

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 718 103**

51 Int. Cl.:

<b>A61N 1/36</b>	(2006.01)
<b>A61F 9/08</b>	(2006.01)
<b>G06K 9/46</b>	(2006.01)
<b>G09B 21/00</b>	(2006.01)
<b>G06F 19/00</b>	(2008.01)
<b>G06N 3/04</b>	(2006.01)
<b>A61N 1/05</b>	(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **11.05.2012 PCT/FR2012/051052**
- 87 Fecha y número de publicación internacional: **15.11.2012 WO12153073**
- 96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **11.05.2012 E 12728663 (1)**
- 97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **06.03.2019 EP 2707093**

54 Título: **Procedimiento y dispositivo de control de un dispositivo de ayuda a la visión**

30 Prioridad:

**12.05.2011 FR 1154116**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**27.06.2019**

73 Titular/es:

**CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE  
SCIENTIFIQUE (C.N.R.S.) (50.0%)  
3 rue Michel-Ange  
75794 Paris Cedex 16, FR y  
SORBONNE UNIVERSITE (50.0%)**

72 Inventor/es:

**LORACH, HENRI;  
BENOSMAN, RYAD;  
SAHEL, JOSÉ y  
PICAUD, SERGE**

74 Agente/Representante:

**VEIGA SERRANO, Mikel**

ES 2 718 103 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

## DESCRIPCIÓN

Procedimiento y dispositivo de control de un dispositivo de ayuda a la visión

5 **Sector de la técnica**

La presente invención se refiere al campo de los dispositivos de ayuda a la visión y más particularmente a la forma de controlar unas prótesis u órtesis para proporcionar informaciones visuales a las personas que las llevan.

10 **Estado de la técnica**

La rehabilitación de la vista mediante prótesis visuales se dirige a estimular unas neuronas a lo largo del camino visual entre la retina y el cerebro, para evocar una percepción significativa en las personas ciegas. El implante de una prótesis visual está destinado a situarse en la proximidad de células nerviosas y a aplicar un campo eléctrico modulado espacial y temporalmente. El campo eléctrico se aplica localmente en las zonas de píxel organizadas en matriz. Induce unos potenciales eléctricos sobre las membranas de las neuronas que reciben su influencia. Pueden así estimularse unas células aún funcionales de la retina o del córtex visual aunque los fotorreceptores u otras células de la retina no sean ya funcionales.

Estos planteamientos existentes toman como objetivo diferentes emplazamientos del sistema visual. Los implantes subretinianos estimulan unas células bipolares de la retina, mientras que los implantes epirretinianos estimulan unas células ganglionares que están conectadas al cerebro por medio del nervio óptico. En estas dos estrategias, se busca utilizar las células restantes de la retina después de la degeneración de las células fotorreceptoras. Otro planteamiento utiliza unos implantes corticales que estimulan directamente el córtex visual y pueden por tanto utilizarse incluyendo el caso en el que el nervio óptico está dañado. Estas tres estrategias se han ensayado en unos ensayos clínicos y han mostrado que pueden evocar unos fosfenos y permitir el reconocimiento de formas e incluso en ciertos casos el reconocimiento de letras.

Las órtesis tienen como objetivo presentar informaciones visuales preprocesadas y por tanto simplificadas en unas zonas de la retina aún funcionales para aportar unas informaciones visuales faltantes. Estas informaciones pueden faltar porque están en relación con un escotoma o son inaccesibles normalmente debido a su complejidad, su tamaño o su contraste (visión aumentada).

Los dispositivos de ayuda a la visión (prótesis u órtesis) se alimentan con unas señales obtenidas tratando aquellas proporcionadas por los sistemas de adquisición de luz. Estas estrategias clásicas consisten en efectuar una adquisición luminosa en la forma de imágenes o de tramas de vídeo regularmente espaciadas en el tiempo. Este método de muestreo, utilizado por ejemplo en el documento US 2010/0067825 A1, suscita varias dificultades.

Un tratamiento de la imagen frecuentemente pesado, como la extracción del relieve o la extracción de los contornos, se aplica a las imágenes con el fin de definir un esquema de activación del dispositivo de ayuda a la visión. En la actualidad, las diferentes estrategias de estimulación elegidas no han dado resultados satisfactorios. Los límites de este método provienen de la reducida dinámica del captador que proporciona como máximo una imagen cada 33 ms. Por otra parte, la implementación de cámaras de acoplamiento de carga (CCD, "charge-coupled device") más rápidas es incompatible con la complejidad de los algoritmos de tratamiento de imagen y no son convenientes para un sistema portátil.

La reproducción de las características dinámicas del sistema visual requiere en efecto unos tiempos de respuesta muy cortos. Se ha demostrado en mamíferos que el cerebro consigue extraer ciertas características del campo visual con unos retardos de algunas decenas de milisegundos solamente. El retardo de tratamiento imputable a la retina es del orden de 50 ms. Cuando se efectúa un muestreo imagen por imagen, es necesario acumular algunas imágenes para observar unos gradientes temporales portadores de información. El tiempo de 50 ms para la modelización de la retina ya se ha sobrepasado si se acumulan dos imágenes a 40 Hz. Por consiguiente, una extracción de características precisa y en tiempo real para la retina necesita teóricamente una frecuencia de muestreo superior a 60 Hz para calcular unas derivadas temporales de segundo orden, tratar la señal y extraer características.

Además, los estímulos elementales deben situarse en el tiempo con una precisión de algunos milisegundos debido a la dinámica muy rápida de la cadena de tratamiento de las informaciones visuales (véase "Rapid Neural Coding in the Retina with Relative Spike Latencies", T. Gollisch, et al., Science, Vol. 319, febrero de 2008, págs. 1108-1111). Esta exigencia no puede cumplirse más que con los sistemas de adquisición de imagen por imagen que tienen frecuencias de muestreo realistas. Las siguientes publicaciones representan igualmente el estado de la técnica en el campo de los dispositivos de ayuda a la visión:

- Acosta-Jiménez et al.: "AER Building Blocks for Multi-Layer Multi-Chip Neuromorphic Vision Systems", Neural Information Processing Systems, diciembre de 2005, URL: <http://www.ini.ethz.ch/~tobi/caviar/caviarPosterNIPS2005.pdf>
- R. Serrano-Gotarredona et al.: "AER Building Blocks for Multi-Layer Multi-Chip Neuromorphic Vision Systems",

Advances in neural information processing systems 18, 2005, URL:<https://papers.nips.cc/paper/2889-aer-building-blocks-for-multi-layer-multi-chip-neuromorphic-vision-systems.pdf>

5 Existe por tanto una necesidad de unas técnicas que permitan controlar de manera apropiada unos dispositivos de ayuda a la visión.

**Objeto de la invención**

10 Se propone un dispositivo de tratamiento de señales para el control de un dispositivo de ayuda a la visión tal como se define por la reivindicación 1. Las reivindicaciones dependientes definen unos modos de realización de la presente invención.

15 Los aspectos, modos de realización, ejemplos o procedimientos descritos en la presente descripción que no están cubiertos por las reivindicaciones no forman parte de la invención.

20 La utilización de señales asíncronas para construir las señales de control del dispositivo de ayuda a la visión presenta numerosas ventajas. Estas señales no se muestrean en el tiempo según una frecuencia de reloj predefinida, como el reloj de las tramas en una señal de vídeo clásica. Proporcionan lo que se llama una representación dirección-evento (AER, "address-event representation") de una escena a visualizar. A cada píxel corresponde una secuencia de señales basada en el evento ("event-based"), es decir dependientes de las variaciones de intensidad luminosa correspondientes a este píxel. En un ejemplo de realización, la secuencia de la señal asíncrona basada en el evento para un píxel incluye una secuencia de impulsos positivos o negativos situados en el tiempo en función de las variaciones de la luz relativa al píxel. Este tipo de adquisición permite reproducir el modo de adquisición luminosa continua de los fotorreceptores de la retina. Aprovecha el elevado grado de redundancia temporal en el campo de visión. De ese modo:

- no hay necesidad de repetir en el tiempo los niveles luminosos sustancialmente constantes vistos por la mayoría de los píxeles, como lo hace una cámara clásica que tiene una frecuencia de tramas dada;
- 30 - se tiene la capacidad de darse cuenta con rapidez y precisión del posicionamiento en el tiempo de variaciones luminosas locales, sin estar limitado por un periodo inter-tramas.

35 Las secuencias de señales asíncronas sufren una transformación en el espacio y el tiempo para proporcionar las informaciones útiles para las órtesis o las prótesis visuales. Pueden adoptarse varios planteamientos para esta transformación. En general, será necesario adaptar el control, y por tanto los parámetros de la transformación de la señal, a las necesidades del portador.

Un planteamiento posible se basa sobre el modelo de comportamiento de los diferentes tipos de células de la retina.

