

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 780 355**

51 Int. Cl.:

**A61N 1/05** (2006.01)

**A61N 1/36** (2006.01)

12

## TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **28.04.2016** **PCT/EP2016/000690**

87 Fecha y número de publicación internacional: **17.11.2016** **WO16180517**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **28.04.2016** **E 16720346 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **08.01.2020** **EP 3294406**

54 Título: **Píxel fotosensible con resistencia de derivación**

30 Prioridad:

**12.05.2015 EP 15001427**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**25.08.2020**

73 Titular/es:

**PIXIUM VISION SA (100.0%)**  
**74 rue du Faubourg Saint Antoine**  
**75012 Paris, FR**

72 Inventor/es:

**DETERRE, MARTIN**

74 Agente/Representante:

**BUENO FERRÁN , Ana María**

ES 2 780 355 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

Píxel fotosensible con resistencia de derivación

La presente invención se refiere a un implante fotosensible con al menos un píxel fotosensible y a un método para producir un implante fotosensible de este tipo.

5 Se conocen sistemas de implante que ayudan a recuperar al menos una parte de la visión en pacientes que han perdido vista debido, por ejemplo, a enfermedades degenerativas tales como retinitis pigmentosa. La visión puede recuperarse al menos hasta cierto punto con un implante aprovechando la circunstancia de que se puede rodear el tejido degenerado de la retina y que la retina aún puede estimularse directamente. Esta estimulación eléctrica puede proporcionarse mediante un sistema de implante. Tal sistema normalmente comprende unas gafas especiales que se colocan delante de los ojos de un paciente y un implante, en particular un implante subretiniano, que comprende una pluralidad de electrodos.

10 En las gafas, normalmente se proporciona una cámara. La cámara está adaptada para capturar una escena delante del paciente. Esta escena capturada cambia de información visual a una señal de pulso de luz IR predeterminada. El implante se adapta para recibir esos pulsos de luz IR y, en respuesta, el implante se estimula en función del contenido de la escena recibida por la cámara. El implante convierte después la luz en corriente eléctrica que estimula las células residuales en la retina.

15 Para ese propósito, los implantes comprenden una matriz de píxeles, en donde cada píxel comprende una o más áreas de diodo, un electrodo de estimulación y un contraelectrodo. El electrodo de estimulación normalmente está dispuesto en el centro del píxel. Se proporcionan canales entre los diodos individuales de un píxel y entre los píxeles para aislar esas áreas específicas entre sí. Se proporcionan conexiones eléctricas entre los diodos y los electrodos para interconectar los componentes.

Si un pulso IR se dirige a un píxel o más bien a un área fotosensible de un píxel, el circuito de fotodiodos genera un pulso eléctrico en respuesta.

25 Wang y otros (Photovoltaic retinal prosthesis: implant fabrication and performance; J Neuronal Eng. Agosto 2012; 9(4)) describen que la adición de una resistencia de derivación ayuda a acelerar la fase de descarga de la forma de onda de estimulación. Loudin y otros (IEEE transactions on biomedical circuits and systems; volumen 5) sugieren el uso de una resistencia de derivación para circuitos de fotodiodos en prótesis retinianas. Del mismo modo, Mandel y otros (Cortical responses elicited by photovoltaic subretinal prostheses exhibit similarities to visually evoke potentials; Nature Communications) y Boinagrov y otros ((Photovoltaic Pixels for Neuronal Stimulation: Circuit Models and Performance; IEEE) se refieren a neuroestimulación activada ópticamente mediante matrices subretinianas de píxeles fotovoltaicos. Mathieson y otros (Photovoltaic retinal prosthesis with high pixel density; nature photonics) también describen un sistema de prótesis retiniana con matrices de fotodiodos subretinianos.

30 Lorach y otros (Nature Medicine, vol. 21, n.º 5, 2015, págs. 476-482) describen la recuperación fotovoltaica de la vista con una gran agudeza visual. El implante fotosensible que nos enseñan Lorach y otros comprende al menos un píxel que tiene al menos un diodo, un electrodo de estimulación, un contraelectrodo y una resistencia. Se describe que la resistencia entre el electrodo activo y el de retorno actúa como una resistencia de derivación que ayuda a descargar los electrodos entre los pulsos.

