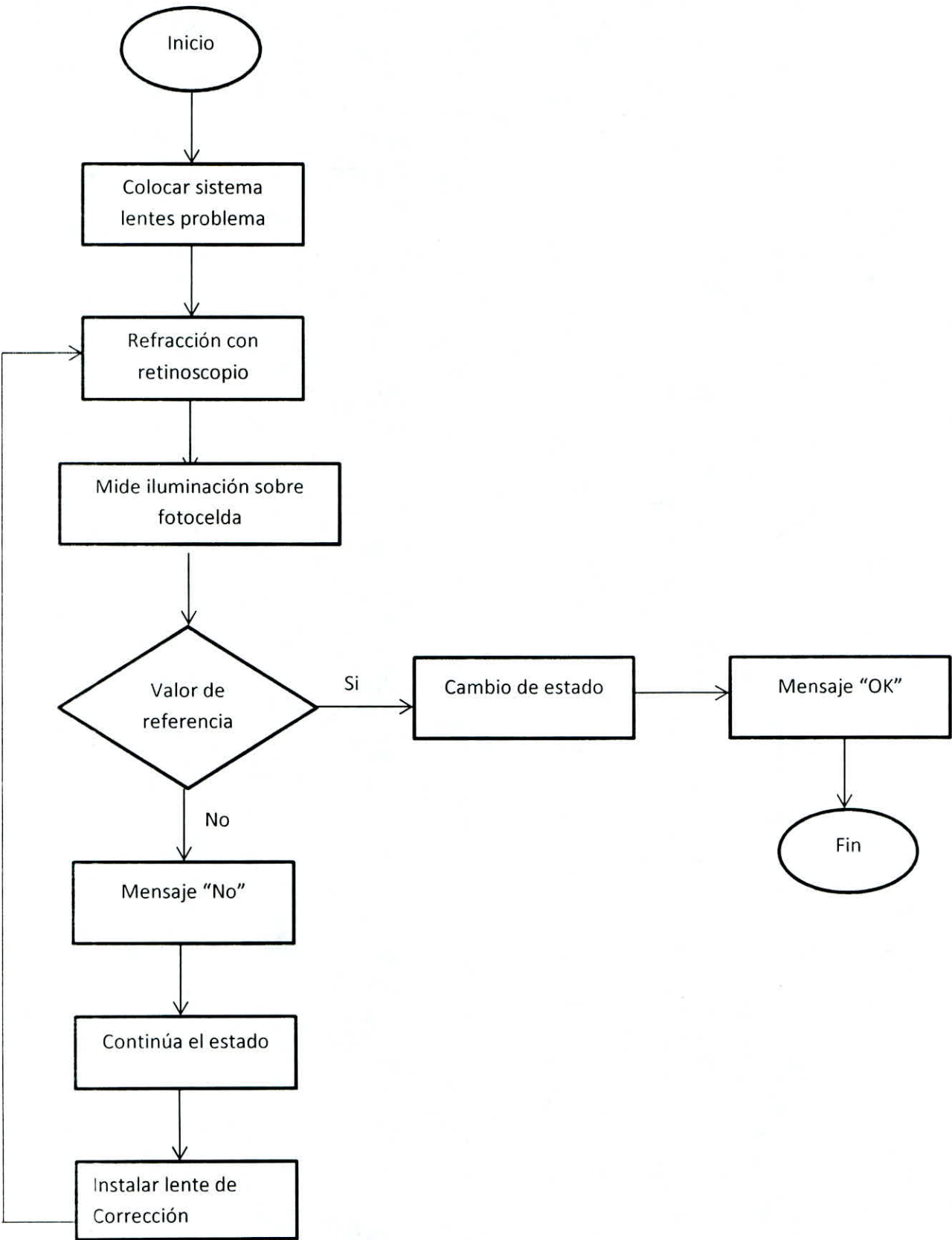


Figura 3

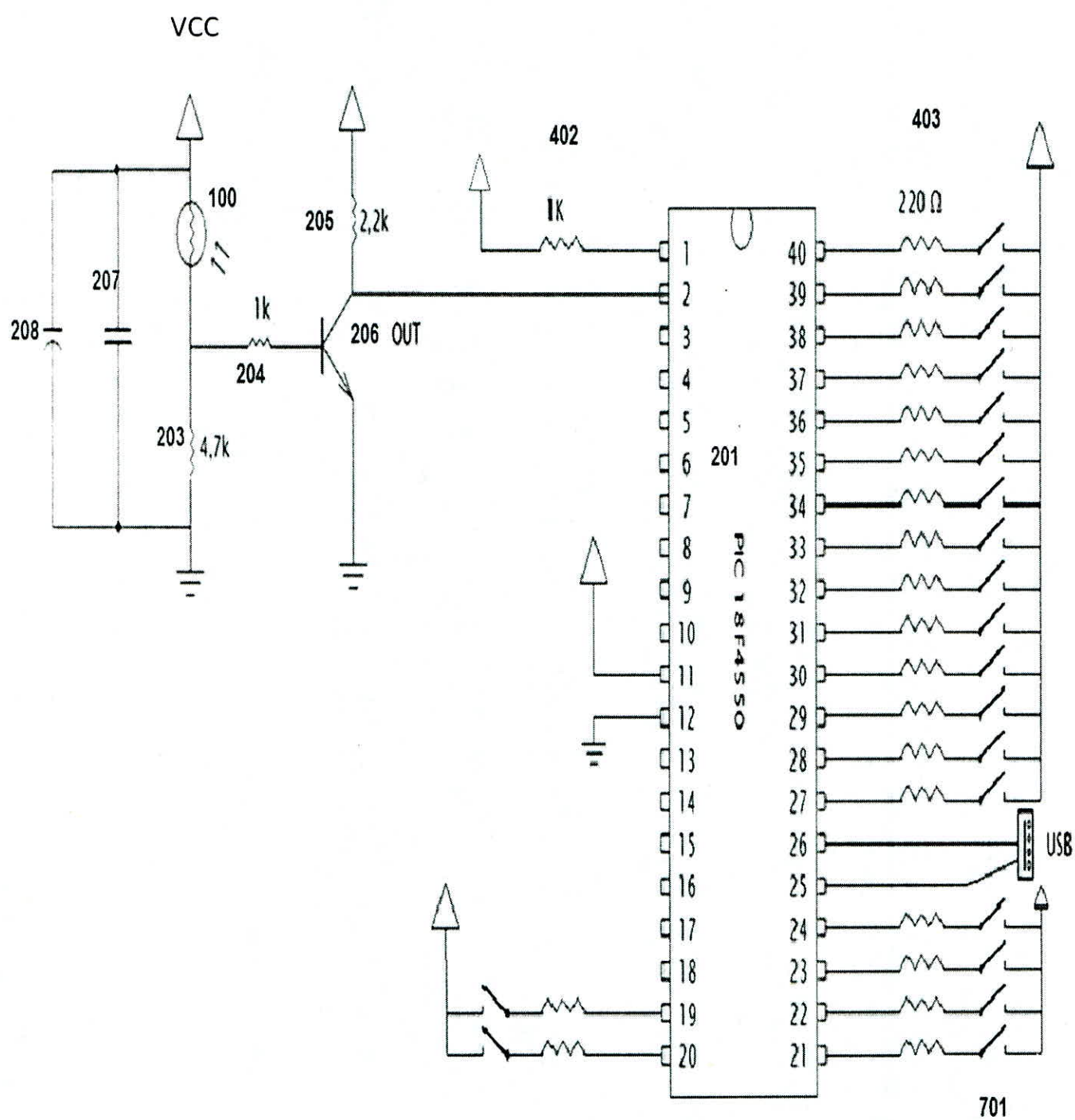


Figura 4.

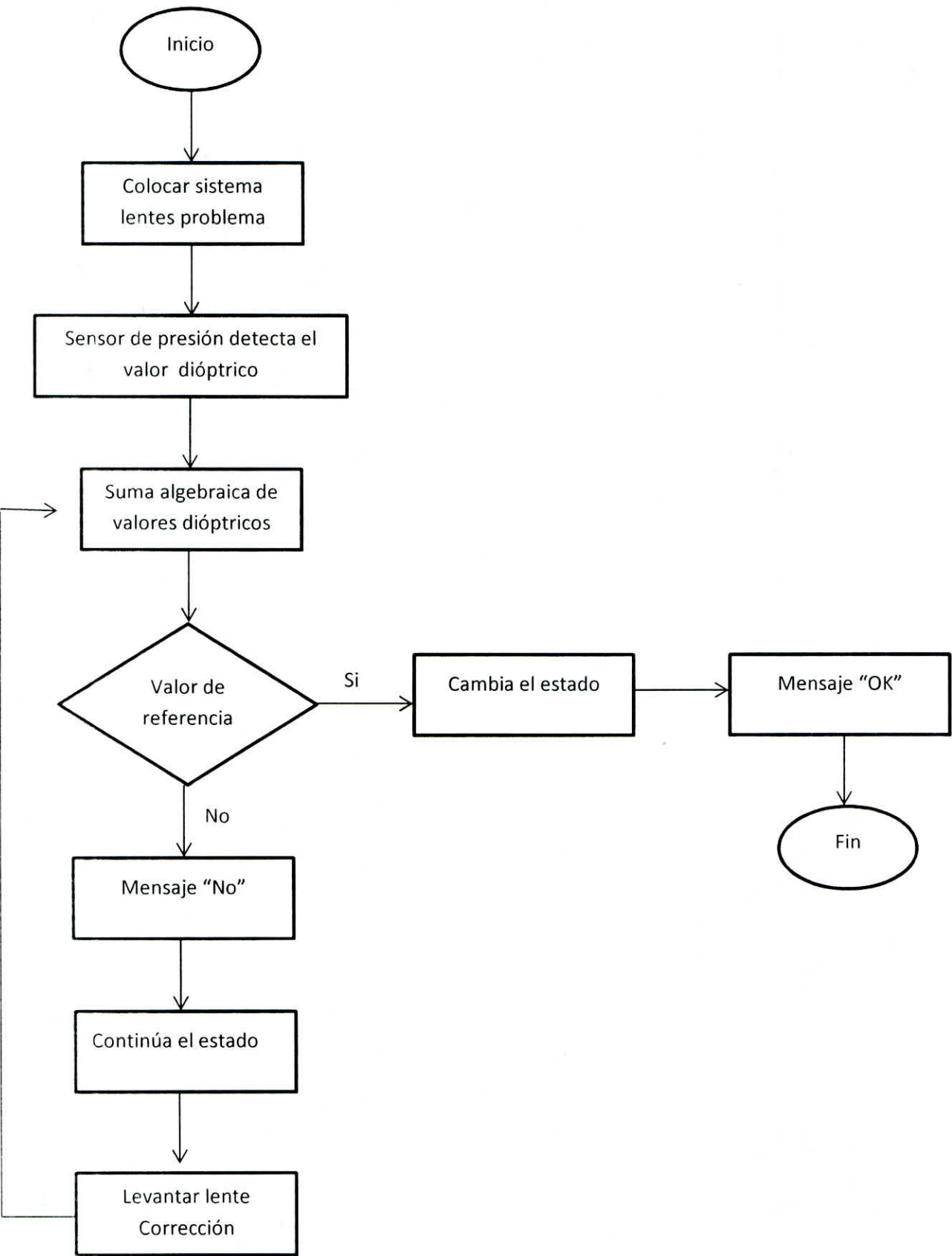
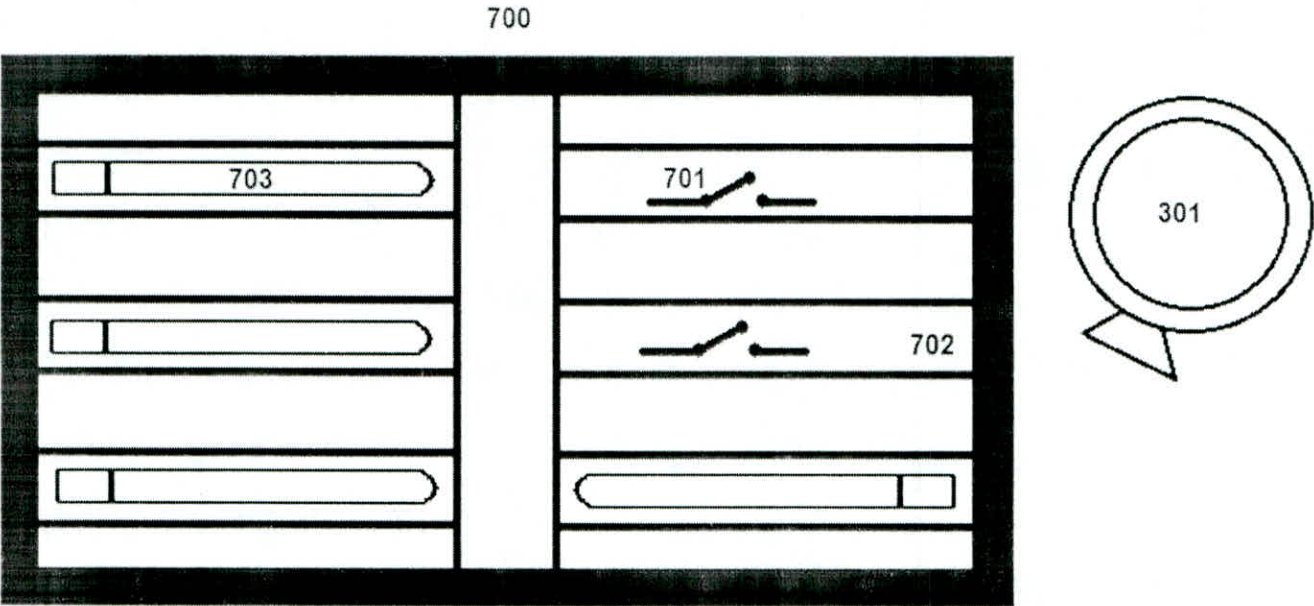