40 La transformación de la señal de entrada para generar las señales de control puede incluir principalmente:

- obtener una primera señal resultante de dos operaciones de filtrado espacial con núcleos de filtrado de tamaños diferentes, del cálculo de la diferencia entre los resultados de las dos operaciones de filtrado espacial y de una operación de filtrado temporal de la diferencia; y
- 45 - obtener una segunda señal de valor nulo si la primera señal tiene un valor de un signo determinado e incluso del mismo valor absoluto de la primera señal si no.

50 Los núcleos de filtrado de tamaños diferentes pueden ser vistos como que tienen en cuenta el comportamiento de los fotorreceptores de la retina por un lado y de las células horizontales por otro lado, teniendo típicamente estas últimas un radio de interacción mayor que el de los fotorreceptores. La segunda señal que reproduce la parte positiva o negativa de la primera señal puede ser vista como aquella generada por una célula bipolar. La polaridad de la diferencia calculada permite distinguir unas células bipolares 'ON' y unas células bipolares 'OFF'. Diferentes juegos de parámetros de filtrado espacial y/o temporal permiten además distinguir los comportamientos de células bipolares de diferentes tipos, dado que se sabe que existen al menos diez tipos diferentes de células bipolares.

55 Este tipo de transformación puede convenir para unas prótesis visuales en posición subretiniana, generándose entonces las señales de control aplicadas a la prótesis visual a partir de la segunda señal. Puede convenir igualmente para una órtesis que incluye una matriz de elementos foto-emisores.

60 Es posible igualmente proseguir la transformación más allá de la obtención de las segundas señales arriba mencionadas. En una realización, se obtienen al menos una primera señal de excitación y una primera señal de inhibición con unas constantes de tiempo respectivas para la operación de filtrado temporal de la diferencia, posteriormente se obtiene respectivamente al menos una segunda señal de excitación y una segunda señal de inhibición a partir de las primeras señales de excitación y de inhibición. Los canales excitadores e inhibidores así simulados corresponden a unas células bipolares que pueden proporcionar la entrada excitadora de una célula

ganglionar y su entrada inhibitoria por medio de células amacrinas. La transformación de la señal de entrada para generar las señales de control incluye entonces, después de la obtención de estas segundas señales:

- 5
- obtener una tercera señal resultante de una operación de filtrado espacial de la diferencia entre la segunda señal de excitación y una componente de inhibición derivada de la segunda señal de inhibición; y
  - cuando la tercera señal para una zona de píxel dada de un dispositivo de ayuda a la visión sobrepasa un valor de umbral determinado, insertar un impulso en la señal de control destinada a dicha zona de píxel y reponer a cero la tercera señal para dicha zona de píxel.

10 En el modelo, la derivación de la componente de inhibición a partir de la segunda señal de inhibición es imputable a unas células amacrinas y puede comprender la aplicación de un retardo predeterminado y una operación de filtrado espacial.

15 Una señal de control generada a partir de una tercera señal obtenida de esta manera puede, para ciertos pacientes, ser conveniente para una prótesis visual implantada en posición epi-retiniana o cortical o sobre el cuerpo geniculado lateral.

20 Una posibilidad interesante, que permite reproducir el comportamiento de una célula ganglionar sensible a la dirección, es utilizar un núcleo de filtrado excéntrico en la operación de filtrado espacial que interviene en la derivación de la componente de inhibición. El desfase espacial del núcleo de filtrado, combinado con el retardo inducido por las células amacrinas, da lugar a una sensibilidad de la respuesta a la dirección de movimiento de los estímulos.

25 Ciertas células ganglionares pueden excitarse de manera combinada a partir de células bipolares de tipos diferentes. Como información, se pueden obtener unas segundas señales de excitación y de inhibición por un lado para un primer canal y por otro lado para un segundo canal con unas operaciones de filtrado temporal de constantes de tiempo respectivas. La transformación de la señal de entrada para generar las señales de control incluye entonces, después de la obtención de estas segundas señales:

- 30
- obtener una tercera señal resultante de una operación de filtrado espacial de la diferencia entre una combinación lineal de las segundas señales de excitación para el primer y segundo canales y una componente de inhibición derivada de las segundas señales de inhibición para el primer y segundo canales; y
  - cuando la tercera señal para una zona de píxel dada de la prótesis visual sobrepasa un valor de umbral determinado, insertar un impulso en la señal de control destinada a esta zona de píxel y reponer a cero la tercera señal para la zona de píxel.
- 35

40 En el modelo, la derivación de la componente de inhibición a partir de las segundas señales de inhibición es imputable a unas células amacrinas de un tipo diferente al mencionado anteriormente, y puede comprender la aplicación de retardos respectivos a las segundas señales de inhibición para el primer y segundo canales, una operación de filtrado espacial de las segundas señales de inhibición retardadas y el cálculo de una combinación lineal de las segundas señales de inhibición retardadas y filtradas.

45 Una señal de control generada a partir de una tercera señal obtenida de esta manera puede, para ciertos pacientes, ser conveniente para una prótesis visual implantada en posición epi-retiniana o cortical o sobre el cuerpo geniculado lateral. Puede convenir igualmente para una órtesis que incluye una matriz de elementos foto-emisores.

50 Unos modelos diferentes, más o menos basados en el conocido comportamiento de las células nerviosas, pueden servir de referencia para la puesta a punto de la transformación particular que se aplicará a las señales de control de la prótesis de un paciente dado. Podrán implementarse unos ensayos psico-físicos para mantener finalmente la transformación más apropiada a una persona dada.

55 Se puede plantear también poner a punto esta transformación sin referencia a un modelo fenomenológico, por ejemplo utilizando una red de neuronas artificiales.

### Descripción de las figuras

60 Surgirán otras particularidades y ventajas de la presente invención en la descripción realizada a continuación de ejemplos de realización no limitativos, con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

- 65
- la figura 1 es un esquema sinóptico de un ejemplo de equipamiento de estimulación del sistema visual de un paciente que sufre una deficiencia de la vista;
  - la figura 2A es un diagrama que muestra un ejemplo de perfil de intensidad luminosa a la altura de un píxel de un captador asíncrono;

- la figura 2B muestra un ejemplo de señal proporcionada por el captador asíncrono en respuesta al perfil de intensidad de la figura 2A;
- la figura 2C ilustra la reconstrucción del perfil de intensidad a partir de la señal de la figura 2B;
- las figuras 3A-B son unos diagramas análogos a los de las figuras 2A-B que ilustran un modo de adquisición luminosa utilizable en otro ejemplo de realización del procedimiento;
- la figura 4 es una representación esquemática de diferentes categorías de células nerviosas de la retina;
- la figura 5 es un esquema que ilustra unas respuestas de varios tipos celulares de la retina según un modelo; y
- las figuras 6 a 9 son esquemas que indican unos tratamientos utilizables en varios ejemplos de realización del procedimiento.

### Descripción detallada de la invención

El papel de la retina es codificar el flujo luminoso que recibe en una secuencia de potenciales de acción transmitida al cerebro por medio del nervio óptico. La cascada de la foto-transducción así como las interacciones entre diferentes tipos celulares en el seno de la retina implican un esquema complejo de activación de las células ganglionares. De este modo, unas estimaciones predicen algunas decenas de tipos de respuestas de las células ganglionares en función de su morfología y de su fisiología.

A pesar de esta variedad de los tipos de respuestas observados, se ha demostrado que una precisión temporal del orden de algunos milisegundos en la secuencia de potenciales de acción es esencial para una buena interpretación de esta información por parte del cerebro. Es útil intentar reproducir fielmente la dinámica de las células de la retina cuando se concibe un tratamiento prostético de la ceguera. El principio del tratamiento es la estimulación eléctrica de las células de la retina en los casos de enfermedades degenerativas de los fotorreceptores.

El equipo utilizado (figura 1) incluye, en esta aplicación, un aparato de adquisición de luz 10 que tiene una agrupación de elementos fotosensibles organizados en una matriz de píxeles y una prótesis 20 instalada por ejemplo sobre la retina. Se puede concebir igualmente una implantación cortical de la prótesis 20. Una unidad de tratamiento 30 transforma la señal de entrada  $f$  procedente del aparato de adquisición de luz 10 en un conjunto de señales de control  $S$  destinadas a las zonas de píxel respectivas de la prótesis 20. Para aplicar estas señales de control  $S$  a la prótesis 20, se convierten en unos potenciales eléctricos analógicos mediante una unidad de control 40 que transmite estos potenciales a los electrodos de la prótesis.

A título de ejemplo, la prótesis 20 puede ser del tipo descrito en la solicitud de patente FR 10 53381 presentada el 30 de abril de 2010. Sus zonas de píxel incluyen cada una un par de electrodos para la aplicación local de una diferencia de potencial que estimula las células nerviosas sometidas al campo eléctrico así inducido. Uno de los dos electrodos puede pertenecer a un plano de masa común a una parte al menos de las zonas de píxel. Las zonas de píxel de la prótesis 20 tienen una densidad espacial que no tiene necesidad de corresponder con la resolución espacial de la matriz de píxeles del aparato de adquisición de luz 10.