El documento US 2005/131490 A1 describe una interfaz para la excitación selectiva de una red neuronal biológica. La interfaz incluye un dispositivo microelectromecánico que tiene una membrana deformable.

40 Boinagrov y otros (IEEE transactions on Biomedical Circuits and Systems, vol. 10, n.º. 1, 2016, págs. 85-97) describen un modelo matemático para una prótesis retiniana que evalúa el rendimiento de circuitos fotovoltaicos, incluyendo la interfaz electrodo-electrolito. Se describen matrices de píxeles fotovoltaicos con píxeles que comprenden un electrodo activo central y un electrodo de retorno.

45 Para estimular de manera fiable células residuales, por un lado, la densidad de corriente, es decir, la carga que en realidad se suministra por fase por pulso electromagnético, p. ej. por pulso IR en un tiempo predeterminado, debe ser lo más alta posible para estimular de manera suficiente células residuales. Por otro lado, la densidad de corriente no debe ser demasiado alta. De otro modo, se puede dañar el tejido o el electrodo. Además, la tensión a través del electrodo individual no debe superar los límites de hidrólisis, ya que de lo contrario el agua circundante se disociaría. De nuevo, un daño potencial al tejido circundante, así como la degradación de electrodo pueden ser consecuencia de ello. Además, la tensión aplicada a los electrodos del implante debería de manera ideal volver cero voltios después de un pulso de estimulación y antes de cualquier pulso posterior, para permitir que se equilibren las cargas positivas y negativas aplicadas por el implante. De lo contrario, los electrodos podrían suministrar corriente CC residual que podría dañar el tejido circundante y el propio electrodo. Por tanto, los sistemas de la técnica anterior no proporcionan una carga alta o no permiten un equilibrio de carga satisfactorio, o ambos. Podemos encontrar otros inconvenientes en los sistemas de la técnica anterior, por ejemplo, que el área fotosensible de los diodos en un píxel del implante a menudo no se ajusta idealmente al tamaño y la capacidad de un electrodo de ese píxel.

Por lo tanto, un objeto de la presente invención es proporcionar un implante que no presente al menos una de las desventajas de los sistemas de la técnica anterior y que permita un suministro de carga mejorado.

En particular, es un objeto de la presente invención proporcionar un implante que tenga una estructura optimizada con respecto a la fotosensibilidad y a los tamaños de electrodo para mejorar el suministro de carga.

- 5 Se sabe además que los implantes con matrices de electrodos de acuerdo con la presente invención comprenden un electrodo, es decir, un electrodo de estimulación o de trabajo, y un contraelectrodo, también denominado electrodo de retorno, con una resistencia adicional prevista en un circuito eléctrico entre los electrodos. Esta resistencia adicional también se puede denominar resistencia de derivación. La resistencia de derivación permite que la carga suministrada durante la primera fase del pulso IR se descargue rápidamente y sea controlada, ya que realmente se suministra al
- 10 tejido. Si la resistencia de derivación tiene una alta resistencia o si no hay resistencia de derivación, la carga suministrada durante la primera fase del pulso puede no descargarse rápidamente. Por lo tanto, aumenta el tiempo para que descienda a cero la tensión. Posiblemente, las cargas no podrían equilibrarse lo suficientemente deprisa antes de otro pulso. Por lo tanto, una resistencia alta de la resistencia de derivación podría limitar la capacitancia disponible para el siguiente pulso y, por tanto, se reduciría la carga suministrada en estado estacionario.
- 15 Por otro lado, un valor de resistencia bajo de la resistencia de derivación permitiría que la carga se descargase de forma rápida y completa, aunque una parte significativa de la carga fotogenerada se perdería en la resistencia de derivación y se reduciría la carga suministrada al tejido.

Por lo tanto, es un objeto específico de la presente invención proporcionar un implante fotosensible con una resistencia de derivación dimensionada de manera ideal para el diseño específico elegido para el electrodo y el diodo.

- 20 El problema se resuelve de acuerdo con la invención mediante el uso de un implante fotosensible según la reivindicación independiente 1. Los avances beneficiosos son la materia objeto de las reivindicaciones dependientes. Además, el problema se resuelve mediante el uso de un método para producir un implante fotosensible de la invención de acuerdo con la reivindicación 10.