Figura5



DESCRIPCIÓN ESPECÍFICA

El dispositivo para la corrección de defectos refractivos a partir de la iluminación sobre una fotocelda en el fondo del globo ocular y caja de lentes de pruebas con sensores de presión, implementado por computador, contiene un sistema de lentes (córnea y cristalino), al que se antepone otro lente tomado de la caja de pruebas, si éste logra enfocar la luz proveniente de una fuente luminosa como un retinoscopio al atravesar la pupila, sobre la fotocelda ubicada en el polo posterior, si el microcontrolador (201) luego de recibir el dato de entrada enviado por la fotocelda compara la magnitud de iluminación (dato de entrada) con el valor pre programado y encuentra que es igual y el valor que aporta el sensor de carrera es igual al programado, es llamado lente corrector. El usuario ensaya con lentes de la caja de pruebas, anteponiéndolos al sistema antes descrito hasta enfocar los rayos de luz en el sensor (neutralizar el defecto refractivo), a su vez al refractar y ensayar distintos lentes de la caja de pruebas, el usuario observa las características del reflejo luminoso pupilar formado en el fondo del globo ocular y el microcontrolador (201) permite visualizar dichas características en el monitor descritas en tablas y muestra el valor dióptrico del lente corrector; El sensor de detección de luz (100), conectada a VCC, detecta los niveles de iluminación que llegan medialmente al fondo del globo ocular hasta 5V (resistencia variable de 0 a 10 K Ohmios) que ante la iluminación percibida modifica dicha resistencia lo que fluctúa los valores de voltaje de salida, envía información análoga de 0 a 5V al micro controlador (201) sobre el pin análogo 2 que convierte los valores de voltaje a números enteros hasta 255, un circuito principal que recibe los 5 VDC por medio de cable USB Y se alimenta, conectado a un microcontrolador (201) que se encarga de recibir la señal del sensor de detención de luz (100), lee la señal análoga y realiza la comparación del valor detectado con un valor pre-programado, el monitor visualiza la conversión digital de 0 a 255, e indica porcentualmente el acierto para cada lente de la caja de prueba que se utiliza en la refracción, ordena grabar video y audio de las características del RLP que se presentan en el fondo del globo ocular en el momento de la refracción cuando coincide el valor de la iluminación enviado por la fotocelda con el de referencia y visualiza en el monitor el valor dióptrico de los lentes de la caja de pruebas que conforman el sistema de lentes problema, compara con el valor de referencia y visualiza el lente que corrige el defecto visual, además muestra las características del RLP para cada lente corrector propuesto, otros

elementos que integran el circuito de la figura 3 ensamblado en la caja de proyectos son: la baquela universal, tres resistencias una de ajuste de 4,7 k ohmios(203)conectada a la línea GND o tierra, otras fijas de 1 (204)y 2,2 K ohmios(205), la resistencia de 1k ohmios para limitar la corriente que entra al transistor, va desde el medio de la fotorresistencia y la resistencia de ajuste a la base de dicho transistor(206) 2N3904 que amplifica la corriente, dos condensadores uno no polarizado referencia104 (207) y otro polarizado electrolítico (208), la conexión según figura 3; el computador suministra 5 voltios, fotocelda (100) que trabaja a 5 voltios (resistencia variable de 0 a 10 K ohmios) que ante la iluminación percibida modifica dicha resistencia, haciendo que los valores de voltaje de salida fluctúen, se obtiene la respuesta de la fotocelda(dato de entrada) conectando un cable entre la fotocelda y la resistencia, pasa por la resistencia de 1Kohmios y de allí al transistor y esta señal se entrega al micro controlador (201) sobre el pin análogo 2, el cual toma los valores de voltaje y los convierte a números enteros hasta 255 para ser evaluados por el código del programa, en Pic C se programan las líneas de código, se usa una resistencia de 2,2 k ohmios para proteger al transistor de la corriente, por medio de cable USB que va a los pines 25 y 26 se envía el dato del microcontrolador al computador, en el monitor se visualiza la conversión digital de 0 a 255, si el valor es igual al pre programado, se hace un cambio de estado en la aplicación, sino, se queda en el estado en que está la aplicación, un circuito auxiliar encargado de controlar la cámara de video y de comunicaciones encargado de enviar un mensaje SMS a un tercero durante cada ensayo del proceso de refracción y visualizar un porcentaje de acierto del lente propuesto como Rx, y el sistema de video que se activa con la neutralización, paralelamente tiene un circuito de selección de lentes de la caja de pruebas de acuerdo al sistema de lentes del globo ocular(302 y 303), y que definen el defecto refractivo a corregir, la caja de pruebas (700) de la figura 5 , tiene sensores de presión (701) debajo de cada puesto de los lentes (702) conectados al circuito y el programa del microcontrolador (201)identifica el lente o los lentes seleccionados de sus puestos (702) en la caja de pruebas para constituir el sistema de lentes problema y define y visualiza qué lentes de la caja de pruebas (700) neutralizan o corrigen el defecto visual (esféricos positivos, negativos o cilíndricos), los elementos del circuito de presión son: microcontrolador pic (201), cristal de cuatro megas, que lleva el tiempo al microcontrolador, resistencia de 1K Ohmios (402), resistencias(403) de 220 ohmios, microswitchs finales de carrera o sensores de presión (701), uno para cada lente, cada microswitch permanece cerrado al estar presionado en el fondo del puesto por el peso de cada lente,

enviando una señal digital al micro controlador el cual la lee digital, los lentes están ordenados de forma ascendente o descendente, se utilizan los puertos digitales del micro controlador, a cada entrada se le asigna un valor, el micro controlador lee los valores de cada entrada y los suma y compara con un valor de referencia y toma la decisión de señalar los lentes de la caja de pruebas (700) que completarán la potencia dióptrica necesaria para enfocar la luz de forma óptima en la fotocelda (100), ubicada en el polo posterior del globo ocular(neutralizar);el pin número 1 se usa para masterclear, del 2 al 6 análogos y del 7 al 40 digitales.

RESUMEN

En la actualidad se usa la retinoscopía como método objetivo para evaluar el estado refractivo del globo ocular, la invención propone otro método objetivo para determinar el estado refractivo, en donde se utiliza un circuito con un programa informático que registra datos a partir de la iluminación recibida por la fotocelda ubicada en el fondo del globo ocular, éstos datos y los provenientes de los sensores de presión de los lentes de la caja de pruebas, denominados datos de entrada, se comparan con un valor de referencia conocido, obtenido éste por la correlación de la potencia de la córnea, el cristalino, la longitud axial y los lentes usados de la caja de pruebas. El programa informa para cada lente ensayado como lente corrector, el porcentaje de acierto respecto a la Rx definitiva; encontrando el valor dióptrico exacto de la neutralización de un defecto refractivo, de forma más rápida, basado en la intensidad luminosa percibida por la fotocelda ya que el programa indica y selecciona los lentes de la caja de pruebas a usarse en la refracción para neutralizar.

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo para la corrección de defectos refractivos a partir de la iluminación sobre una fotocelda y de lentes de pruebas con sensores de presión, implementado por computador, que emite una señal visual, un MSM, un video y emplea una caja de lentes de prueba, un globo ocular que comprende un sistema de lentes (302 y 303) y al que se antepone otro lente corrector (301) **caracterizado** por que en el fondo del globo ocular incorpora una fotocelda (100) iluminada por la luz provista por un retinoscopio, conectada a un circuito eléctrico constituido por un micro controlador (201), tres resistencias: una resistencia de ajuste de 4,7 k ohmios (203), otras resistencias fijas de 1 (204) y 2,2 K ohmios(205), un transistor 2N3904 (206), dos condensadores uno no polarizado (207) y otro polarizado electrolítico (208), un potenciómetro, resistencia de 1k ohmios (402), resistencias(403) de 220 Ohmios en cada microswitch final de carrera; una Caja de lentes de prueba (700) que tiene en los puestos de los lentes(702), sensores de presión(701), conectados a la unidad de procesamiento de datos (201) para la sumatoria de la potencia dióptrica de los lentes (703).

2. Proceso para la corrección de defectos refractivos a partir de la iluminación sobre una fotocelda y de lentes de pruebas con sensores de presión, implementado por computador, **caracterizado** por que comprende los pasos de:

Detectar en la fotocelda (100), incorporada en el fondo del globo ocular, la iluminación procedente del retinoscopio luego de que los rayos de luz pasan por la pupila y el sistema de lentes (301, 302,303).

Enviar señal análoga de 0 a 5 V desde la fotocelda a pin número 2 del micro procesador (201).

Convertir señal análoga a digital por el micro controlador.

Visualizar en el monitor la conversión digital de 0 a 255.

El microcontrolador compara la magnitud de iluminación de entrada (dato de entrada) con un valor pre-programado y define si los valores coinciden o no.

Recibir la señal digital de microswitch (701) abierto, cuando el lente sea seleccionado o retirado de su puesto (702), de la caja de pruebas (700). Identificar el o los lentes seleccionados de la caja de pruebas (lo hace el programa del microcontrolador).