La unidad de tratamiento 30 que proporciona las señales de control  $S$  funciona sobre unas señales digitales. Puede implementarse por programación de un procesador apropiado. En la práctica, se podrá preferir para una industrialización del equipo una implementación material de la unidad de tratamiento de señal 30 con la ayuda de circuitos lógicos especiales.

Para cada píxel de la matriz, el aparato 10 genera una secuencia de señal asíncrona basada en el evento a partir de las variaciones de luz experimentadas por el píxel en la escena que aparece en el campo de visión del aparato. Este tipo de aparato fotosensible asíncrono permite aproximar la respuesta fisiológica de la retina y por tanto producir un esquema de control apropiado. Se le designa en lo que sigue por el acrónimo DVS: "Dynamic Vision Sensor" (captador de visión dinámico).

El principio de adquisición por este captador asíncrono se ilustra por las figuras 2A-C. La información consiste en una sucesión de tiempos  $t_k$  ( $k = 0, 1, 2, \dots$ ) en los que se alcanza un umbral de activación  $Q$ . La figura 2A muestra un ejemplo de perfil de intensidad luminosa  $P1$  visto por un píxel de la matriz del DVS. Cada vez que esta intensidad aumenta en una cantidad igual al umbral de activación  $Q$  a partir de que era en el tiempo  $t_k$ , se identifica un nuevo instante  $t_{k+1}$  y se emite una raya positiva (nivel +1 en la figura 2B) en este instante  $t_{k+1}$ . Simétricamente, cada vez que la intensidad del píxel disminuye en la cantidad  $Q$  a partir de que era en el tiempo  $t_k$ , se identifica un nuevo instante  $t_{k+1}$  y se emite una raya negativa (nivel -1 en la figura 2B) en este instante  $t_{k+1}$ . La secuencia de señal asíncrona para el píxel consiste entonces en una sucesión de impulsos o rayas positivas o negativas situadas en el tiempo en los instantes  $t_k$  dependiendo del perfil luminoso para el píxel. Estas rayas pueden representarse matemáticamente por unos picos de Dirac positivos o negativos y caracterizados cada uno por un instante de emisión  $t_k$  y un bit de signo. La salida del DVS 10 está así bajo la forma de una representación dirección-evento (AER). La figura 2C muestra el perfil

de intensidad P2 que se es capaz de reconstruir como una aproximación del perfil P1 por integración en el tiempo de la señal asíncrona de la figura 2B.

5 El umbral de activación Q puede ser fijo, como en el caso de las figuras 2A-C, o adaptativo en función de la intensidad luminosa, como en el caso de las figuras 3A-B. Por ejemplo, el umbral  $\pm Q$  puede compararse con las variaciones del logaritmo de la intensidad luminosa para la generación de un evento  $\pm 1$ .

10 A título de ejemplo, el DVS 10 puede ser del género descrito en "A 128 x 128 120 dB 15  $\mu$ s Latency Asynchronous Temporal Contrast Vision Sensor", P. Lichtsteiner, et al., IEEE Journal of Solid-State Circuits, Vol. 43, N.º 2, febrero de 2008, págs. 566-576, o en la solicitud de patente US 2008/0135731 A1.

La dinámica de la retina (duración mínima entre los potenciales de acción) del orden de algunos milisegundos puede reproducirse convenientemente con un DVS de este tipo. El rendimiento en dinámica es en todo caso ampliamente superior al que se puede alcanzar con una cámara de vídeo clásica que tenga una frecuencia de muestreo realista.

15 Se ha de observar que la forma de la señal asíncrona proporcionada para un píxel por el DVS 10, que constituye la señal de entrada de la unidad de tratamiento 30, puede ser diferente de una sucesión de picos de Dirac, pudiendo tener los eventos representados una anchura temporal o una amplitud o una forma de onda cualquiera en esta señal asíncrona basada en eventos.

20 Por otra parte, la señal de entrada no es obligatoriamente procedente de un aparato de detección de luz. Puede ser también una señal AER sintetizada.

25 Con el fin de estimular eficazmente unas células de la retina, conviene no solamente tener una dinámica de adquisición suficiente sino igualmente ser capaz de tratar la señal de adquisición de manera pertinente. Cada tipo de célula del sistema visual posee su propio esquema de activación. A título de ejemplo, ciertas células ganglionares responden preferentemente a una orientación dada, a un movimiento o a un contraste. Estas propiedades emergen de la conectividad de la red retiniana. En el caso de las prótesis epirretinianas, conviene reproducir esta conectividad con el fin de obtener unos tiempos de estimulación pertinentes.

30 Un planteamiento es generar una red de neuronas artificial a partir de datos fisiológicos, para unir la actividad de cada tipo de célula ganglionar con la señal del DVS. La señal procedente de los diferentes píxeles del DVS se introduce en una red de neuronas que integra las entradas para suministrar una predicción de la actividad de la célula ganglionar. Con ayuda de algoritmos conocidos, los pesos que intervienen en las conexiones de la red artificial se ajustan hasta la convergencia de la predicción hacia una actividad real medida. La precisión temporal obtenida gracias a este principio de adquisición y de filtrado permite producir una estimulación asíncrona de la retina apropiada desde el punto de vista fisiológico.

35 Otros planteamientos es hacer referencia a un modelo de comportamiento de las células nerviosas de la retina en la concepción del tratamiento de la señal efectuada por la unidad 30.

40 El modelo puede basarse en una estructura general de la retina tal como la representada esquemáticamente en la figura 4. En este modelo, se efectúan unas convoluciones espaciales y/o temporales en cada nivel celular. Las células bipolares (BC, "bipolar cells") efectúan una transducción no lineal ya sea de la parte positiva o ya sea de la parte negativa de la señal procedente de los fotorreceptores (PR) después de la inhibición retardada por parte de las células horizontales

45 (HC, "horizontal cells"). Ciertas células bipolares activan unos canales 'ON' en respuesta a unos estímulos positivos, mientras que otras activan unos canales 'OFF' en respuesta a unos estímulos negativos. Las células amacrinas (AC, "amacrine cells") pueden introducir unas interacciones entre los canales 'ON' y/o 'OFF' con una inhibición retardada. Esta inhibición puede igualmente introducir unos gradientes espaciales en el caso de una inhibición desplazada. Las células ganglionares (GC, "ganglion cells") reciben una excitación procedente de las células bipolares de los canales 'ON' y/o 'OFF' y una inhibición procedente de las células amacrinas y se comportan como unas neuronas que efectúan una integración de fugas y una emisión de potenciales de acción ("spikes") hacia el nervio óptico N.

50 Estos tratamientos se resumen en la figura 5. Se puede considerar que un tipo celular efectúa una convolución de una señal de entrada  $V = V(x, y, t)$  con la ayuda de un núcleo de convolución  $h = h(x, y, t)$  que tiene una componente espacial, por ejemplo de forma gaussiana con una separación tipo que representa un radio r de interacción de las células, y una componente temporal con una constante de tiempo  $\tau$ . Una forma posible del núcleo de convolución es así:

60

$$h(x, y, t) = \frac{t-D}{\tau^2} \cdot \exp\left[-\frac{t-D}{\tau}\right] \cdot \frac{1}{2\pi r^2} \cdot \exp\left[-\frac{(x-x_0)^2 + (y-y_0)^2}{2r^2}\right] \quad (1)$$

en la que: x, y designan las posiciones a lo largo de las dos direcciones espaciales;

t designa el tiempo;

D designa un parámetro de retardo que puede participar ( $D \neq 0$ ) para algunos tipos de células, en particular unas células amacrinas;

5  $x_0, y_0$  designan unos parámetros de desplazamiento espacial que pueden participar ( $x_0 \neq 0$  y/o  $y_0 \neq 0$ ) para algunos tipos de células, en particular unas células amacrinas.

En la figura 5, la primera línea representa la secuencia de impulsos positivos y negativos que constituyen la señal  $f = f(x, y, t)$  procedente del DVS 10 para un píxel de posición  $(x, y)$  en la matriz de entrada. El tratamiento por los fotorreceptores consiste en la aplicación del núcleo de convolución  $h^{PR}$  a la señal de entrada  $f$ . El tratamiento por las células horizontales consiste en la aplicación del núcleo de convolución  $h^{HC}$  a la señal  $V^{PR}$  procedente de los fotorreceptores para formar una señal  $V^{HC}$ . Las células bipolares aplican el núcleo de convolución  $h^{BC}$  a la diferencia ( $V^{PR} - V^{HC}$ ) para formar una señal  $V^{BC}$  cuya única parte positiva se conserva en el caso de un canal 'ON' ( $V^{ON} = \max\{0, V^{BC}\}$ ) y solo se conserva la parte negativa en el caso de un canal 'OFF' ( $V^{OFF} = \max\{0, -V^{BC}\}$ ). Los núcleos  $h^{PR}$ ,  $h^{HC}$ ,  $h^{BC}$  tienen unos parámetros  $\tau, r$  diferenciados. Para diferentes tipos de células bipolares a modelizar, se prevén diferentes juegos de parámetros  $\tau, r$  cuyos valores pueden determinarse por separado.