- 25 Un implante fotosensible de acuerdo con la presente invención comprende al menos un píxel que tiene al menos un diodo, un electrodo de estimulación, un contraelectrodo y una resistencia que está prevista entre el electrodo de estimulación y el contraelectrodo. La resistencia allí está de preferencia conectada eléctricamente en paralelo al diodo o a múltiples diodos del píxel. El valor de la resistencia se determina de acuerdo con una relación predeterminada entre resistencia, tamaño del electrodo de estimulación y tamaño de al menos un diodo. El valor de la resistencia se determina mediante la fórmula:  $R$ .

- 30 También se da a conocer que se puede proporcionar un sustrato que contenga al menos un diodo, un electrodo de estimulación, un contraelectrodo y una resistencia, aunque ese sustrato no esté implantado. De ese modo, cargas fotogeneradas del diodo o los diodos pueden excitar el electrodo de estimulación para crear un campo eléctrico con una distribución de campo altamente definida. Eso, por ejemplo, puede permitir la estimulación de tejidos desde el exterior de un cuerpo o la estimulación de otras estructuras separadas de un tejido.

- 35 Mediante la correlación entre el valor de la resistencia en función de su relación con el tamaño del electrodo de estimulación y el tamaño del al menos un diodo, los inventores permiten la provisión de un implante en el que la resistencia de derivación está adaptada de manera óptima para proporcionar una carga máxima y al mismo tiempo para permitir un equilibrio de carga fiable. Esto puede permitir la provisión de implantes que se ajusten a múltiples parámetros, debido al valor predecible de la resistencia de derivación en función del tamaño de electrodo y el tamaño de diodo.
- 40

- El tamaño de píxel en este documento se entenderá como el paso entre dos píxeles cercanos. Un «tamaño» de píxel, electrodo o diodo, entre otros, en el contexto de la solicitud puede referirse a cualquier medida que permita una caracterización de las dimensiones de ese componente, ya sea con relación entre sí o con números absolutos. En realizaciones más específicas, el tamaño de cualquiera de los componentes de acuerdo con la presente invención
- 45 puede representarse, por ejemplo, mediante un área de superficie, un área visible, un área activa u otras de ese componente.

También se da a conocer que se pueden proporcionar además el electrodo y el diodo en una relación específica predeterminada entre sus respectivos tamaños, si no se proporciona una resistencia de derivación en el píxel (es decir, una resistencia con valor infinito).

- 50 Como ya se ha indicado, la elección del tamaño para el electrodo, el diodo o el valor de la resistencia está influenciado por un par de factores. Para un tamaño de electrodo que está adaptado, preferiblemente adaptado de manera óptima, para una entrada de carga, la densidad de carga de un electrodo con ese tamaño de electrodo nominalmente óptimo puede, sin embargo, sobrepasar los valores para una degradación de electrodo y/o un daño tisular. En algunas realizaciones de la presente invención, el tamaño de electrodo puede ser, por tanto, hasta el doble del tamaño de un
- 55 electrodo de otro modo óptimo. El aumento de tamaño del electrodo puede reducir la densidad de carga y, por tanto, puede ayudar a reducir el riesgo de daños en el tejido o el electrodo.

Se entenderá que un implante fotosensible de acuerdo con la invención, que comprende electrodos de estimulación, está adaptado para estimular células o tejidos biológicos. En particular, se puede lograr la estimulación de células neuronales, tales como neuronas, o de varios tipos de tejido de un cuerpo. Para este propósito, el implante fotosensible puede implantarse en un tejido. Los electrodos, en particular los electrodos de estimulación, del implante pueden disponerse y colocarse de manera que un pulso eléctrico en un electrodo de estimulación pueda estimular una o más células en el tejido circundante. Los electrodos también se pueden proporcionar de modo que entren en contacto directamente con una o más células del tejido que rodea el implante.

En ese sentido, el implante puede estimular prácticamente cualquier tejido, nervio o célula neuronal. En particular, el implante puede ser un implante de retina, un implante de cerebro, un implante de corazón o un implante de cualquier otro tejido vivo, tal como el oído, en particular el oído interno, o, entre otros, los músculos, que pueden ser estimulados eléctricamente. De acuerdo con la invención, un píxel genera una carga eléctrica de acuerdo con la presente invención en un electrodo de estimulación cuando el área del píxel fotoactivo detecta un estímulo de luz suficiente, es decir, en el diodo o diodos del píxel. De ese modo, cualquier posición dentro de un tejido puede ser adecuada para recibir el implante, siempre que pueda realizarse una excitación por luz de al menos un diodo, y de ese modo, el electrodo de estimulación conectado con ese diodo.