Leer la señal digital y asignar un valor a cada entrada.

Leer el valor de cada entrada y realizar la sumatoria dióptrica de los lentes (703).

Comparar con un valor dióptrico de referencia y definir si coinciden o no.

Si los valores coinciden y además el lente completa la potencia dióptrica necesaria para enfocar la luz de forma óptima sobre la fotocelda (100), haciendo que el correspondiente valor de iluminación(valor digital de 0 a 255) coincida con el valor de referencia, visualizar en el monitor el lente corrector (301) de la caja de pruebas (700).

- El micro controlador toma la decisión de cambiar el estado en la aplicación si el valor del dato de entrada es igual al programado y envía un mensaje.

Si no

- Visualizar en el monitor el porcentaje de acierto y las características del reflejo luminoso pupilar.
- Mantener el estado en que está la aplicación.
- solicitar al usuario repetir el ensayo utilizando un nuevo valor de lente corrector.

Ítem 3. Objeto de la invención

EL DISPOSITIVO DE LA PRESENTE INVENCION ES DE UN GLOBO OCULAR SIMULADO

El dispositivo al que hace referencia el documento 164150 No es para el ojo humano, **el globo ocular** que se neutraliza es **simulado**; el estado de la técnica hace referencia a simuladores como herramienta para la práctica clínica de la corrección de defectos refractivos, el primer párrafo del estado de la técnica del documento 164150 dice: *"En la actualidad existe un simulador óptico de defectos refractivos y neutralización basado en la observación, por parte del examinador, de las característica del reflejo luminoso pupilar, en la neutralización de éste, se antepone un lente corrector (en adelante Rx), que corrige el defecto refractivo del globo ocular(...)"* También relata el estado de la técnica la existencia de un simulador óptico de defectos refractivos y neutralización patentado por el mismo autor (patente 177182 de 2012), y que dicho simulador tiene un globo ocular con un defecto refractivo y para la neutralización de éste se utiliza un lente corrector (en adelante llamado Rx). También en la descripción detallada de la invención, *"(...)* Esta invención se refiere a un dispositivo y proceso de detección de iluminación sobre una fotocelda ubicada en el fondo del globo ocular refractado **para la práctica clínica** de la neutralización de defectos refractivos (...)"

Citando la GUÍA PARA EXAMEN DE SOLICITUDES DE PATENTE DE INVENCION Y MODELO DE UTILIDAD el ítem 2.10.1 Búsqueda de anterioridades: *"(...)* El examinador debe analizar los *documentos citados en la descripción* de la solicitud correspondientes a aquellos que sirvan como base del objeto de la solicitud, documentos del arte anterior relacionados con el problema técnico que va a ser resuelto, o los que ayudan a entender correctamente la invención reivindicada (...)" y continúa en el ítem 2.7 *"(...)* la descripción incluirá el nombre de la invención y la siguiente información: El sector tecnológico al que se refiere o al cual se aplica la invención. La descripción de lo conocido sirve para contextualizar la invención, dado que la ubica dentro del campo técnico al cual pertenece. *La tecnología anterior conocida por el solicitante que fuese útil para la comprensión y el examen de invención,* y las referencias a los documentos y publicaciones anteriores relativas a dicha tecnología (...)"

El examinador clasificó el documento 16004150 en el objeto de la invención así: Diagnóstico, cirugía A61B 3/02; A61B 5/00; A61F 9/00. A61 Diagnóstico, cirugía. A61b3 Aparatos para ensayar los ojos; Instrumentos para el examen de los ojos (inspección ocular mediante ondas ultrasónicas, sónicas o infra sónicas. A61B3 / 00 Aparatos para el examen óptico o clínico de los ojos (examen de la vista con ondas ultrasónicas, sónicas o infraestructuras); dispositivos para el tratamiento de los ojos. A61B3 / 02 del tipo de medida subjetiva, es decir los aparatos de control **que requieren la participación activa del paciente**. A61b5 / 00 Medición con fines de diagnóstico (diagnóstico de radiación A61B 6/00; diagnóstico por ondas ultrasónicas, sónicas o infra sónicas A61B 8/00); Identificación de personas. A 61 F 9/00 Métodos o dispositivos **para el tratamiento de los ojos**; Dispositivos para colocar lentes de contacto; Dispositivos para corregir los párpados; Aparato para guiar a los ciegos; Dispositivos de protección para los ojos, llevados en el cuerpo o en la mano (tapas con medios para la protección de los ojos.

El documento 16004150 no requiere, ni hace referencia a la participación activa del paciente, no es para el tratamiento de los ojos; el globo ocular en el cual va el dispositivo es de un simulador, por ello el documento 16004150 menciona en el estado de la técnica un simulador ya patentado por el mismo autor (la patente del Simulador Óptico de defectos refractivos 177182 de 2012) que tiene asignada CIP relacionada con modelos con fines científicos, médicos o matemáticos, así:

G Física, G09 EDUCACIÓN, G09b APARATOS DE EDUCACIÓN O DEMOSTRACIÓN; APARATOS PARA ENSEÑAR O COMUNICARSE CON LOS CIEGOS; MODELOS; PLANETARIA; GLOBES; MAPS;

DIAGRAMAS, G09b23 Modelos con fines científicos, médicos o matemáticos, Dispositivo de tamaño completo para fines de demostración. G09b23/28 para la medicina. El documento 16004150 consta de un dispositivo en el fondo de un globo ocular simulado y es por ellos que se asemeja más a la clasificación de la patente 177182 de 2012 por lo que de manera respetuosa recomiendo se asigne otra CIP, ya que se trata de un dispositivo en un globo ocular simulado.

Ítem 4. Reivindicaciones

Se atendieron las observaciones, en la reivindicación #1 se colocaron las referencias de los elementos allí mencionados y que estaban contenidas en la descripción de la invención, en cuanto a la reivindicación #2, se suprimió el último párrafo; dichas correcciones se presentan en documento anexo.

Ítem 5.Determinación Del Estado de la Técnica

Los documentos D1 y D2 se refieren a la categoría A: *necesidades humanas*; como puede evidenciarse en las CIP de cada uno. Documento D1 clasificado en la categoría A61F-9/009, A61F-9/011, A61F-9/01,A61f900 Métodos o dispositivos *para el tratamiento de los ojos*; Dispositivos para colocar lentes de contacto; Dispositivos para corregir los párpados; Aparatos para guiar la ceguera; Dispositivos de protección para los ojos, llevados en el cuerpo o en la mano (tapas con medios para la protección de los ojos A42B 1/06, viseras para cascos A42B 3/22, bañeras para los ojos A61H 35/02; gafas de sol o gafas con las mismas características que Gafas G02C). A61f9/009 Dispositivos auxiliares para hacer contacto con el globo ocular y luz láser de acoplamiento. A61F 9/01 **Tratamiento de la córnea**, A61f9/11 **invasivo**.Se diferencia del dispositivo objeto de la solicitud 16004150 *el cual no es invasivo ni de la córnea, toda vez que va en un globo ocular simulado*.

El documento D2 clasificado también en la categoría de NECESIDADES HUMANAS, A61 CIENCIA MÉDICA O VETERINARIA, HIGIENE.A61N ELECTROTHERAPIA; MAGNETOTHERAPIA; TERAPIA DE RADIACIÓN; Aparatos de anestesia en general A61M. A61N 1/04 Electrodo **electro quirúrgicos**

Dicha clasificación se distancia del dispositivo objeto dela solicitud 16004150 porque ésta no es invasiva, no tiene que ver con cirugías, toda vez que va en un globo ocular simulado.

Ítem 6. Examen de patentabilidad

Argumentación teniendo en cuenta el cuadro de comparaciones de características esenciales:

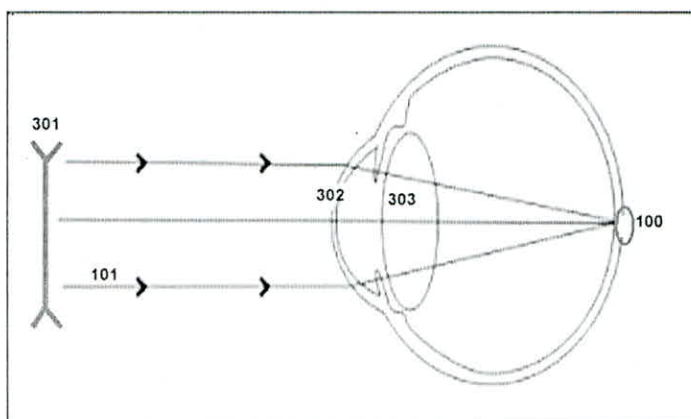
Características esenciales	D1	D2
En el fondo del globo ocular incorpora una fotocelda iluminada por la luz provista por un retinoscopio.	Por ejemplo, las gafas propuestas se pueden sintonizar utilizando una salida (en términos de dioptrías), por ejemplo desde una unidad independiente, por ejemplo un instrumento de medición del error refractivo, o del retinoscopio tradicional. De forma similar, la unidad de calibración puede dar salida en forma de dioptrías que pueden usarse para fabricar ayudas correctivas del error refractivo, por ejemplo gafas, lentes de contacto, etc (Pág. 29, Fl. 30, Párr. 007). Es pertinente aclarar que un retinoscopio se caracteriza por iluminar el	Para ilustrar, las figuras 16 y 17 presentan una segunda versión ejemplar de la invención. Aquí, un estimulador (200) tiene una cara externa (202) que incluye un procesador (204) (por ejemplo, un CMOS para proporcionar funciones lógicas y de control), una fotocelda (206) (por ejemplo, uno o más fotodiodos) para recibir una señal inalámbrica (luz) desde un transmisor, y
	globo ocular ³ . No se menciona la fotocelda	un LED opcional (208) u otro dispositivo de salida capaz de proporcionar una señal de salida al o los transmisores (no mostrados) en caso de que se desee dicha realimentación (Pág. 64, Fl. 108, Párr. 691). No se menciona el retinoscopio

ARGUMENTO: UBICACIÓN DE LA FOTOCELDA

1. EN LA PRESENTE INVENCION LA FOTOCELDA SE ENCUENTRA UBICADA EN EL FONDO DEL GLOBO OCULAR

La invención propuesta requiere la fotocelda **dentro** del globo ocular, la fotocelda (100) como muestra la figura 1 se encuentra alojada en el fondo del globo ocular a diferencia del documento D1 donde no existe ese sensor y en el documento D2 la fotocélula no se encuentra en el ojo, sino, debajo de la piel. En la invención propuesta los rayos de luz refractados iluminan la fotocelda, dice la reivindicación1: "(...) por que **en el fondo del globo ocular incorpora una fotocelda** (100) iluminada por la luz provista por un retinoscopio (...)"