Teniendo en cuenta la linealidad de las operaciones efectuadas hasta la modelización de las células bipolares, es posible, en el ejemplo representado en la figura 6, no efectuar más que unas convoluciones espaciales 50, 51 en virtud de los fotorreceptores y de las células horizontales (núcleos  $h^{PR}$ ,  $h^{HC}$  que tienen unos radios de interacción  $r^{PR}$ ,  $r^{HC}$ ) y una convolución simplemente temporal 54 o 55 en virtud de un tipo de células bipolares (núcleos  $h^{BC}$  que tienen unas constantes de tiempo  $\tau^{exc}$  para una célula excitadora y  $\tau^{inh}$  para una célula inhibidora.). En este modelo, los radios  $r^{PR}$ ,  $r^{HC}$  pueden tener en cuenta integraciones espaciales que, en realidad, se reparten a lo largo de la cadena que incluye los tres tipos celulares. Asimismo, las constantes de tiempo  $\tau^{exc}$ ,  $\tau^{inh}$  pueden tener en cuenta integraciones temporales que, en realidad, se reparten a lo largo de la cadena que incluye los tres tipos celulares, incluso además de las células amacrinas y de las células ganglionares. En la figura 6, el restador 53 calcula la diferencia entre las señales  $V^{PR}$  y  $V^{HC}$  para que estén temporalmente filtradas y los elementos 56, 57 conservan la parte positiva de la señal  $V^{BC}$  para suministrar la salida simulada excitadora o inhibidora,  $V^{ON} = V_{ON}^{exc}$  o  $V_{ON}^{inh}$  de una célula bipolar 'ON'.

La figura 6 muestra igualmente un ejemplo de modelización del comportamiento de las células amacrinas y de las células ganglionares. En este ejemplo, la capa de las células amacrinas recibe la señal inhibidora  $V_{ON}^{inh}$  procedente de una célula bipolar 'ON', el retardo de un tiempo D (unidad de retardo 59), y el filtro espacialmente con un núcleo de convolución 60 de radio  $r^{AC}$  (por ejemplo un núcleo centrado, es decir con  $x_0 = y_0 = 0$ ). La señal resultante es una componente de inhibición  $V^{AC}$  dirigida a la capa de células ganglionares con la señal excitadora  $V_{ON}^{exc}$  procedente de una célula bipolar que, en el ejemplo de la figura 6, es igualmente una célula 'ON'. La capa de células ganglionares de un tipo dado se modeliza mediante un multiplicador 62 que pondera la composición de inhibición  $V^{AC}$  mediante un coeficiente  $\alpha$ , un restador 63 que suprime la componente de inhibición ponderada  $\alpha \cdot V^{AC}$  de la señal de excitación  $V_{ON}^{exc}$  un filtro 64 que aplica el núcleo de convolución  $h^{GC}$ , que se limita en este caso a un núcleo espacial de radio  $r^{GC}$  y un emisor de potenciales de acción 65 que recibe la señal convolucionada  $V^{GC} = h^{GC} * (V_{ON}^{exc} - \alpha \cdot V^{AC})$ . Cada vez que la señal de tensión  $V^{GC}$  alcanza un umbral positivo  $\theta$ , el emisor 65 produce un potencial de acción ("spike") sobre su señal de salida y repone a cero la señal de tensión  $V^{GC}$ , reiniciando así los procesos de integración que participan en el filtrado 64.

Un modelo tal como el representado en la figura 6 permite reproducir las respuestas de ciertas células ganglionares 'ON'. A partir de medidas de potenciales de acción observados sobre el nervio óptico y/o de corrientes excitadoras e inhibidoras en respuesta a un estímulo dado (véase B. Roska, et al., "Parallel Processing in Retinal Ganglion Cells: How Integration of Space-Time Patterns of Excitation and Inhibition Form the Spiking Output", Journal of Neurophysiology, Vol. 95, N.º 6, 2006, págs. 3810-3822), un proceso de optimización permite seleccionar los parámetros del modelo mejor adaptados para reproducir lo mejor posible las observaciones. En el caso de la figura 6, los parámetros en cuestión son  $r^{PR}$ ,  $r^{HC}$ ,  $\tau^{exc}$ ,  $\tau^{inh}$ , D,  $r^{AC}$ ,  $\alpha$ ,  $r^{GC}$  y  $\theta$ .

El caso de la figura 6 es el de las células ganglionares 'ON', es decir que reaccionan a los estímulos en la forma de rayas positivas de la señal de entrada. El modelo es fácilmente traspasable al caso de células ganglionares 'OFF', es decir que reaccionan a unos estímulos en la forma de rayas negativas de la señal de entrada. El esquema puede ser entonces el de la figura 7, que es el mismo que el de la figura 6, con la diferencia de que la sustracción 52 entre las señales  $V^{PR}$  y  $V^{HC}$  que intervienen en la capa de las células bipolares tiene su polaridad invertida con relación a la de la 53 de la figura 6.

Otra situación posible es que las células ganglionares reciban sus señales de excitación  $V_{ON}^{exc}$  (o  $V_{OFF}^{exc}$ ) de células bipolares 'ON' (u 'OFF') mientras que sus componentes de inhibición  $V^{AC}$  se obtienen a partir de células bipolares 'OFF' (u 'ON'). Esta situación se ilustra por la figura 8 en un caso de excitación por unas células bipolares 'ON' y de inhibición por unas células bipolares 'OFF'.

Aún otra posibilidad, ilustrada por la figura 9, es que unas células ganglionares se exciten a la vez por unas células bipolares 'ON' y 'OFF' (con una ponderación relativa regulada por un coeficiente positivo  $\alpha_{OFF/ON}^{exc}$ ), y se inhiban por unas componentes  $V^{AC}$  procedentes de combinaciones de señales de inhibición  $V_{ON}^{inh}$ ,  $V_{OFF}^{inh}$  emitidas por unas células

bipolares 'ON' y 'OFF'. Se modelizan entonces dos familias de células amacrinas en un canal así, con unos tiempos diferentes  $D_{ON}$ ,  $D_{OFF}$  a nivel de las unidades de retardo 59 y eventualmente unos radios de interacción diferentes  $r_{ON}^{AC}$ ,  $r_{OFF}^{AC}$  a nivel de los filtros 60. Las salidas de los dos filtros 60 se combinan linealmente para formar la componente de inhibición  $V^{AC}$ . En el ejemplo de la figura 9, la combinación se realiza por unos multiplicadores 68, que aplican unos

5 coeficientes de ponderación respectivos  $\alpha_{ON}^{inh}$ ,  $\alpha_{OFF}^{inh}$  a señales filtradas de la vía de canal 'ON' y de la vía 'OFF', y un sumador 69 que produce la componente de inhibición  $V^{AC}$  como la suma de las señales filtradas y ponderadas.

En la modelización de la capa de células ganglionares según la figura 9, un multiplicador 70 aplica el coeficiente de ponderación  $\alpha_{OFF/ON}^{exc}$  a la señal de excitación  $V_{OFF}^{exc}$  procedente de la célula bipolar 'OFF'. Las componentes de

10 excitación y de inhibición se combinan en 71 para proporcionar la entrada  $V_{ON}^{exc} + \alpha_{OFF/ON}^{exc} \cdot V_{OFF}^{exc} - V^{AC}$  del filtro espacial 64. Los valores de los coeficientes de ponderación  $\alpha_{OFF/ON}^{exc}$ ,  $\alpha_{ON}^{inh}$ ,  $\alpha_{OFF}^{inh}$  permiten regular los niveles relativos de excitación y de inhibición procedentes de las diferentes células bipolares implicadas.

En una variante del esquema de la figura 9, la entrada del filtro 64 ya no es  $V_{ON}^{exc} + \alpha_{OFF/ON}^{exc} \cdot V_{OFF}^{exc} - V^{AC}$  sino

15  $\alpha_{ON/OFF}^{exc} \cdot V_{ON}^{exc} + V_{OFF}^{exc} - V^{AC}$ . El coeficiente  $\alpha_{OFF/ON}^{exc}$  o  $\alpha_{ON/OFF}^{exc}$  es positivo o nulo. Se le puede obligar a ser nulo, en cuyo caso las células ganglionares se excitan por un único tipo de células bipolares y se inhiben a partir de dos tipos de células bipolares por medio de las células amacrinas.

Para unas células ganglionares relacionadas con otros canales de información, se puede también añadir al modelo de

20 otros esquemas de excitación en los que participen unos parámetros diferenciados.

A partir de la señal AER procedente del captador DVS 10, una modelización tal como la ilustrada por las figuras 5 a 9 ha permitido reproducir convenientemente, por optimización de los parámetros del modelo, los diez tipos de respuesta

25 descritos en roedores en el artículo antes citado de B. Roska, et al. lo que muestra la capacidad del procedimiento para proporcionar una estimulación pertinente de las células nerviosas de la retina.