Tal excitación por luz a través del diodo en un píxel puede ser aplicada por una fuente de luz externa, es decir, una fuente de luz externa al cuerpo, en la que se proporciona el implante. Alternativamente, una fuente de luz puede ser proporcionada por otro implante o por otros medios, desde dentro del cuerpo, en los que se proporciona el implante. En particular, se puede usar luz infrarroja o pulsos de luz para iluminar el área fotosensible de un píxel. Tal luz IR también puede adaptarse para atravesar varias capas de tejido, en particular la piel de un paciente que lleva el implante u otras capas de tejido, p. ej., desde fuera de un órgano o tejido vivo para ser estimulado.

De acuerdo con la presente invención, el tamaño del electrodo de estimulación y el tamaño del diodo pueden estar representados, respectivamente, por un área de electrodo de estimulación y un área del diodo. Eso significa que el valor de la resistencia de derivación depende tanto de un área de electrodo de estimulación como de un área del diodo, en particular en una relación entre las áreas del electrodo de estimulación y del diodo. Esto puede permitir una mejor medida de las dimensiones y geometrías reales, normalmente utilizadas para el electrodo y el diodo. En concreto, el área del diodo se refiere preferiblemente a un área de una parte fotosensible del área de diodo, es decir, un área de diodo activo. Del mismo modo, el área del electrodo preferiblemente se refiere a un área de electrodo activo. Por tanto, uno o más diodos, el electrodo y/o el píxel completo pueden aplicarse también con formas no simétricas o arbitrarias de acuerdo con la invención.

La presente invención, en un píxel, puede proporcionar una pluralidad de diodos, tales como dos diodos o tres diodos. El tamaño de diodo mencionado en relación con el tamaño de electrodo y el valor de la resistencia es, de manera ventajosa, un tamaño efectivo de diodo. Ese tamaño efectivo de diodo puede definirse preferiblemente como una relación de un tamaño total de diodo dividido por el número de diodos en el píxel. Por lo tanto, el tamaño efectivo de diodo es una medida para un tamaño de diodo promedio dentro del píxel. Esa definición es particularmente adecuada en un caso en el que uno o varios diodos en un píxel tienen el mismo tamaño o similar. Eso puede permitir en general una mejor caracterización de los parámetros estructurales del píxel o del implante. En algunas realizaciones, un píxel contiene más de un diodo, en donde, en consecuencia, los diodos individuales del píxel pueden tener un tamaño igual o al menos similar. Sin embargo, también es posible que los diodos individuales del píxel difieran en tamaño o que al menos un diodo difiera en tamaño con respecto a los diodos restantes. Esto puede permitir un ajuste más elaborado de las propiedades eléctricas del implante y, por tanto, puede dar como resultado un mejor rendimiento del implante. En particular en tales casos, también son posibles otras definiciones para un tamaño efectivo de diodo, tal como el tamaño más pequeño de los diodos, en particular de diodos conectados en serie, o tal como un promedio ponderado con respecto a la posición de diodo en el píxel y la forma de diodo, o similar.

Teniendo en cuenta la verdadera geometría del diodo o diodos y el electrodo, es decir, la geometría real de un píxel en su conjunto, se puede asegurar una predicción más precisa del rendimiento y la provisión de una resistencia más adecuada. Esto puede mejorar aún más la funcionalidad del implante.