Figura 1 de invención propuesta

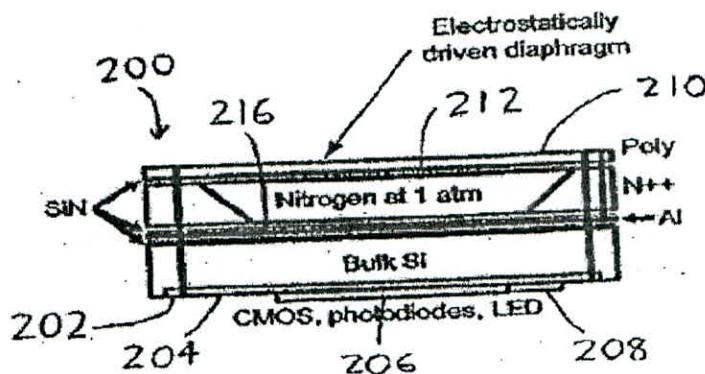


2. En cambio, el estimulador (200) se encuentra debajo de la piel, y contiene en su cara externa la fotocélula (206).

"(...) El envío de luz por el o los transmisores a la fotocélula 206 alimenta al procesador 204 y transmite una señal de control codificada por luz para el accionamiento del estimulador 200. En la cara interna 210 del estimulador 200 está situado un diafragma 212 entre la **dermis O subcutánea**" (Documento D2 Pág. 64, Párr. 691).

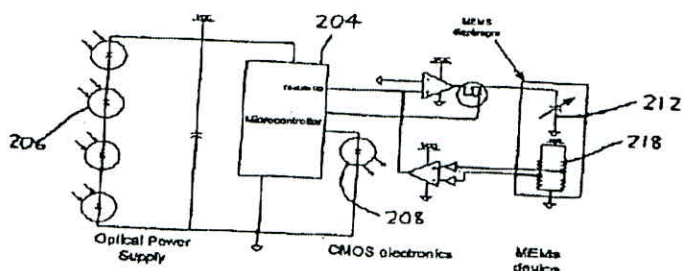
Las figuras 16 y 17 del documento D2 muestran el estimulador (200), su parte interna van dentro de la piel:

FIGURE 16



20

FIGURE 17



ARGUMENTO: DADA LA UBICACIÓN DE LA FOTO CÉLULA EN D2, NO SE RELACIONA CON SISTEMA ÓPTICO O VISUAL.

En el documento D2 la fotocélula se encuentra ubicada en la piel, no tiene relación con el sistema visual, a diferencia la invención propuesta en donde la iluminación de la fotocelda y la potencia de los lentes del globo ocular definen el valor del lente corrector. Dice la descripción detallada de la invención párrafo 6: "(...) se encuentra el valor dióptrico exacto de la neutralización de un defecto refractivo, basado en la intensidad luminosa percibida por la fotocelda y en la suma algebraica de la potencia de los lentes (...)"

- **EN LA PRESENTE INVENCION LA FOTOCELDA RECIBE LUZ DE UN SISTEMA DE LENTES**

De la reivindicación 2: "(...) Detectar en la fotocelda (100), incorporada en el fondo del globo ocular, la iluminación procedente del retinoscopio luego de que los rayos de luz pasan por la pupila y el sistema de lentes (301, 302,303) (...)" Al pasar la luz por un sistema de lentes convergentes como los son los lentes 301,302, y 303, sufre desviación convergente y esto la enfoca en la fotocelda.

- **EN EL DOCUMENTO D2 LA LUZ QUE LLEGA A LA FOTOCELDA ES DIVERGENTE, NO HA SIDO REFRACTADA.**

El documento D2 no menciona que la luz atraviese un sistema de lentes como ocurre en el ojo o en el globo ocular simulado "(...) una fotocélula (206) (por ejemplo uno o más fotodiodos) para recibir una señal inalámbrica (luz) desde un transmisor (...)" (Párrafo. 691). Cabe señalar que la luz que emite un transmisor o una fuente emisora es de carácter divergente a diferencia de la invención propuesta donde la luz converge precisamente al pasar por el sistema de lentes.

ARGUMENTO: LA INVENCION PROPUESTA REQUIERE QUE LA FOTOCELDA DENTRO DEL GLOBO OCULAR, EL SISTEMA DE LENTES CONVERGENTES Y LA LUZ PROVENIENTE DEL RETINOSCOPIO FUNCIONEN EN CONJUNTO.

Como queda definido en la reivindicación 2: (...) detectar en la fotocelda (100), incorporada en el fondo del globo ocular, la iluminación procedente del retinoscopio luego de que los rayos de luz pasan por la pupila y el sistema de lentes (301,302,303) (...)", la fotocelda de la invención recibe luz luego de pasar por los lentes córnea y cristalino, dichos lentes (302 y303) instalados en el globo ocular son convergentes por lo que los rayos de luz que provienen inicialmente del retinoscopio convergen en la foto celda, a diferencia de lo mencionado en el documento D2, el cual tiene una fotocélula que recibe una señal inalámbrica por ejemplo luz desde un transmisor, como es sabido la luz, desde un transmisor es de tipo divergente, nunca convergente; ello es de suma importancia ya que en el documento 16004150 la mayor convergencia define la mayor iluminación sobre la fotocelda y esa la da precisamente el lente corrector Rx.

- **FOTOCELDA EN LA INVENCION PROPUESTA PARTICIPA EN LA CORRECCION DE UN DEFECTO REFRACTIVO**

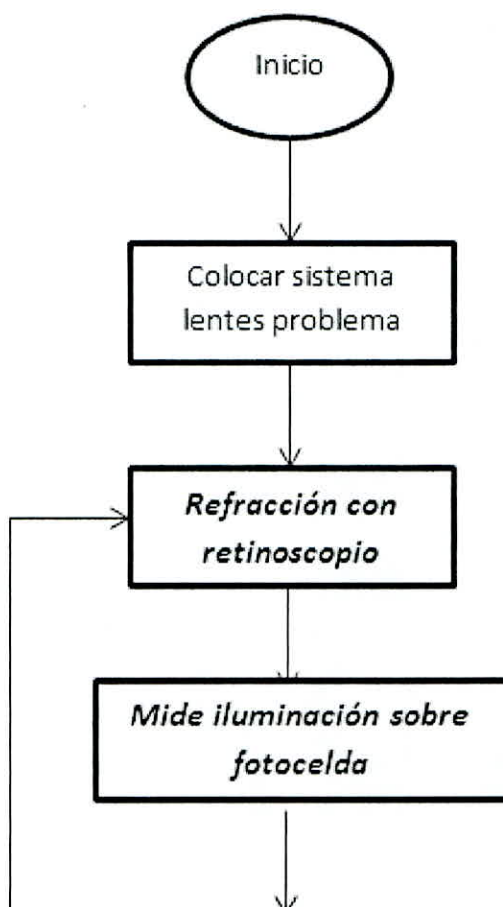
La potencia de los lentes y magnitud de iluminación son los valores de referencia para neutralizar o corregir un defecto refractivo. Dice el párrafo cinco de la descripción detallada de la invención: "(...) se encuentra el valor dióptrico exacto de la neutralización de un defecto refractivo, basado en la intensidad luminosa percibida por la fotocelda y en la suma algebraica de la potencia de los lentes (...)". También en el resumen se describe la obtención del valor dióptrico del lente corrector: "(...)Un programa informático que registra *datos a partir de la iluminación recibida por la fotocelda* ubicada en el fondo del globo ocular, *éstos datos y los provenientes de los sensores de presión de los lentes de la caja de pruebas, denominados datos de entrada, se comparan con un valor de referencia conocido*, obtenido éste por la correlación de la potencia de la córnea, el cristalino, la longitud axial y los lentes usados de la caja de pruebas.(...)"

ARGUMENTO: EN EL CUADRO COMPARATIVO DEL DOCUMENTO D1 NO APARECE FOTOCELDA Y EN EL DOCUMENTO D2 NO APARECE RETINOSCOPIO, MIENTRAS QUE EN LA PRESENTE INVENCION ES CONDICION SI NE QUAN QUE AMBOS EXISTAN.

- La detección de la fotocelda depende de la luz del retinoscopio.

Como muestra la figura 2, la refracción con el retinoscopio precede a la iluminación sobre la fotocelda y es pre requisito, por eso, el paso 3 dice: "refracción con el retinoscopio" e inmediatamente el siguiente paso es: "mide la iluminación sobre la fotocelda."

Figura 2.



ARGUMENTO: EN LA PRESENTE INVENCION LA DETECCION DE LA ILUMINACION DEPENDE DE LA LUZ ENVIADA POR EL RETINOSCOPIO Y DEL SISTEMA DE LENTES CONVERGENTES.

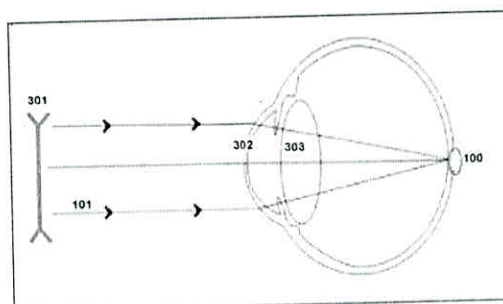
En el documento D1 El párrafo dice: "Las dos partes principales de esta invención, es decir, el sistema de lentes sintonizables (es decir, gafas) y la unidad de calibración, **se pueden utilizar independientemente** con la ayuda de una interfaz adecuada. (Pág. 29, Párr. 007)." A diferencia de la presente invención donde los lentes preceden a la fotocelda para detectar la luz y determinar el valor corrector, siendo su relación **dependiente**.

ARGUMENTO: LA RETINOSCOPIA REQUIERE DE UN SER HUMANO.

El examinador cita: "Por ejemplo, las gafas propuestas se pueden sintonizar utilizando una salida (en términos de dioptrías), por ejemplo, desde una unidad independiente, **por ejemplo, un instrumento de medición del error refractivo, o del retinoscopio** tradicional. De forma similar, la unidad de calibración puede dar salida en forma de dioptrías que pueden usarse para fabricar ayudas correctivas del error refractivo, por ejemplo gafas, lentes de contacto, etc. (Pág. 29, Fl.30, Párr. 007)." La mención del retinoscopio en el párrafo anterior y en el método explicado en el documento D1 **contradicen** el título del mismo que dice "**sin la intervención del ser humano**", siendo ésta una limitación negativa, dado que la utilización del retinoscopio requiere de un ser humano donde el sistema de iluminación y observación deben estar sobre el mismo eje. Dice también el examinador: "El documento D1 divulga un sistema para detectar el error refractivo en el ojo humano y **corregirlo sin intervención humana** (Fl. 2, resumen)." Además, en los antecedentes de la invención del documento D1 quinto párrafo: "(...) **es independiente de cualquier intervención humana (sujeto o experto) en cualquier etapa de corrección de errores**"

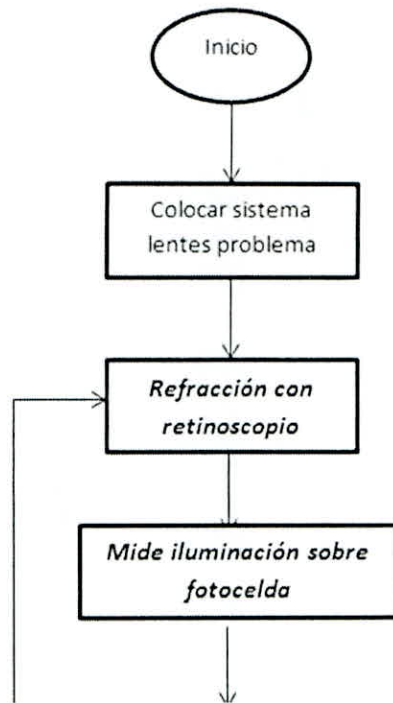
Por el contrario, el primer párrafo del resumen del documento 16004150 dice: "(...) la invención propone **otro método objetivo para determinar el estado refractivo** (...)" donde claramente se requiere un ser humano que enfoque o dirija la luz hacia la fotocelda, marcando clara diferencia con el documento **D1 que es sin la intervención del ser humano**. Bien cita la referencia 3 el examinador: "La retinoscopia se originó cuando William Bowman **observó** una línea de sombra al examinar un ojo astigmático con un oftalmoscopio. En 1873, el médico militar Cuignet empezó a medir la refracción ocular. En 1886 Landolt describió el procedimiento para el uso del retinoscopio. En 1926 Copeland patenta el retinoscopio de franja, instrumento usado desde entonces por los optometristas y oftalmólogos" El retinoscopio requiere de un **ser humano que observe**, la retinoscopia es una prueba objetiva, durante la retinoscopia, **el examinador observa** a través del espejo, siendo que, el sistema de iluminación y de observación están sobre el mismo eje; en la solicitud del expediente 16004150 se requiere la presencia del retinoscopio, **para la refracción**; en el párrafo 3 de la descripción detallada de la invención dice que los rayos de luz procedentes del retinoscopio atraviesan el sistema de lentes. "(...) La figura 1 es una vista lateral de la fotocelda ubicada en la parte medial del polo posterior del globo ocular y muestra el recorrido de los rayos de luz procedentes del retinoscopio y que atraviesa el sistema de lentes (córnea (302) y cristalino (303)) que configuran el defecto refractivo a corregir (...)"