Para unas células ganglionares sensibles a la dirección, el modelo puede enriquecerse para incluir un desfase  $x_0$ ,  $y_0$  en el núcleo de filtrado espacial 60 que interviene en la capa que representa el tratamiento correspondiente a las

30 células amacrinas. Este núcleo excéntrico, combinado con el retardo D aplicado por estas células amacrinas, refleja una directividad de los estímulos según la orientación del desfase  $x_0$ ,  $y_0$ .

Cuando la prótesis se implanta en posición epirretiniana, influye en el potencial eléctrico de las células ganglionares. La señal de control S suministrada por la unidad de tratamiento de señal 30 de la figura 1 puede entonces ser la

35 producida por el emisor de potenciales de acción 65 representado en una de las figuras 6 a 9. El tipo de célula ganglionar a estimular y el esquema de modelización correspondiente pueden seleccionarse para un paciente dado haciéndole seguir unos ensayos psicofísicos para buscar el modo de control que proporciona los mejores resultados perceptuales. Eventualmente, algunos de los parámetros del modelo pueden regularse además durante dichos ensayos. Otra implantación posible de la prótesis es sobre el córtex y el cuerpo geniculado lateral (es decir el intermedio entre la retina y el córtex). En este último caso, se puede aplicar por ejemplo a la prótesis unas señales

40 semejantes a las mencionadas anteriormente para la estimulación epirretiniana.

Si la prótesis se implanta en posición subretiniana, influye más bien en el potencial eléctrico de células bipolares. En este caso, la señal de control S proporcionada por la unidad de tratamiento 30 de la figura 1 puede ser la

45  $V_{ON}^{exc}$ ,  $V_{OFF}^{exc}$ ,  $V_{ON}^{inh}$ ,  $V_{OFF}^{inh}$  producida por un elemento 56, 57 que interviene en la modelización de las células bipolares. De nuevo, el tipo de células bipolares a estimular y el esquema de modelización correspondiente pueden seleccionarse para un paciente dado haciéndole seguir unos ensayos psicofísicos.

La resolución espacial de las zonas de píxel en la prótesis 20 no es necesariamente la misma que la de los píxeles en el captador DVS 10. Un re-muestreo espacial de la señal puede participar por tanto en la transformación de la

50 de entrada  $f$  en una señal de control S. En el caso típico en que la resolución es más reducida a nivel de la prótesis 20 que a nivel del captador 10, el submuestreo espacial puede participar principalmente durante la última operación de filtrado espacial efectuado en la transformación.

El dispositivo de ayuda a la visión 20 puede ser distinto a una prótesis que excita eléctricamente unas células del sistema visual. En el caso de una órtesis visual, el convertidor puede corresponder a una matriz de elementos

55 fotoemisores (LED, MicroOLED, pantalla de cristales líquidos...) que toma las señales procedentes de los diferentes niveles de integración de la señal para producir una representación visual.

La utilización de órtesis controladas de esta forma puede participar principalmente en el enlace con la terapia génica que es una de las estrategias terapéuticas para las enfermedades degenerativas de los fotorreceptores. Una

60 modalidad de la terapia génica consiste en hacer expresar unos canales iónicos fotosensibles o unos transportadores fotosensibles en las células restantes de la retina (fotorreceptores que hayan perdido su fotosensibilidad, células bipolares, amacrinas o ganglionares). Esta modificación genética permite 'crear' nuevos fotorreceptores que pueden ser excitados por la luz. Sin embargo, su sensibilidad es reducida comparada con la de los conos y los bastoncillos.

Por otra parte, según el tipo celular afectado, puede efectuarse un tratamiento de la información visual como para las prótesis que utilizan las estimulaciones eléctricas. Esto es por lo que es útil en un caso de ese tipo utilizar un dispositivo de ayuda a la visión que genere una estimulación ya no eléctrica sino luminosa y que necesite el mismo tipo de tratamiento.

5

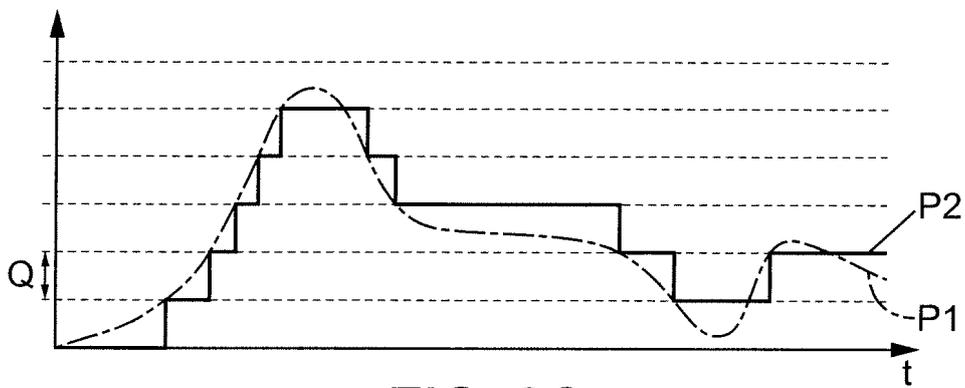
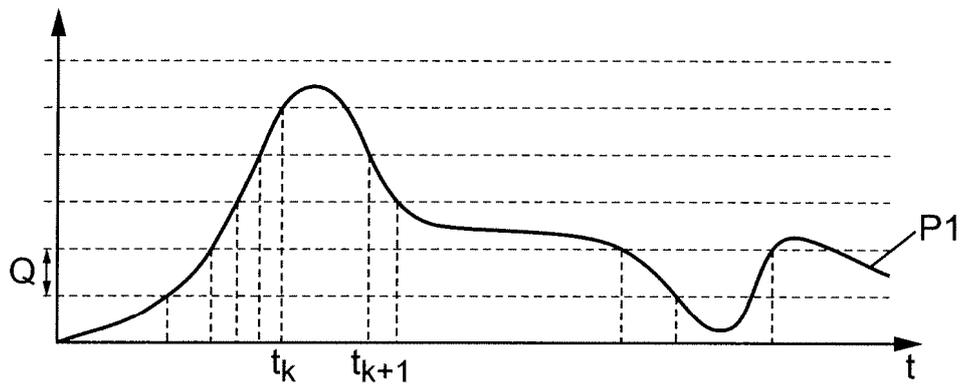
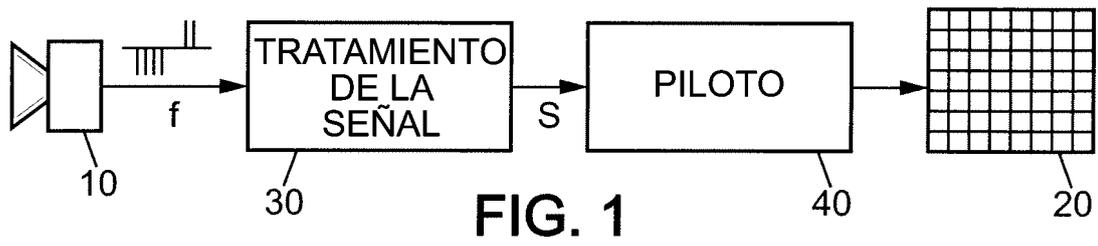
Los modos de realización descritos anteriormente son ilustraciones de la presente invención. Pueden aportarse diversas modificaciones sin salirse del marco de la invención que se manifiesta en las reivindicaciones adjuntas.