En algunas realizaciones, un área de electrodo puede ser de hasta  $100000 \mu\text{m}^2$  o incluso más. En algunas realizaciones, el área de electrodo puede estar comprendida entre  $5$  y  $10 \mu\text{m}^2$ . En realizaciones más preferidas, el área de electrodo es de  $20 \mu\text{m}^2$  o más, más preferiblemente de  $50 \mu\text{m}^2$  o más, en particular de  $100 \mu\text{m}^2$  o más. En realizaciones aún más preferidas, el área de electrodo está comprendida entre  $100 \mu\text{m}^2$  y  $10000 \mu\text{m}^2$ . Más preferiblemente, el área de electrodo está comprendida entre aproximadamente  $500 \mu\text{m}^2$  y  $3300 \mu\text{m}^2$ . Un tamaño de electrodo más pequeño puede permitir el contacto de regiones más pequeñas del tejido o de células individuales. Un área de electrodo aumentada puede permitir una fabricación más fácil. Un píxel que comprende un electrodo con un área de  $5 \mu\text{m}^2$  puede tener, por ejemplo, un área total de píxel de aproximadamente  $20 \mu\text{m}^2$ . En consecuencia, independientemente del tamaño absoluto del píxel, el tamaño de electrodo en algunas realizaciones puede estar comprendido entre  $2\%$  y  $50\%$  del tamaño de píxel, preferiblemente entre  $5\%$  y  $20\%$ , más preferiblemente entre  $10\%$  y  $15\%$ . En realizaciones particulares, el tamaño de electrodo puede ser el  $12,5\%$  del tamaño de píxel. En concreto, los límites anteriores pueden aplicarse también en un caso particular, en el que el tamaño representa, respectivamente, el área del electrodo y el píxel.

Por consiguiente, un área de diodo puede ser de hasta 100000  $\mu\text{m}^2$ . En realizaciones específicas, los diodos pueden tener un área comprendida entre 50  $\mu\text{m}^2$  y 100000  $\mu\text{m}^2$ . En algunas realizaciones, el área de diodo es mayor de 100  $\mu\text{m}^2$ , preferiblemente igual a o mayor de 200  $\mu\text{m}^2$ . En realizaciones preferidas de la presente invención, el área de diodo está comprendida entre 500  $\mu\text{m}^2$  y 10000  $\mu\text{m}^2$ .

Debe apreciarse que el tamaño, es decir, el área, del diodo y del electrodo puede variar ampliamente dentro del ámbito de aplicación de la presente invención. Los límites superiores para el tamaño de electrodo o diodo pueden establecerse en función de las condiciones fisiológicas de un ojo en el que se va a colocar un implante de acuerdo con la presente invención. Del mismo modo, un límite inferior para el tamaño, es decir, el área de electrodo o diodo, puede establecerse en función de límites técnicos, es decir, para producir estructuras fiables del orden de pocas micras cuadradas o menos.

La relación predeterminada del valor de la resistencia está determinada por la relación entre el tamaño de diodo y el tamaño de electrodo de acuerdo con la relación:

$$R \sim D^m \cdot E \quad (\text{ec. 1})$$

en donde R es el valor de la resistencia de derivación en [kOhm], D es el tamaño de diodo en [ $\mu\text{m}$ ], E es el tamaño de electrodo en [ $\mu\text{m}$ ] y m es un exponente.

La relación anterior según la ecuación (1) también puede representarse con más detalle mediante la relación según la ecuación (2):

$$R = a \cdot D_{\text{área}}^n \cdot E_{\text{área}} \quad (\text{ec. 2})$$

$$[\text{kOhm}] = [\text{kOhm} \cdot \mu\text{m}^{-2(n+1)}] \cdot [(\mu\text{m}^2)^n] \cdot [\mu\text{m}^2] \quad (\text{ec. 2a})$$

en donde R es el valor de la resistencia de derivación en [kOhm],  $E_{\text{área}}$  es el área efectiva de electrodo del electrodo en [ $\mu\text{m}^2$ ],  $D_{\text{área}}$  es el área efectiva de diodo del diodo en [ $\mu\text{m}^2$ ], n, así como m en la ecuación (1) anterior, es un exponente, y a es una constante.

Debe observarse que los parámetros a y n tienen dimensiones que se corresponden con las dimensiones de los parámetros físicos del píxel, la matriz de píxeles y el implante respectivos, como se sugiere mediante la ecuación (2a) anterior. En el caso de la ecuación (2), el exponente n es adimensional. Sin embargo, se entenderá que el presente enfoque no es una descripción matemática de un píxel o de sus propiedades. Más bien, las ecuaciones (1) y (2) anteriores permiten definir implantes que tienen píxeles o una matriz de píxeles con propiedades técnicas específicas, que pueden reflejarse mejor con los parámetros indicados anteriormente. Eso incluye que la constante a, dependiendo de la magnitud del exponente n, puede tener dimensiones no enteras. Hasta ahora, los inventores no han podido encontrar una explicación física satisfactoria de este fenómeno. Sin embargo, esto no influye en la idoneidad de los parámetros para definir la presente invención, es decir, el implante y, en particular, las propiedades técnicas de al menos un píxel o una matriz completa de píxeles.