Figura1



También el tercer paso de la figura 2 dice: *refracción con el retinoscopio*, mostrando claramente la necesidad de refractar con el retinoscopio y dirigir la luz hacia la fotocelda, que lo hace un humano.

Figura 2.



Surge la pregunta ¿Cómo puede usar el documento D1 retinoscopio siendo éste parte de una prueba objetiva, si en su título dice no participar el ser humano?

ARGUMENTO: La fotocélula del documento D2 no está en el ojo ni está relacionada con defectos refractivos, el documento D2 se refiere a transmitir información por rutas que normalmente no están asociadas a dicha información.

Dice la reivindicación #30 del documento D2: "(...) En algunas realizaciones, **el sujeto percibe información visual que no es vista por los ojos del sujeto (...)**", dice la reivindicación #9: "(...) está configurado para proporcionar información visual a un sujeto a **través de la lengua** de dicho sujeto(...)" Es muy importante aclarar que el documento D2 hace referencia a sustitución sensorial en el SUMARIO DE LA INVENCION [0005]: "(...)La presente invención se refiere a sistemas y métodos para el manejo de funciones cerebrales y corporales en relación con la percepción sensorial, así como otras funciones cerebrales y corporales. Por ejemplo, la presente invención proporciona **sistemas y métodos de sustitución sensorial (...)**" y en el párrafo 4 de Summary of the invention dice: "(...) **los beneficios descritos aquí se obtienen, en algunas realizaciones, a través de la transmisión de información a un sujeto a través de una ruta sensorial que normalmente no está asociada con dicha información (...)**" El párrafo 1059 del documento D2 nuevamente recalca que hay **sustitución sensorial**, incluso puede ser **intra oral para proporcionar información visual**: "[1059] Se generó un dispositivo de **sustitución sensorial** para proporcionar información visual a individuos ciegos y de baja visión"(...) La reivindicación 1 es explícita que se trata de sustitución sensorial : "(...) 1. Un dispositivo de sustitución sensorial para proporcionar información visual a un sujeto que comprende (...)" y "(...) En algunas realizaciones, la plataforma también se comunica con un dispositivo táctil para proporcionar información visual al sujeto (Por ejemplo, un dispositivo electrotáctil (por ejemplo, que comprende un conjunto de electrodos (por ejemplo, un dispositivo intra oral (IOD) descrito en este documento (...))"

DIFERENCIA DE LAS CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS

El documento D2 sólo menciona la fotocélula como uno de tantos sensores, no dice que dicha fotocélula ubicada en el fondo del globo ocular reciba luz proveniente de un retinoscopio al ser **refractada** por un sistema de lentes, ni mucho menos que la iluminación de la fotocélula sea el valor de referencia para el lente corrector (Rx), lo que si dice es que hace parte de un dispositivo de sustitución sensorial intra dérmico o intra oral, a su vez, el documento D1 tiene su unidad de calibración (101) propia, basada en una propiedad diferente de la luz, como lo es la **reflexión** y en la comparación de imágenes y áreas como también de un microcontrolador que envía una onda que modifica el volumen de los lentes auto sintonizables; la invención propone, como se ha dejado claro, la detección de luz proveniente de un retinoscopio, por una fotocelda ubicada en el fondo del globo ocular, luz que ha sido enfocada por lentes convergentes y cuyo valor de referencia para encontrar el lente corrector Rx de un defecto refractivo, depende de la iluminación detectada y de los lentes (fijos) con sensores de presión de la caja de lentes de prueba.

Dice la reivindicación 14 del documento D1: "(...) 14. Un método de cálculo del error de refracción que comprende: iluminar una luz sobre la retina de un usuario mediante una fuente de luz (R1), proyectar un haz incidente sobre la retina del usuario mediante un divisor de haz (R2), **pasar el haz reflejado** desde el ojo del usuario a través del divisor de haz (R2), **pasar el haz reflejado** procedente de la retina del usuario a través de una pantalla de hendidura (R^4), **capturar la imagen reflejada** de una fuente de luz virtual sobre la retina en una matriz CCD de dispositivo acoplado a carga (R3), comprobar la polaridad de la imagen capturada; Si la polaridad de la imagen es invertida entonces indica directamente hipermetropía mayor que un valor predeterminado (X dioptrías). Comprobar la intensidad de la imagen capturada, cuando no hay cambio en la polaridad de la imagen, y si la intensidad es menor que la intensidad total del haz reflejado, entonces indica el ojo miope **y comparar la zona de la imagen capturada con el área de la rendija**, cuando no hay cambio en la polaridad de la imagen y la intensidad de la imagen es igual a la intensidad total del haz reflejado **y si el área es menor que el área total de la imagen Entonces indica que la hipermetropía** es menor que un valor predeterminado (X dioptrías); Y si no hay cambio en la polaridad, intensidad y área de la imagen reflejada entonces indica un ojo normal (...)"

Citando el ítem 2.13.5.1 de la GUÍA PARA EXAMEN DE SOLICITUDES DE PATENTE DE INVENCION Y MODELO DE UTILIDAD "(...) El análisis debe focalizarse en la diferencia y debe extraerse el efecto causado por y directamente atribuible a ella (...)"

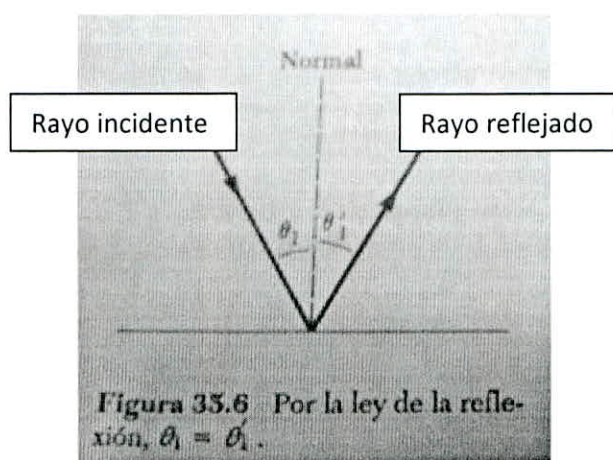
De otro lado, dice la Guía: "(...) si el solicitante aporta información para demostrar o probar que su invención ofrece un efecto mejorado frente a lo ya conocido, el examinador deberá analizar si dicha información manifiesta un aporte al estado de la técnica y de esta manera llegar a las conclusiones de que la invención tiene nivel inventivo (...)"

Ventaja técnica de la fotocelda ubicada en el fondo del globo ocular: Cuando un rayo de luz incide en una superficie, parte de la energía se refleja y parte se refracta, por lo que el rayo de luz en su camino de retorno (durante la reflexión), puede encontrar opacidades que no encontró en su camino de incidencia, obstaculizando la formación de la imagen, por lo que una unidad de calibración como la del documento D1, no captaría la imagen del rayo reflejado; la invención propone obtener la información de la intensidad de la luz sólo por refracción sobre la fotocelda, es decir sólo depende de la luz del rayo incidente directamente sobre la fotocelda, descartando la información y atenuación por reflexión de la luz; en el documento D1 la forma de calcular el defecto se basa en la luz reflejada procedente de la retina del usuario y en la comparación de áreas, en cambio la reivindicación 1 de la presente invención se basa en otro principio, el de la

refracción de la luz al interior del globo ocular, por lo que la invención propone, de manera sorprendente, otra forma diferente para encontrar el lente corrector para un error de refracción,

Basada en la iluminación de la fotocelda por refracción de la luz al pasar los lentes o medios transparentes del globo ocular y en los sensores de presión ubicados debajo de los lentes.

La ventaja técnica de la iluminación de la fotocelda sólo por luz refractada consiste en aprovechar que la luz sólo requiere el camino de incidencia en la presente invención, mientras que en la reflexión, como ocurre en el documento D1, existe un camino de incidencia y otro camino para la luz reflejada y debido a ello, puede ocurrir que la luz no encuentre obstáculos u opacidades al entrar, pero luego sí se encuentra con esos obstáculos en su camino de reflexión, lo cual genera "error" en los aparatos que para su medición o detección necesitan reflexión de la luz. Encontramos en el ítem 2.13.5.3.1 de la Guía "(...) Superación de dificultades no resueltas por las técnicas rutinarias (...)"



LA MENCIÓN DE LA FOTOCÉLULA EN EL DOCUMENTO D2 NO INDICA CÓMO ADAPTAR LA TÉCNICA PARA LA CORRECCIÓN DE DEFECTOS REFRACTIVOS:

Haciendo referencia a la mencionada Guía en el ítem 2.13 de Nivel inventivo, párrafo 3: "(...) no basta con la existencia de los elementos de manera aislada o individualmente considerados para concluir la falta de nivel inventivo, sino que ellos en su totalidad e integridad enseñen de manera evidente la manera de a la solución al problema técnico (...)" De igual manera, la Guía, en el ítem 2.13.5.1. Método "problema solución" dice "(...) Esta etapa consiste en responder a la pregunta de si en el estado de la técnica en su conjunto hay un segundo documento que contiene una enseñanza que indicaría (no sólo que podría indicar, sino que indicaría) a la persona normalmente versada en la materia, enfrentada al problema técnico, cómo modificar o adaptar el estado de la técnica más cercano para resolver el problema, de la forma reivindicada, sin realizar actividad inventiva (...)"

El examinador en la cita hace referencia a la fotocelda del documento D2 "(...) El envío de luz por el o los transmisores a la fotocélula 206 alimenta al procesador 204 y transmite una señal de control codificada por luz para el accionamiento del estimulador 200. En la cara interna 210 del estimulador 200 está situado un diafragma 212 entre la dermis O subcutánea" (Documento D2 Pág. 64, Párr. 691). Es pertinente aclarar que dicho estimulador (200) se encuentra insertado de manera sub cutánea o en la dermis; no sugiere en ninguna parte del texto que tal fotocelda se ubicaría en el fondo del globo ocular, ni que reciba luz desde un retinoscopio y mucho menos

que dicha luz sea refractada por un sistema de lente convergentes que iluminen la fotocelda y dicha iluminación sirva de referencia para la corrección de un error refractivo.