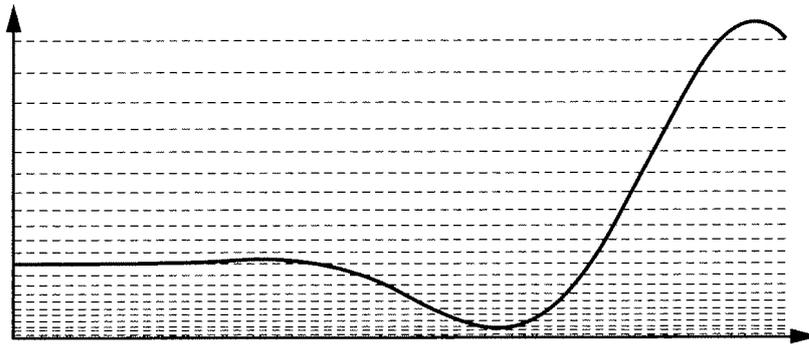
## REIVINDICACIONES

1. Dispositivo de tratamiento de señal para el control de un dispositivo de ayuda a la visión (20), que comprende una entrada que recibe una señal de entrada (f) representativa de una escena a visualizar, comprendiendo la señal de entrada, para cada píxel de una matriz de píxeles, una secuencia de señal asíncrona basada en eventos obtenida en función de variaciones de luz que afecta al píxel en la escena, una salida que proporciona unas señales de control (S) para unas zonas de píxel respectivas del dispositivo de ayuda a la visión y un circuito de tratamiento (30) configurado para generar las señales de control transformando la señal de entrada espacialmente en el seno de la matriz de píxeles y temporalmente a lo largo de las secuencias de la señal, en el que la transformación de la señal de entrada (f) efectuada por el circuito de tratamiento (30) para generar las señales de control (S) incluye:
- obtener una primera señal ( $V^{BC}$ ) resultante de dos operaciones de filtrado espacial con unos núcleos de filtrado (50, 51) de tamaños diferentes, del cálculo de una diferencia entre los resultados de las dos operaciones de filtrado espacial y de una operación (54, 55) de filtrado temporal de la diferencia; y
  - obtener una segunda señal ( $V_{ON}^{exc}$ ,  $V_{ON}^{inh}$ ,  $V_{OFF}^{exc}$ ,  $V_{OFF}^{inh}$ ) de valor nulo si la primera señal tiene un valor de un signo determinado y del mismo valor absoluto que la primera señal si no.
2. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que la secuencia de la señal asíncrona basada en el evento para un píxel incluye una secuencia de impulsos positivos o negativos situados en el tiempo en función de las variaciones de la luz que se refiere al píxel.
3. Dispositivo según una de las reivindicaciones 1 o 2, en el que el dispositivo de ayuda a la visión incluye una prótesis visual (20) en posición subretiniana y las señales de control (S) aplicadas a la prótesis visual se generan por el circuito de tratamiento (30) a partir de dicha segunda señal.
4. Dispositivo según una de las reivindicaciones 1 o 2 en el que el dispositivo de ayuda a la visión incluye una matriz de elementos fotoemisores y las señales de control (S) aplicadas a esta matriz se generan por el circuito de tratamiento (30) a partir de dicha segunda señal.
5. Dispositivo según una de las reivindicaciones 1 o 2 en el que se obtienen al menos una primera señal de excitación y una primera señal de inhibición con unas constantes de tiempo respectivas ( $\tau^{exc}$ ,  $\tau^{inh}$ ) para la operación (54, 55) de filtrado temporal de la diferencia y en el que al menos una segunda señal de excitación ( $V_{ON}^{exc}$ ,  $V_{OFF}^{exc}$ ) y una segunda señal de inhibición ( $V_{ON}^{inh}$ ,  $V_{OFF}^{inh}$ ) se obtienen respectivamente por el circuito de tratamiento (30) a partir de las primeras señales de excitación y de inhibición.
6. Dispositivo según la reivindicación 5, en el que la transformación de la señal de entrada (f) efectuada por el circuito de tratamiento (30) para generar las señales de control (S) incluye además:
- obtener una tercera señal ( $V^{GC}$ ) resultante de una operación (64) de filtrado espacial de la diferencia entre la segunda señal de excitación ( $V_{ON}^{exc}$ ,  $V_{OFF}^{exc}$ ) y una componente de inhibición ( $V^{AC}$ ) derivada de la segunda señal de inhibición ( $V_{ON}^{inh}$ ,  $V_{OFF}^{inh}$ ); y
  - cuando la tercera señal para una zona de píxel dada del dispositivo de ayuda a la visión (20) sobrepasa un valor de umbral determinado ( $\theta$ ), insertar un impulso en la señal de control (S) destinada a dicha zona de píxel y reponer a cero la tercera señal para dicha zona de píxel.
7. Dispositivo según la reivindicación 6, en el que la derivación de la componente de inhibición ( $V^{AC}$ ) a partir de la segunda señal de inhibición ( $V_{ON}^{inh}$ ,  $V_{OFF}^{inh}$ ) comprende la aplicación (59) de un retardo predeterminado (D) y una operación (60) de filtrado espacial.
8. Dispositivo según la reivindicación 7, en el que la operación (60) de filtrado espacial en la derivación de la componente de inhibición ( $V^{AC}$ ) utiliza un núcleo de filtrado excéntrico.
9. Dispositivo según la reivindicación 5, en el que unas segundas señales de excitación y de inhibición ( $V_{ON}^{exc}$ ,  $V_{ON}^{inh}$ ,  $V_{OFF}^{exc}$ ,  $V_{OFF}^{inh}$ ) se obtienen por el circuito de tratamiento (30) por un lado para un primer canal y por otro lado para un segundo canal con unas operaciones de filtrado temporal (54, 55) de constantes de tiempo respectivas y en el que la transformación de la señal de entrada (f) efectuada por el circuito de tratamiento (30) para generar las señales de control (S) incluye además:
- obtener una tercera señal ( $V^{GC}$ ) resultante de la operación (64) de filtrado espacial de la diferencia entre una combinación lineal de las segundas señales de excitación ( $V_{ON}^{exc}$ ,  $V_{OFF}^{exc}$ ) para el primer y segundo canales y una componente de inhibición ( $V^{AC}$ ) derivada de las segundas señales de inhibición ( $V_{ON}^{inh}$ ,  $V_{OFF}^{inh}$ ) para el primer y segundo canales; y
  - cuando la tercera señal para una zona de píxel dada del dispositivo de ayuda a la visión (20) sobrepasa un valor

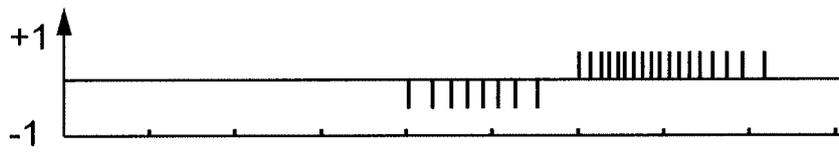
de umbral determinado ( $\theta$ ), insertar un impulso en la señal de control (S) destinada a dicha zona de píxel y reponer a cero la tercera señal para dicha zona de píxel.

- 5 10. Dispositivo según la reivindicación 9, en el que la derivación de la componente de inhibición ( $V^{AC}$ ) a partir de las segundas señales de inhibición ( $V_{ON}^{inh}$ ,  $V_{OFF}^{inh}$ ) comprende la aplicación de retardos respectivos ( $D_{ON}$ ,  $D_{OFF}$ ) a las segundas señales de inhibición para el primer y segundo canales, una operación (60) de filtrado espacial de las segundas señales de inhibición retardadas y el cálculo (68, 69) de una combinación lineal de las segundas señales de inhibición retardadas y filtradas.
- 10 11. Dispositivo según una cualquiera de las reivindicaciones 6 a 10, en el que el dispositivo de ayuda a la visión incluye una prótesis visual (20) en posición epi-retiniana o cortical o sobre el cuerpo geniculado lateral y las señales de control (S) aplicadas a la prótesis visual se generan por el circuito de tratamiento (30) a partir de dicha tercera señal.
- 15 12. Dispositivo según una cualquiera de las reivindicaciones 6 a 10, en el que el dispositivo de ayuda a la visión incluye una matriz de elementos fotoemisores (20) y las señales de control (S) aplicadas a esta matriz se generan por el circuito de tratamiento (30) a partir de dicha tercera señal.