El exponente n y la constante a generalmente determinan la interrelación entre el tamaño de diodo, el tamaño de electrodo y el valor de la resistencia. Es el hallazgo de los inventores de la presente invención que los dispositivos diseñados de acuerdo con estos parámetros, que determinan cada uno un conjunto de parámetros para el tamaño de píxel, el tamaño del diodo y el valor de la resistencia, son ventajosos con respecto a la gran cantidad de otros posibles conjuntos arbitrarios de parámetros. Por lo tanto, los implantes que realizan píxeles con una relación de acuerdo con la presente invención pueden ser más adecuados y deseados para la aplicación específica. Por tanto, puede aumentarse el rendimiento de los implantes respectivos. En particular, los píxeles y los conjuntos de píxeles que presenten características técnicas de acuerdo con los parámetros definidos de acuerdo con la presente invención pueden ser en particular muy adecuados para aplicaciones en implantes, preferiblemente en implantes de retina, para estimular células o tejidos biológicos.

Esa relación identificada proporciona incluso una forma de predecir resistencias de derivación óptimas y, por tanto, facilita la producción de los implantes.

En algunas realizaciones de la presente invención, el tamaño de electrodo se puede elegir de manera que, para un área total predeterminada de diodo fotosensible, la relación entre el área total de diodo fotosensible y el área de electrodo esté comprendida entre 0,1 y 10, preferiblemente entre 1 y 9, más preferiblemente entre 3 y 6.

Tales estructuras de píxel para un implante de acuerdo con la invención son particularmente ventajosas, ya que pueden proporcionar una densidad de carga maximizada sin disminuir el rendimiento del electrodo en lo que se refiere a equilibrio de carga.

En algunas realizaciones de la presente invención, el tamaño de electrodo se elige de manera que, para un área predeterminada de diodo fotosensible, en la relación entre el área de diodo fotosensible y el área de electrodo, la constante a se elige del intervalo  $[3 \cdot 10^5; 2 \cdot 10^6]$ . Preferiblemente, la constante a se elige del intervalo  $[7 \cdot 10^5; 1,5 \cdot 10^6]$ . Más preferiblemente, la constante a cumple  $a = 10^6$ .

En algunas realizaciones, el tamaño del electrodo se elige de manera que, para un área predeterminada de diodo fotosensible, en la relación entre el área de diodo fotosensible y el área de electrodo, el exponente  $n$  se elige del intervalo  $[-1,5; -2]$ . Más preferiblemente, el exponente  $n$  se elige del intervalo  $[-1,75; -1,85]$ . Más preferiblemente,  $n$  cumple  $n = -1,81$ .

- 5 En particular, en las realizaciones de la presente invención, el exponente  $n$  cumple  $n = -1,81$  y la constante  $a$  se elige del intervalo  $[3 \cdot 10^5; 2 \cdot 10^6]$ , preferiblemente del intervalo  $[7 \cdot 10^5; 1,5 \cdot 10^6]$ .

En otras realizaciones particulares de la presente invención, la constante  $a$  cumple  $a = 10^6$  y el exponente  $n$  se elige del intervalo  $[-1,5; -2]$ , preferiblemente del intervalo  $[-1,75; -1,85]$ .

- 10 Tales opciones de parámetros pueden permitir un proceso de producción más fácil adaptado a una variedad de aplicaciones.

- Los implantes que tienen una resistencia de derivación caracterizada por tales valores para la constante  $a$  y/o el exponente  $n$  son ventajosos a la hora de cumplir múltiples requisitos de un implante, tales como una inyección de carga y un equilibrio de carga. Hasta ahora, los experimentos, en el mejor de los casos, tenían la finalidad de mejorar las características de un implante solo para uno de estos parámetros. Hasta ahora, no había medidas disponibles que permitieran una valoración multiparamétrica. Por lo tanto, la presente invención puede proporcionar implantes con una funcionalidad mejorada cuando se conectan con tejido vivo.
- 15