LENTES

Caja de lentes de prueba que tiene en los puestos de los lentes.	Lentes de gafas están conectadas a dicho microcontrolador, dichas lentes ajustan automáticamente su enfoque de acuerdo con la forma de onda recibida (Pág. 4, Fl. 5, Párr. 001).	La presente invención no está limitada por el tipo de lente utilizada. De hecho, se pueden utilizar una variedad de lentes incluyendo, pero no limitado a, lentes de agujero de alfiler, lentes de múltiples elementos, lentes de plástico, lentes de vidrio, lentes extraíbles, lentes telefoto y otros tipos de lentes (Pág. 92, Fl. 136, Párr. 1065).
--	--	--

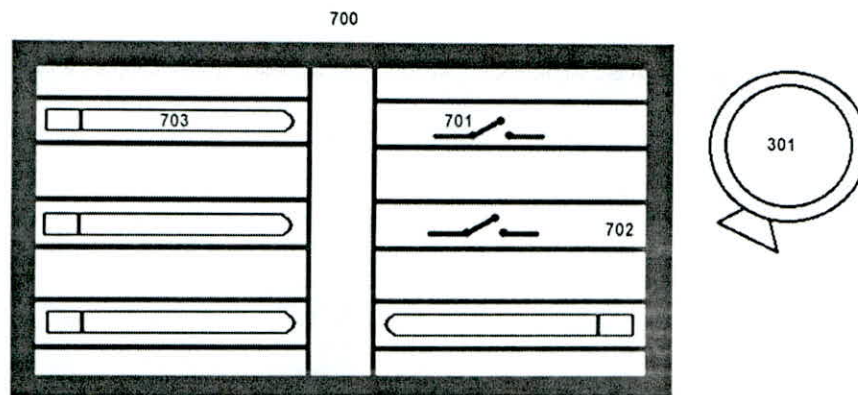
El examinador cita el documento D2 “La presente invención no está limitada por el tipo de lente utilizada. De hecho, se pueden utilizar una variedad de lentes incluyendo, pero no limitado a, lentes de agujero de alfiler, lentes de múltiples elementos, lentes de plástico, lentes de vidrio, lentes extraíbles, lentes telefoto y otros tipos de lentes (Pág.92, Fl. 136, Párr. 1065).” Pero el texto ampliado dice: “(...) En algunas realizaciones, la cámara tiene una lente de foco fijo. En algunas realizaciones, la cámara tiene una lente ajustable. La presente invención no está limitada por el tipo de lente utilizada. De hecho, se pueden utilizar una variedad de lentes incluyendo, pero no limitado a, lentes de agujero de alfiler, lentes de múltiples elementos, lentes de plástico, lentes de vidrio, lentes extraíbles, lentes telefoto y otros tipos de lentes.”

ARGUMENTO: El documento D2 se refiere a los lentes de una cámara y en el documento D1 son lentes auto sintonizables que cambian su volumen con la longitud de onda, el simulador de la invención propuesta no lleva cámara, tiene lentes (301, 302, 303) de la caja de pruebas con curvaturas y volumen fijos para dirigir y converger los rayos de luz, no son lentes auto sintonizables que se modifican ni cambian su volumen con la longitud de onda:

Cita el examinador el documento D1: “Lentes de gafas están conectadas a dicho micro controlador, dichas lentes ajustan automáticamente su enfoque de acuerdo con la forma de onda recibida (Pág. 4, Fl.5, Párr. 001).” Los lentes del documento D1 son auto sintonizables, del sumario de la invención párrafo 3 del documento D1 “(...) La sección del temporizador genera entonces una forma de onda de modulación de ancho de pulso (PWM). La forma de onda PWM se aplica al hidrogel del sistema de lentes sintonizables. La forma de onda PWM aplicada provoca un cambio volumétrico en el hidrogel (es decir, hinchamiento y deshinchamiento). Debido a la hinchazón / deshinchamiento del hidrogel, el menisco de aceite-agua es empujado hacia arriba / hacia abajo y su curvatura cambia y como resultado, el foco de la lente cambia, Alternativamente, una forma de onda sinusoidal de valor RMS particular correspondiente a dicho valor digital generado Por medio de un micro controlador se amplifica adecuadamente y se aplica a un cristal líquido para cambiar su índice de refracción y, por tanto, su potencia refractiva (...)”. Dice la reivindicación 7 del documento D1 lentes electro activas: “(...)7. El sistema de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dichas lentes (111) se seleccionan de lentes electro-reactivas tales como lentes a base de hidrogel, lentes electro activas (lente de cristal líquido) o lentes de electrolisis (...)”

En cambio, el párrafo 3 de la descripción detallada de la invención “(...) y otro lente denominado Rx o corrector (301) que hace posible que la luz (101) enfoque en la fotocelda de 5 voltios (...)” También en el apartado de la descripción de las figuras“(...)En la figura 5 se representa la caja de pruebas, con lentes y sensores de presión, se observa el lente Rx (301) retirado de su puesto(...)”

27



El lente corrector (301) es un lente fijo, tomado de la caja de pruebas, no son lentes sintonizables, ni cambia su volumen:

El documento 164150 en el estado de la técnica aborda la ambigüedad que se presenta por que el lente corrector (Rx) puede ser de distinto valor dióptrico para dos examinadores frente al mismo defecto del globo ocular simulado, diciendo en el párrafo primero: “ (...) la manera de corroborar si el lente corrector (Rx) es el más indicado para corregir el defecto del globo ocular es recurriendo a un examinador experimentado que realice nuevamente la refracción al mismo globo ocular por lo que puede o no coincidir exactamente con el valor dióptrico lente Rx antes dado por el otro examinador (...)” Por lo que la invención se refiere a que neutraliza dicho defecto del globo ocular simulado de una manera objetiva“(...) esta invención elimina esta ambigüedad y permite detectar experimentalmente y de forma objetiva el estado de neutralización cuando se refracta un globo ocular con el retinoscopio (...)” Y para detectar experimentalmente y de forma objetiva la neutralización , continúa diciendo el párrafo2: “(...) El presente invento ópticamente se basa en el conjugado del punto remoto que produce iluminación **cuando el lente Rx neutraliza el defecto visual y/o enfoca toda la luz en la fotocelda, basado en la magnitud iluminación y en la suma algebraica de las potencias de los lentes.** Por último, dice el párrafo tres “(...) La invención propone implementar la refracción por computador de tal manera que el software **define el lente corrector de un defecto visual a partir de la información que le proporciona una fotocelda ubicada en el fondo del globo ocular que recibe iluminación de los rayos de luz que atraviesan el sistema de lentes** y de los sensores de presión ubicados en cada puesto de los lentes de la caja de pruebas (...)”

Lentes 301, 302 y 303

En la figura 1, se distinguen los lentes (302 y 303) y 301 (lente corrector) y en la correspondiente descripción específica de la presente invención, se explica que los lentes (302 y 303) son seleccionados de la caja de pruebas y forman el sistema de lentes del globo ocular, y definen el defecto refractivo a corregir, así: “(...) paralelamente tiene un circuito de selección de lentes de la caja de pruebas de acuerdo al sistema de lentes del globo ocular (302 y 303), y que definen el defecto refractivo a corregir (...)”. Nuevamente, la reivindicación 1 describe un globo ocular que comprende un sistema de lentes (302 y 303): “(...) un globo ocular que comprende un sistema de lentes (302 y 303) y al que se antepone otro lente corrector (301) (...)”

UNIDAD DE PROCESAMIENTO

Unidad de procesamiento de datos para la sumatoria de la potencia dióptrica de los lentes.	Comparar la imagen con la imagen de referencia almacenada y procesarla además para calcular el error refractivo en dioptrías por el procesador, convirtiendo el error refractivo en un valor digital adecuado por DSP que corresponde a la cantidad de corrección de potencia óptica requerida en la unidad de gafas que envía el valor digital desde el DSP al microcontrolador a través de la conexión eléctrica (Pág. 6, Fl. 7, Párr. 001). Es pertinente aclarar que la potencia óptica también es referida como la potencia dióptrica ⁵ .	No se menciona
--	---	----------------

El documento D1 **Compara áreas de la imagen reflejada e intensidad del haz reflejado para determinar el error visual; por el contrario la invención propone la iluminación de la fotocelda obtenida por refracción y el valor dióptrico de los lentes con sensores de presión como valor de referencia para la neutralización del error refractivo.**

El documento D1 dice de la figura 12 y las etapas: A16, A18, A20, A24, A32, A38 “(...) La figura 12 muestra un diagrama de flujo **para la determinación del error de refracción** de acuerdo con otra realización de la invención. **La imagen capturada** en la matriz CCD (R3) se procesa para determinar patrón de gradiente / disposiciones, es decir, la polaridad como se muestra en la etapa (A12). Si la polaridad permanece invariable, **la intensidad y el área total de la imagen en la matriz CCD se calculan y comparan con la del haz reflejado**; Y si la intensidad total **y el área total son 100% del haz reflejado entonces es un ojo emetrópico** como se muestra en las etapas (A16, A18 y A20). Si la intensidad total es 100% pero el área total es <100%, entonces indica la (...)” y “(...) Ojo de defecto de hipermetropía como se muestra en las etapas (A 18 y A28). La condición es válida para errores menores de X dioptrías. Para la cuantificación del error de refracción hiperópico, **el área real se calcula como se muestra en el paso (A30). El área calculada es inversamente proporcional a la corrección requerida mostrada en el paso (A32).**Cuando, la intensidad total es <100% del haz reflejado, se diagnostica como un ojo miope como se muestra en los pasos (a22 y A24). Para la cuantificación del error de refracción miope, el área real se calcula como se muestra en el paso (A24) **y el área calculada es directamente proporcional a la corrección requerida.** Cuando la polaridad de la imagen se invierte, puede diagnosticarse directamente como un ojo hiperópico y la condición es válida para errores mayores que X dioptrías como se muestra en los pasos (A14 y A34). Se calcula el área real y el área real calculada es directamente proporcional a la corrección requerida como se muestra en el paso (A36 y A38) (...)”