**FIG. 3A**



**FIG. 3B**

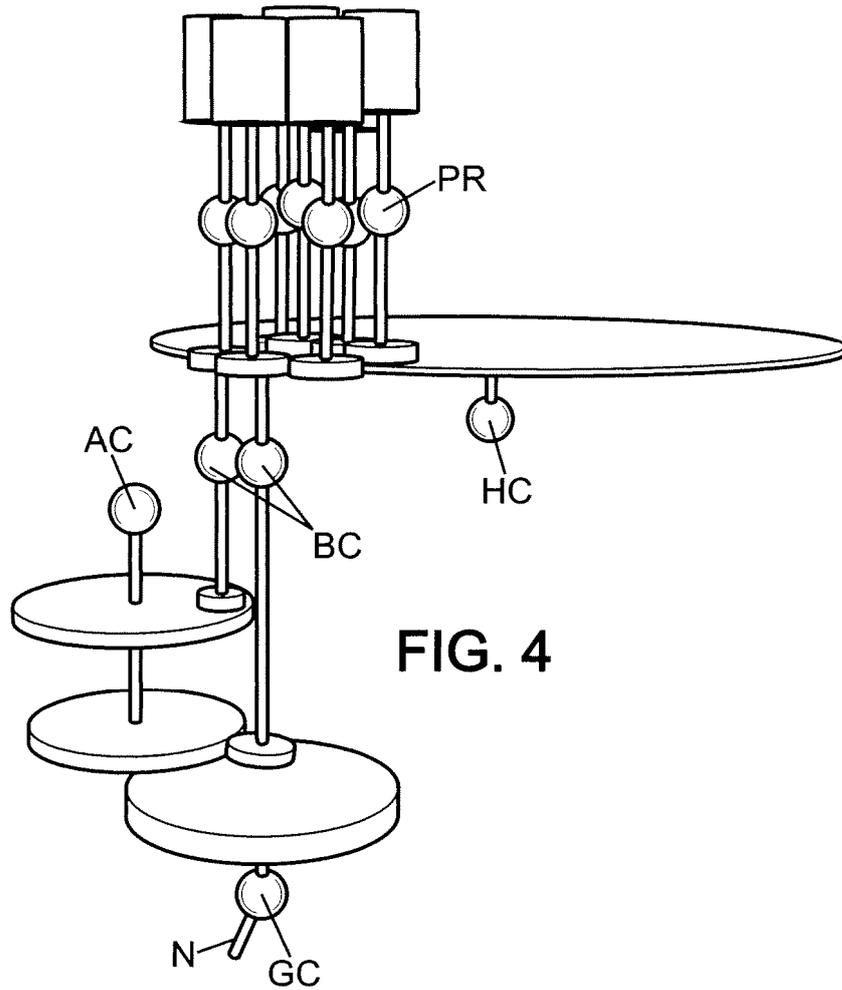
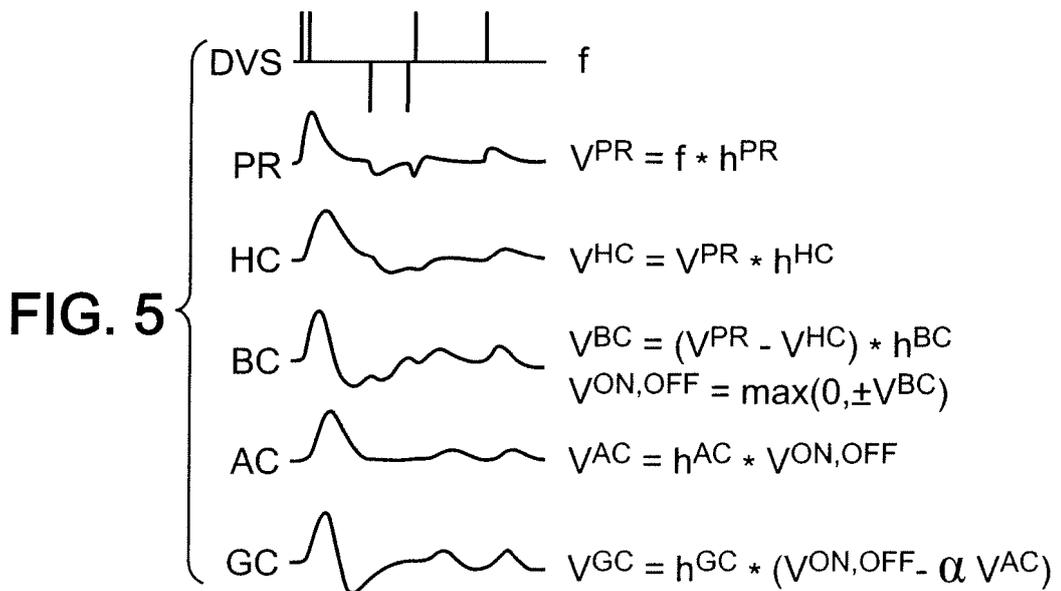