- Como saben los expertos en la materia, los valores exactos de tamaño y resistencia todavía comprenden tolerancias. Eso se debe al hecho de que otros parámetros, que no son viables para el ámbito de aplicación de la presente invención, pueden requerir más compromisos con respecto a la estructura final del implante. Las propiedades ventajosas mencionadas de la presente invención proporcionan así un rango de valores de resistencia aceptable para resolver el problema de la presente invención. Eso significa que, para cualquier conjunto de parámetros, es decir, tamaño de diodo y tamaño de electrodo, un rango de valores de resistencia aceptables para la resistencia es aceptable dentro del ámbito de aplicación de la presente invención.
- 20

- De acuerdo con la presente invención, el contraelectrodo puede estar dispuesto alrededor del electrodo de estimulación. Además, o alternativamente, el contraelectrodo puede estar dispuesto alrededor del al menos un diodo. El término «dispuesto alrededor de» en el contexto de la presente invención, quiere decir que el contraelectrodo tiene una dimensión lateral y, en esa dimensión lateral, rodea, preferiblemente rodea completamente, el área definida por el electrodo de estimulación o por al menos un diodo. En el caso de que se proporcione una pluralidad de diodos, el contraelectrodo puede estar dispuesto alrededor de uno o de todos los diodos. Con esta disposición, se puede establecer una detección de luz y un proceso de estimulación mejorados con una distribución de campo homogénea del campo eléctrico creado por el electrodo de estimulación. También es posible que el contraelectrodo esté dispuesto solo parcialmente alrededor del píxel o del área fotosensible o del electrodo de estimulación.
- 25
- 30

- El implante de acuerdo con una realización de la invención puede comprender una pluralidad de píxeles. La pluralidad de píxeles puede estar dispuesta en una matriz de píxeles, en particular de manera que el espacio disponible en un sustrato del implante sea utilizado de manera óptima. Esto generalmente se logra al proporcionar píxeles individuales en una forma hexagonal de manera que un píxel sea adyacente a otros seis píxeles circundantes. De esa manera, el implante puede estar provisto de una mayor resolución. La anchura del contraelectrodo, en el caso de una rejilla hexagonal anular en la periferia de cada píxel, podría, por ejemplo, variar del 1 % al 30 % del tamaño de píxel. Preferiblemente, en el intervalo de 5  $\mu\text{m}$  a 25  $\mu\text{m}$ .
- 35

- 40 En las realizaciones de acuerdo con la presente invención, los fotodiodos se pueden conectar al electrodo activo y al contraelectrodo con polaridades anódicas o catódicas.

- En una realización preferida, el implante fotosensible es un implante subretiniano. Eso permite implantar el implante dentro del ojo de un paciente, es decir, subretinalmente, para rodear cualquier tejido dañado de la retina. En consecuencia, los impulsos eléctricos se pueden generar en las proximidades de las células neuronales sensibles que todavía son funcionales en la retina. Alternativamente, el implante puede ser un implante epiretiniano.
- 45

- Un aspecto adicional de la presente invención se refiere a un método para producir un implante fotosensible de la invención. El método comprende al menos las etapas de proporcionar un sustrato y proporcionar, sobre el sustrato, una estructura de píxel tal como se define anteriormente. Esa estructura de píxel comprende al menos un electrodo, un diodo y una resistencia. El valor de la resistencia se elige de acuerdo con una relación predeterminada entre resistencia, tamaño del electrodo de estimulación y tamaño del diodo. Para proporcionar un implante para implantación en o sobre una retina o tejido diferente, se puede proporcionar, por ejemplo, una matriz de píxeles que consiste en una pluralidad de píxeles sobre un sustrato. La producción puede realizarse de manera similar a técnicas disponibles para la producción de semiconductores.
- 50

- El método puede comprender además proporcionar al menos uno o más canales en el píxel y/o en la matriz de píxeles. Los canales pueden proporcionarse para aislar eléctricamente entre sí regiones específicas del píxel y/o de la matriz de píxeles, por ejemplo, se puede proporcionar un canal entre diferentes diodos previstos en un píxel. Además, puede proporcionarse un canal para aislar eléctricamente el electrodo de estimulación o uno o más diodos de un
- 55

contraelectrodo que rodea el píxel. También se puede proporcionar una canal para aislar eléctricamente una o más regiones de la matriz de píxeles de otras regiones de la matriz de píxeles o de contraelectrodos previstos centralmente.