El documento D1 citado por el examinador dice que la unidad de calibración compara imágenes, compara la imagen capturada con una imagen de referencia y para obtener información del tipo de error refractivo se refiere al haz reflejado “(...) Comparar la imagen con la imagen de referencia almacenada y procesarla además para calcular el error refractivo en dioptrías por el procesador, convirtiendo el error refractivo en un valor digital adecuado por DSP que corresponde a la cantidad de corrección de potencia óptica requerida en la unidad de gafas que envía el valor digital desde el DSP al micro controlador a través de la conexión eléctrica (Pág. 6, Fl. 7, Párr. 001)”

Dice el documento D1 en la descripción detalla de la invención “(...) Con la ayuda de una fuente de luz (R1), se proyecta un haz de hendidura sobre la retina por medio del divisor de haz (R2) y su **imagen reflejada se captura con la ayuda de una matriz CCD (R3)** como se muestra en la figura 11. La Se permite que el haz reflejado pase a través de una hendidura de tamaño fijo (R4) antes de alcanzar la matriz CCD (R3). El haz contiene luz visible como gradiente (por ejemplo, un extremo de Espectro con longitud de onda λ_1 y el otro extremo λ_2). **El haz reflejado** es invertido en polaridad o conserva su polaridad original; **Esto da información sobre el tipo de error refractivo**

(miopía / hipermetropía). Sólo la parte del haz reflejado Alcanza la matriz CCD (R3) que puede pasar a través de la hendidura (R4)(...)” Dice también la reivindicación 11 del documento D1 que compara imágenes con otra de referencia para calcular el error refractivo “(...) 11. Un método para sintonizar la potencia óptica de una unidad de gafas de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, comprende las etapas de: llevar dicha unidad de calibración sobre el ojo del usuario para tomar la imagen de una fuente puntual virtual en la retina del usuario, **adquirir una imagen en la matriz CCD iluminando la trayectoria óptica excluyendo el ojo del usuario con fuente LED / LD y almacenando dicha imagen como una imagen de referencia en el DSP (Digital Signal Processor)**, iluminación de la retina del usuario por la fuente de punto fuente LED / fuente LD, control de la intensidad y duración de la luz incidente en la retina mediante el control de LED / controlador LD utilizando DSP, **capturar la imagen de la fuente puntual de la retina mediante una matriz CCD, adquisición de la imagen de la matriz CCD por el DSP a través de la interfaz CCD, comparar la imagen con la imagen de referencia almacenada, procesar la imagen para calcular el error refractivo por el DSP, convertir el error de refracción en un valor digital, por el DSP, que corresponde a la cantidad de corrección de potencia óptica requerida en la unidad de gafas (...)**”

En el Estado de la invención del documento D1 el valor corrector se deduce de la forma, tamaño e intensidad de la luz reflejada, luego de pasar por una hendidura como dice al final el último párrafo:“(...) Estado de la invención 1. Sistema autoajutable para la corrección del error de refracción, que comprende: Unidad de calibración para calcular la cantidad de error de refracción; Un sistema de lente sintonizable conectado eléctricamente a dicha unidad de calibración para recibir dicha Error de refracción calculado; En el que dicha **unidad de calibración** comprende además: Un procesador **para comparar imágenes capturadas con una imagen de referencia y, a continuación, Determinar el error de refracción**; Una fuente de luz conectada a dicho procesador para encender la luz sobre la retina; Un conjunto de enfoque óptico que consta de componentes ópticos adecuados para enfocar el haz incidente de luz Un dispositivo **acoplado a carga (CCD) configurado para capturar la imagen de una fuente puntual virtual Retina y enviar la imagen capturada a dicho procesador, dicho procesador compara la imagen capturada Imagen con la imagen de referencia almacenada y determina el error de refracción**; En el que dicho sistema de lentes sintonizables comprende además (...)”

VALOR DIÓPTRICO Y MAGNITUD DE ILUMINACIÓN SON LOS VALORES DE REFERENCIA PARA LA PRESENTE INVENCION

En el resumen se describe la obtención del valor dióptrico del lente corrector: “Un programa informático que *registra datos a partir de la iluminación* recibida por la fotocelda ubicada en el fondo del globo ocular, *éstos datos y los provenientes de los sensores de presión de los lentes de la caja de pruebas*, denominados datos de entrada, se comparan con un valor de referencia conocido, obtenido éste por la correlación de la potencia de la córnea, el cristalino, la longitud axial y los lentes usados de la caja de pruebas.” También la reivindicación 2, aclara que el valor de referencia es un valor dióptrico, no un tamaño o forma o luz reflejada, dice así:“(...) Leer el valor de cada entrada y realizar la sumatoria dióptrica de los lentes (703).Comparar con un valor dióptrico de referencia y definir si coinciden o no (...)”. Se requieren los lentes (703) de la caja de pruebas (700), para realizar la sumatoria dióptrica, comparar con un valor dióptrico de referencia y completar la potencia dióptrica para enfocar la luz en la retina, dichos lentes (703) de la caja de pruebas (700) no están descritos en el documento D1 ni en el documento D2.También la reivindicación 2 que la invención propone, aclara que el valor de referencia es un valor dióptrico, no un tamaño o forma o luz reflejada, ni tampoco se modifica por ondas. En cambio el documento D1 en las reivindicaciones dice que el micro controlador genera una onda que ajusta los lentes”(...) un micro controlador (110) interconectado con dicho procesador (104) para recibir dicho error de refracción en forma de un valor digital, dicho micro controlador (110) compara continuamente el valor digital con el valor instantáneo de su temporizador y **genera entonces una**

forma de onda correspondiente a dicho Error refractivo y- las lentes (111) de los anteojos están conectadas a dicho micro controlador (110), ajustando automáticamente dichas lentes (111) de acuerdo con la forma de onda recibida(...)" y que para calcular el error refractivo dice el estado de la invención lo siguiente:"(...)En el que dicha unidad de calibración comprende además: Un procesador para comparar imágenes capturadas con una imagen de referencia y, a continuación, Determinar el error de refracción(...)"

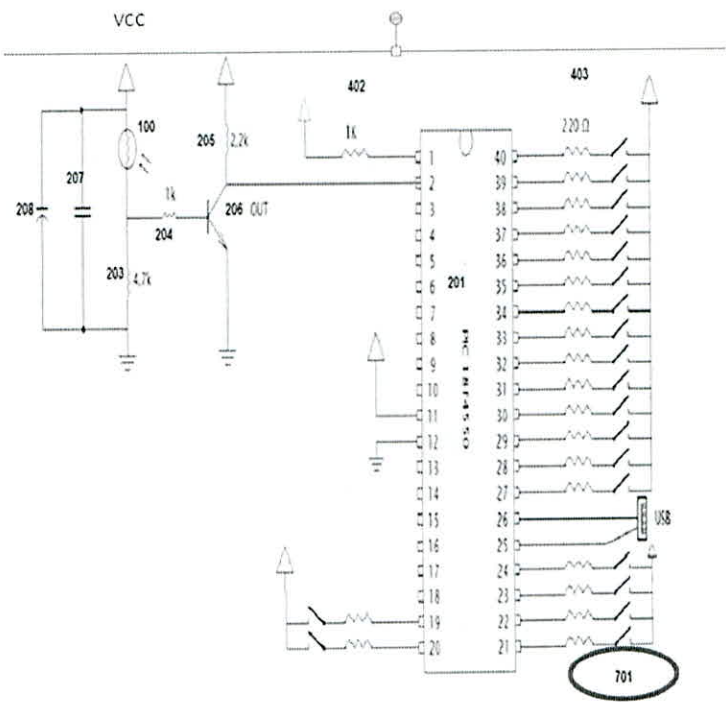
SENSORES DE PRESIÓN

Sensores de presión.	No se menciona	Mediado por los receptores, la energía es transducida de cualquiera de una variedad
		de sensores artificiales (por ejemplo, una cámara, un sensor de presión, desplazamiento, etc.) (Pág. 45, Fl. 89, Párr. 450).

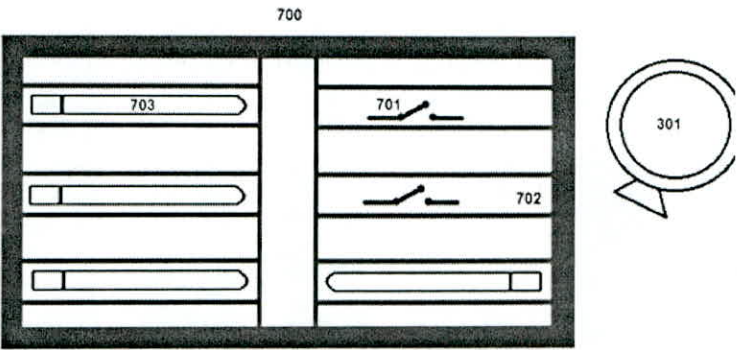
El párrafo 450 de D2 dice: "Mediado por los receptores, la energía transducida de cualquiera de una variedad de sensores artificiales (por ejemplo, cámara, sensor de presión, desplazamiento, etc.) se codifica como trenes de impulsos neuronales. De esta manera, el cerebro es capaz de recrear imágenes "visuales"" Se ve como la energía transducida del sensor de presión se codifica como trenes de impulsos neuronales, mientras en la reivindicación 1 de la invención solicitada, los sensores de presión y microswtich se relacionan directamente con la caja de lentes de prueba (700), así: " (...) el circuito eléctrico tiene microswtchs y sensores de presión en los puestos de los lentes (702) de la caja de lentes de prueba, conectados a la unidad de procesamiento de datos para la sumatoria de la potencia dióptrica(...)"

Por lo que esta característica técnica (sensores de presión en la caja de pruebas debajo de los lentes) no es mencionada ni sugerida en la técnica del documento D2.

Dice la descripción específica: "(...) caja de pruebas (700) de la figura 5, tiene sensores de presión (701) debajo de cada puesto de los lentes (...)" (Ver figura a continuación)

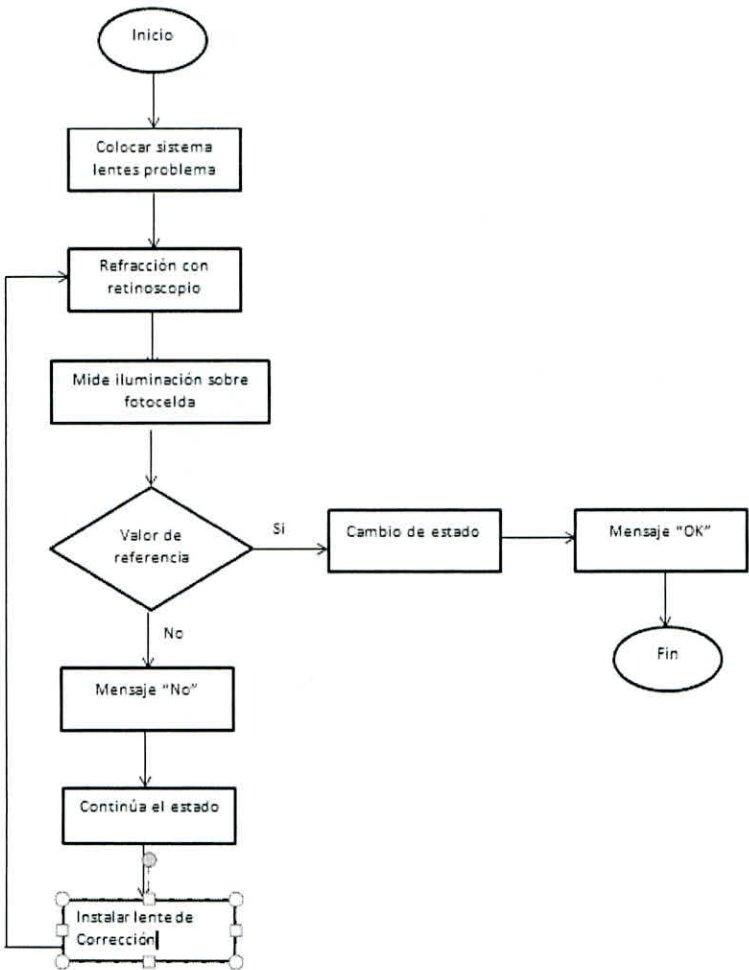


Y también de la descripción detallada de la invención “(...) el programa recibe la información de la intensidad luminosa que envía el sensor de luz (100) de cada refracción y de los sensores ubicados en los puestos de la caja de pruebas del lente seleccionado en cada caso y a partir de esa información habilita el tipo lentes de la caja de pruebas que pueden satisfacer el defecto visual (...)” EN LA FIGURA 5, LOS SENSORES DE PRESIÓN SE ENCUENTRAN EN LA CAJA DE PRUEBAS. Dice: “(...) y de los sensores ubicados en los puestos de la caja de pruebas del lente seleccionado en cada caso (...)”