FIG. 4



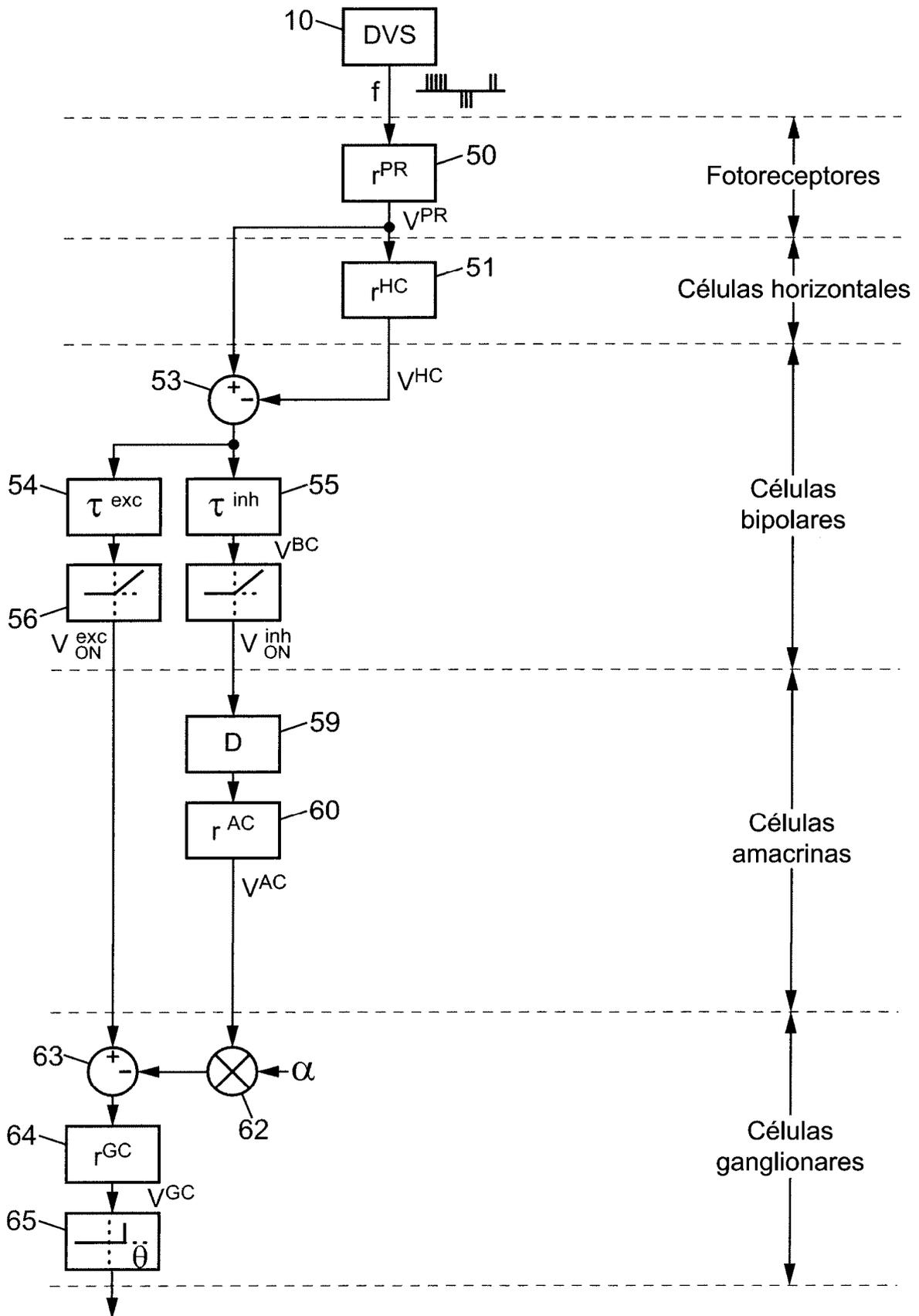


FIG. 6

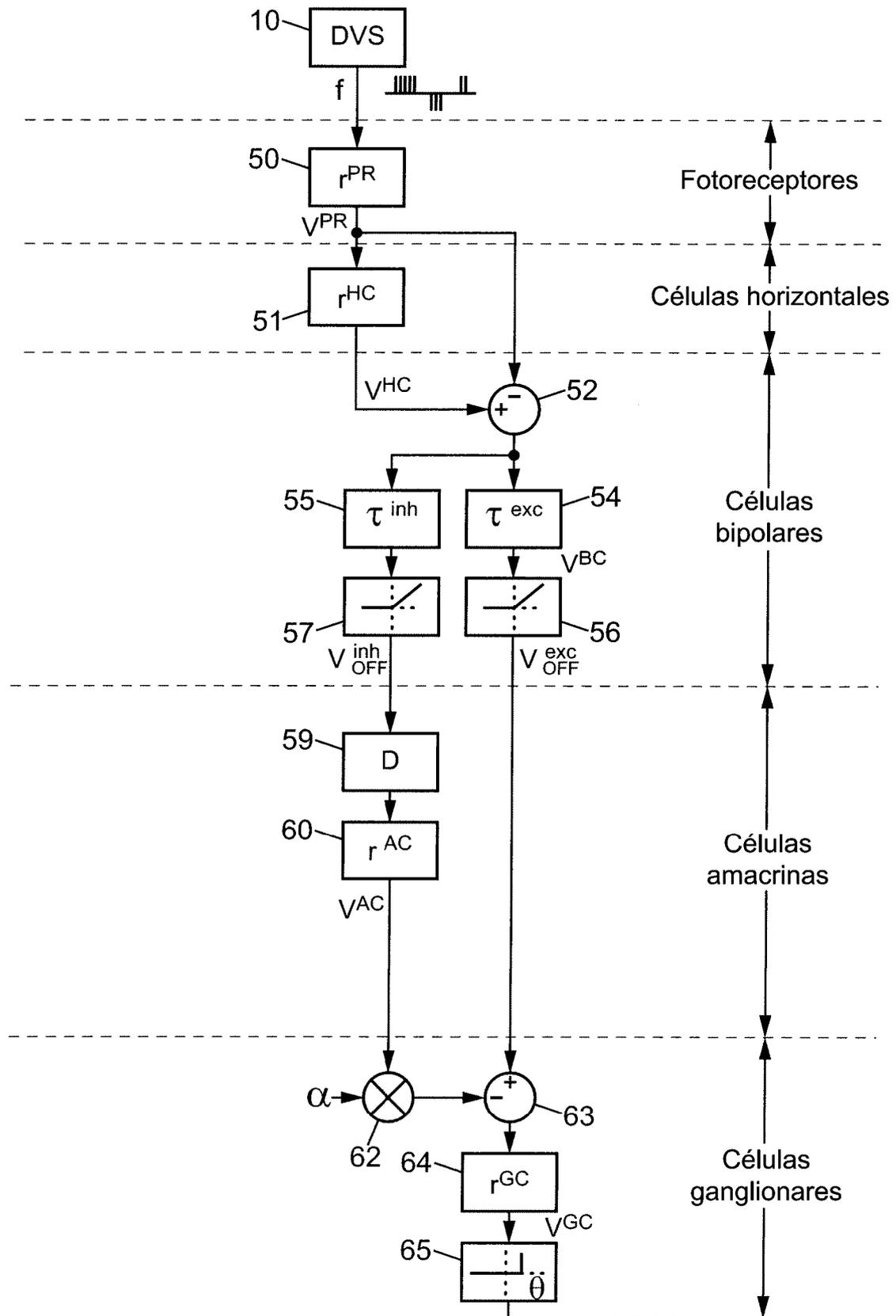


FIG. 7

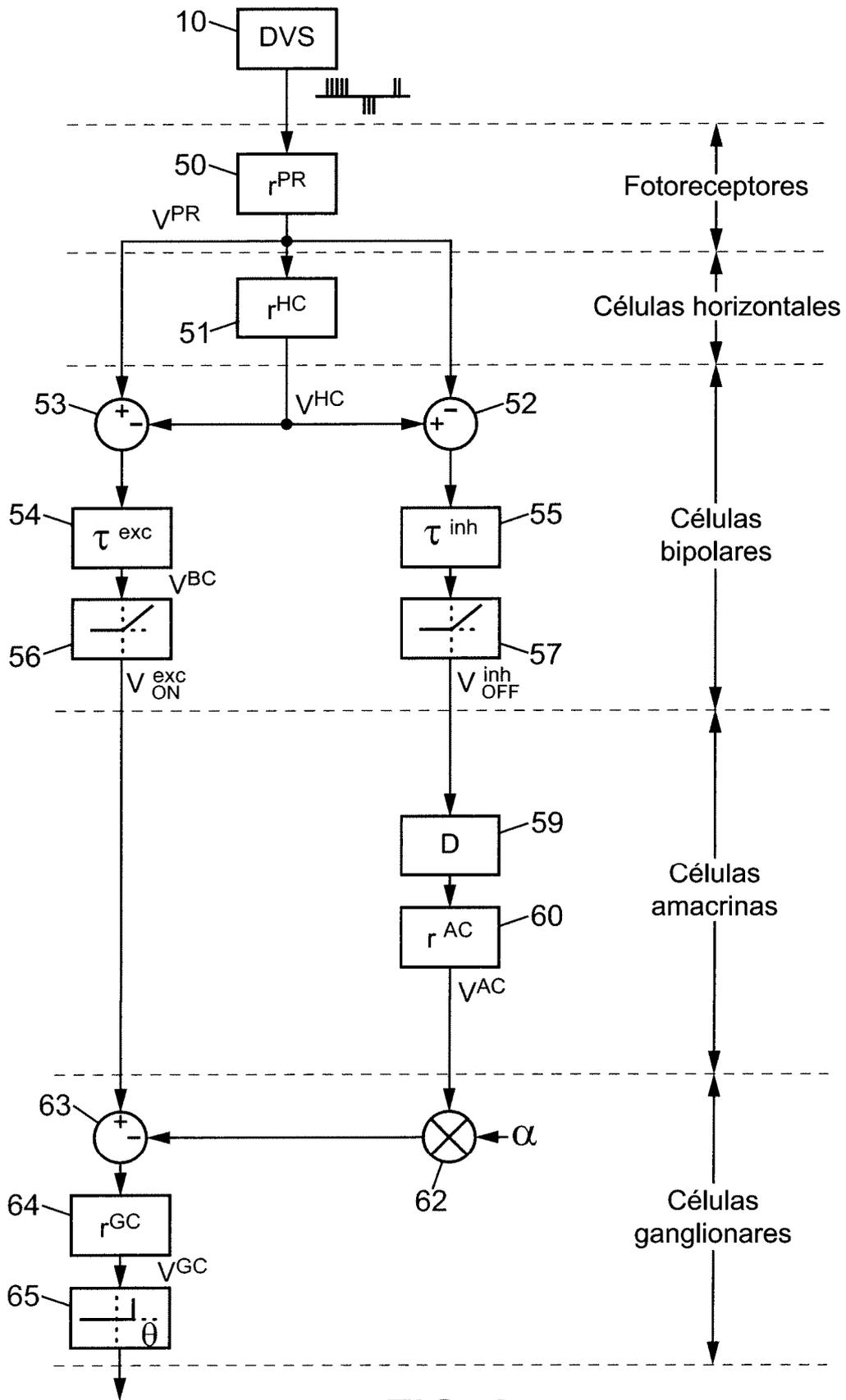


FIG. 8

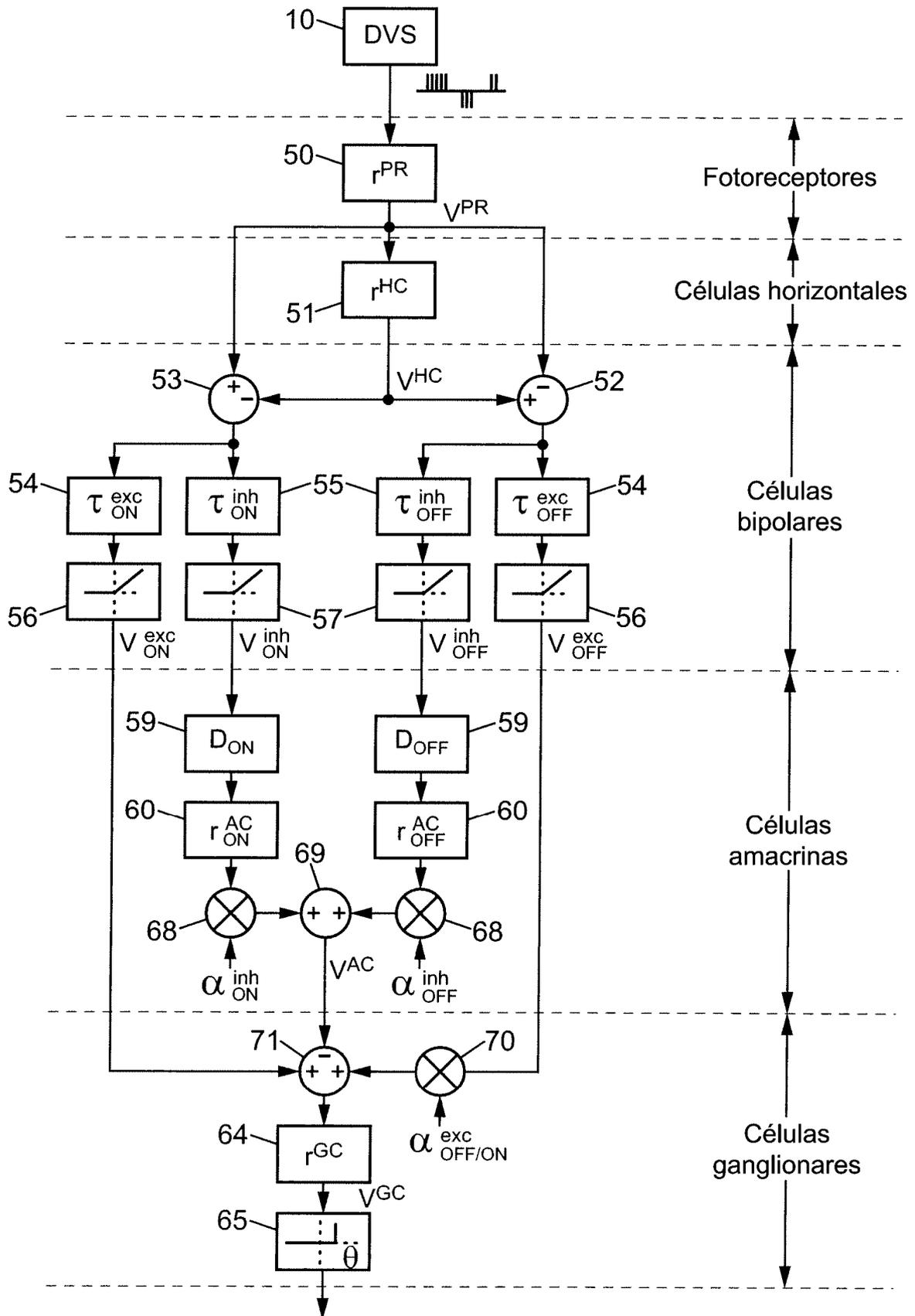


FIG. 9