En la Figura 2, el paso 4 que dice: “Mide iluminación sobre fotocelda” que está directamente relacionado con el último paso: “Instalar lente de corrección”, y a su vez lo retro alimenta, porque el valor dióptrico del lente corrector debe ser probado con la luz del retinoscopio y en el conjunto del sistema de lentes para que la fotocelda detecte la iluminación; como se muestra a continuación:

Figura 2.



PROBLEMA TÉCNICO SEGÚN EL EXAMINADOR:

El examinador afirma que el efecto que logra incluir una fotocelda, un potenciómetro, un microswitch y sensores de presión es poder tomar datos para ser enviados al microcontrolador y sumar la potencia dióptrica, dice: "(...) El efecto que logra el incluir una fotocelda, un potenciómetro, un microswitch y sensores de presión es poder tomar datos para ser enviados al microcontrolador y sumar la potencia dióptrica de los lentes, Por lo tanto, el problema técnico objetivo que pretende resolver esta invención se puede formular así: "¿cómo modificar el sistema conocido en D1 para lograr tomar datos para ser enviados al microcontrolador y sumar la potencia dióptrica de los lentes?(...)"

Sin embargo, el documento D1 dice:" (...) Un microcontrolador interconectado con dicho procesador para recibir dicho error de refracción en forma de un valor digital, dicho microcontrolador para comparar continuamente este valor digital con el valor instantáneo de su temporizador y generar una forma de onda con características adecuadas que corresponden al error de refracción (...)"

Circuito eléctrico constituido por un microcontrolador, tres resistencias, una de ajuste de 4,7 k ohmios, otras fijas, un transistor, dos condensadores uno no polarizado y otro polarizado electrolítico, un potenciómetro, resistencia de 1 k ohmios, resistencias de 220 Ohmios en cada microswitch final de carrera.	Un microcontrolador interconectado con dicho procesador para recibir dicho error de refracción en forma de un valor digital, dicho microcontrolador para comparar continuamente este valor digital con el valor instantáneo de su temporizador y generar una forma de onda con características adecuadas que corresponden al error de refracción (Pág. 4, Fl. 5, Párr. 001). Las resistencias se utilizan para limitar la corriente a través del sistema de hidrogel (Pág. 20, Fl. 21, Párr. 001). El sistema autoajustable, de acuerdo con esta invención, en el que dicho procesador es un procesador de señal digital (DSP) tal como el TMS320C6671 (Pág. 4, Fl. 5, Párr. 002). Es pertinente aclarar que el DSP TMS320C6671 cuenta con resistencias de 1 kΩ y condensadores de bypass⁴. Un transistor NPN se utiliza como	En algunas realizaciones, el microcontrolador comprende un medio (por ejemplo, un switch, un mando, un dimmer, un pulsador, un potenciómetro, etc.) para seleccionar uno o más sensores (por ejemplo, cámaras) de la cadena de sensores. En algunas realizaciones, el dispositivo de sustitución sensorial comprende también un Hub IEEE 1394 (Pág. 92, Fl. 136, Párr. 1059). La resistencia de salida es nominalmente de 1 kΩ, pero es ajustable mediante el cambio de resistencias internas (Pág. 69, Fl. 113, Párr. 802). La salida es capacitivamente
--	--	--

Es decir, el documento D1 ya tiene un microcontrolador para recibir el error de refracción y una unidad de calibración para calcular la cantidad de error de refracción basada en la luz reflejada , la comparación de imágenes y áreas de las mismas y en generar ondas que modifiquen los lentes autiajustables ; por lo que para obtener el resultado que aduce el examinador (lograr tomar datos para ser enviados al micro controlador y sumar la potencia dióptrica de los Lentes), no se requiere una fotocelda, ni sensores de presión, ya que el documento D1 tiene su propio método para calcular el error, el cual como se ha explicado antes, usa luz reflejada, el área de la imagen reflejada luego de pasar por una hendidura y la onda que envía el micro controlador para variar el volumen de los lentes auto sintonizables y ajustar la lentes a la potencia óptica deseada; además la fotocelda del documento D2 , como también explicó antes, se encuentra debajo de la piel o como dice el párrafo 1059, incluso puede ser intra oral para proporcionar información visual: "[1059] Se generó un dispositivo de sustitución sensorial para proporcionar información visual a individuos ciegos y de baja visión(...)" es decir, no se relaciona con errores refractivos, ni con un

sistema de lentes, en cambio la fotocelda del documento 164150 si se relaciona con la neutralización de defectos refractivos y con lentes, siendo el efecto técnico que produce el sistema de lentes 301,302,303 y la fotocelda, el de enfocar o dar convergencia a los rayos de luz provenientes del retinoscopio para que la luz enfoque en la fotocelda, el documento D2 no se refiere a esos lentes ni hace referencia a luz refractada, ello es de suma importancia ya que en el documento 16004150 la mayor convergencia define la mayor iluminación sobre la fotocelda y esa la da precisamente el lente corrector Rx. Todo ello se diferencia del documento D2 y D1, como también dice en su reivindicación 11 el documento D1 dice :“(...)11. Un método para sintonizar la potencia óptica de una unidad de gafas de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, comprende las etapas de: llevar dicha **unidad de calibración** sobre el ojo del usuario para tomar la imagen de una fuente puntual virtual en la retina del usuario, adquirir una imagen en la matriz CCD iluminando la trayectoria óptica excluyendo el ojo del usuario con fuente LED / LD y almacenando dicha imagen como una imagen de referencia en el DSP (Digital Signal Processor), iluminación de la retina del usuario por la fuente de punto fuente LED / fuente LD, control de la intensidad y duración de la luz incidente en la retina mediante el control de LED / controlador LD utilizando DSP, capturar la imagen de la fuente puntual de la retina mediante una matriz CCD, adquisición de la imagen de la matriz CCD por el DSP a través de la interfaz CCD, **comparar la imagen con la imagen de referencia almacenada, procesar la imagen para calcular el error refractivo** por el DSP, convertir el error de refracción en un valor digital, por el DSP, que corresponde a la cantidad de corrección de potencia óptica requerida en la unidad de gafas, enviar el valor digital del DSP **al microcontrolador** a través de la conexión eléctrica, **generar una forma de onda correspondiente al valor digital por el microcontrolador**, y **aplicar la forma de onda** a la lente de respuesta eléctrica dispuesta en la unidad de gafas **para ajustar la lente a la potencia óptica deseada**. Como se ve, todo esto es muy distinto al dispositivo que propone la invención, que consiste en una fotocelda que recibe la iluminación por refracción de lentes convergentes y que tiene como referencia para neutralizar un defecto refractivo, la iluminación detectada por dicha fotocelda y los valores dióptricos del sistema de lentes (de volumen fijo).

También dice en el statement of invention el documento D1: “(...) 1. Un sistema para calcular un error de refracción que comprende: Una fuente de luz (R1) para luz intermitente en la retina, Un divisor de haz (R2) situado en la trayectoria óptica de la fuente de luz (R1) para proyectar la Incidente en la retina **y permitiendo que el haz reflejado alcance la matriz CCD**, Una matriz (RCD) de dispositivo acoplado de carga (CCD) colocada en la proximidad del divisor de haz (R2) para capturar la imagen reflejada desde la retina, y Una pantalla ranurada (R4) de ranura predeterminada dispuesta entre el conjunto CCD (R3) y la viga Divisor (R2), dicha pantalla de hendidura está configurada para pasar la luz reflejada de una longitud de onda particular y En ángulos particulares para estimar el error de refracción.(...)” Y nuevamente en la reivindicación 1: “(...) RECLAMAMOS 1. Un sistema auto-sintonizable para la corrección del error de refracción que comprende: **unidad de calibración (101) para calcular la cantidad de error de refracción, un sistema de lente sintonizable (102) conectado eléctricamente a dicha unidad de calibración (101)** para recibir dicho error de refracción calculado, En el que dicha unidad de calibración comprende además:- un procesador (104) para comparar imágenes capturadas con una imagen de referencia y, a continuación, determinar el error de refracción, una fuente de luz (105, 106) conectada a dicho procesador para encender la luz sobre la retina, un conjunto de enfoque óptico (107) para enfocar el haz de luz incidente, un dispositivo acoplado de carga (CCD) (108, 109) configurado para capturar la imagen de una fuente puntual virtual en la retina y enviar la imagen capturada a dicho procesador (104), dicho procesador (104) **compara la imagen capturada con la memoria almacenada Referencia** y determina el error de refracción, En el que dicho sistema de lente sintonizable (102) comprende además un micro controlador (110) interconectado con dicho procesador (104) para recibir dicho error de refracción en forma de un valor digital, **dicho micro controlador (110) compara continuamente el valor digital con el valor instantáneo de su temporizador y genera entonces una forma de onda correspondiente a dicho Error refractivo y**

las lentes (111) de los anteojos están conectadas a **dicho micro controlador (110)**, ajustando automáticamente dichas lentes (111) de acuerdo con la forma de onda recibida.(...)"

Tomando de la Guía, el ítem 2.13 Nivel inventivo

"(...) no basta con la existencia de los elementos de manera aislada o individualmente considerados para concluir la falta de nivel inventivo, sino que ellos en su totalidad e integridad enseñen de manera evidente la manera de a la solución al problema técnico(...)"

2.13.5.1. Método "problema solución" "(...)Esta etapa consiste en responder a la pregunta de si en el estado de la técnica en su conjunto hay un segundo documento que contiene una enseñanza que indicaría (no sólo que podría indicar, sino que indicaría) a la persona normalmente versada en la materia, enfrentada al problema técnico, cómo modificar o adaptar el estado de la técnica más cercano para resolver el problema, de la forma reivindicada, sin realizar actividad inventiva" También dice la Guía: ***"(...) Definir el efecto técnico causado y atribuible al elemento diferencial. El análisis debe focalizarse en la diferencia y debe extraerse el efecto causado por y directamente atribuible a ella (...)"***

En el documento D1 la forma de calcular el defecto de refracción se basa en la luz reflejada procedente de la retina del usuario, en cambio la reivindicación 1 se basa en otro principio, el de la refracción de la luz al interior del globo ocular, por lo que la invención propone de manera sorprendente otra forma para verificar el lente corrector para un error de refracción, esta vez basado en la iluminación de la fotocelda como consecuencia de la refracción de la luz por los medios transparentes del globo ocular y en el poder dióptrico del sistema de lentes (301,302,303)

Además dice la Guía 2.13.6 Consideraciones a tener en cuenta para el examen de nivel inventivo.

"(...) 2.13.6.1 Combinación de documentos

A diferencia del examen de novedad, en el examen de nivel inventivo se pueden combinar dos documentos del estado de la técnica, ó diferentes ejemplos de realización ó partes de un mismo documento, **pero sólo si tal combinación fuese obvia** para la persona del oficio normalmente versada en la materia técnica correspondiente (...)"

Cita el examinador: "En algunas realizaciones, el microcontrolador comprende un medio (por ejemplo, un switch, un mando, un dimmer, un pulsador, un potenciómetro, etc.) para seleccionar uno o más sensores (por ejemplo, cámaras) de la cadena desensores. En algunas realizaciones, el dispositivo de sustitución sensorial comprende también un Hub IEEE 1394 (Pág. 92, Fl. 136, Párr. 1059)."

Sólo dice que el switch o el potenciómetro son para seleccionar uno o más sensores, no existe en este documento la caja de lentes de pruebas, que contenga sensores de presión, ni se sugiere una relación con ella, ni que dichos sensores sirvan de referencia para corregir errores refractivos.