La elección de parámetros y conjuntos de parámetros durante la producción del implante puede hacerse de acuerdo con los aspectos indicados anteriormente.

5 Como se ha descrito antes, el tamaño del electrodo de estimulación y el tamaño del diodo están representados, respectivamente, por un área del electrodo de estimulación y un área del diodo. Eso significa que el valor de la resistencia de derivación depende tanto de un área del electrodo de estimulación como de un área del diodo, en particular en una relación entre las áreas del electrodo de estimulación y del diodo. Esto puede permitir una mejor medida de las dimensiones reales y geometrías por lo general usadas para el electrodo y el diodo. El área del diodo se refiere preferiblemente a un área de una parte fotosensible del área de diodo, es decir, un área de diodo activo. De manera similar, el área del electrodo se refiere preferiblemente a un área de electrodo activo. Por lo tanto, uno o más diodos, el electrodo y/o el píxel completo, también se pueden aplicar con formas no simétricas o arbitrarias de acuerdo con la invención.

15 El tamaño de diodo mencionado en relación con el tamaño de electrodo y el valor de la resistencia es de manera ventajosa un tamaño efectivo de diodo. Ese tamaño efectivo de diodo puede definirse preferiblemente como una relación de un tamaño total de diodo dividido por el número de diodos en el píxel. Por lo tanto, el tamaño efectivo de diodo es una medida para un tamaño promedio de diodo dentro del píxel. Esa definición es particularmente adecuada en un caso en el que una pluralidad de diodos en un píxel tiene el mismo tamaño o similar.

20 La relación predeterminada del valor de la resistencia está determinada de acuerdo con la invención por la relación entre el tamaño de diodo y el tamaño de electrodo según la relación:

$$R \sim D^m \cdot E \quad (\text{ec. 1})$$

en donde R es el valor de la resistencia de derivación en [kOhm], D es el tamaño de diodo en [μm], E es el tamaño de electrodo en [μm] y m es un exponente.

25 La relación anterior de acuerdo con la ecuación (1) puede representarse con más detalle mediante la relación de acuerdo con ecuación (2):

$$R = a \cdot D_{\text{área}}^n \cdot E_{\text{área}} \quad (\text{ec. 2})$$

$$[\text{kOhm}] = [\text{kOhm} \cdot \mu\text{m}^{-2(n+1)}] \cdot [(\mu\text{m}^2)^n] \cdot [\mu\text{m}^2] \quad (\text{ec. 2a})$$

30 en donde R es el valor de la resistencia de derivación en [kOhm], E<sub>área</sub> es el área efectiva de electrodo del electrodo en [μm<sup>2</sup>], D<sub>área</sub> es el área efectiva de diodo del diodo en [μm<sup>2</sup>], n, así como m en la ecuación (1) anterior, es un exponente, y a es una constante.

En algunas realizaciones del método de la invención, el tamaño de electrodo se elige de manera que, para un área predeterminada de diodo fotosensible, en la relación entre el área de diodo fotosensible y el área de electrodo, la constante a se elige del intervalo [3·10<sup>5</sup>; 2·10<sup>6</sup>]. Preferiblemente, la constante a se elige del intervalo [7·10<sup>5</sup>; 1,5·10<sup>6</sup>]. Más preferiblemente, la constante a cumple a = 10<sup>6</sup>.

35 En algunas realizaciones del método de la invención, el tamaño del electrodo se elige de manera que, para un área predeterminada de diodo fotosensible, en la relación entre el área de diodo fotosensible y el área de electrodo, el exponente n se elige del intervalo [1,5; -2]. Más preferiblemente, el exponente n se elige del intervalo [-1,75; -1,85]. Más preferiblemente, n cumple n = -1,81.

40 En realizaciones particulares del método de la invención, el exponente n cumple n = -1,81 y la constante a se elige del intervalo [3·10<sup>5</sup>; 2·10<sup>6</sup>], preferiblemente del intervalo [7·10<sup>5</sup>; 1,5·10<sup>6</sup>].

En otras realizaciones particulares del método de la invención, la constante a cumple a = 10<sup>6</sup> y el exponente n se elige del intervalo [-1,5; -2], preferiblemente del intervalo [-1,75; -1,85].

45 En algunas realizaciones del método de la invención, un área de electrodo puede ser de hasta 100000 μm<sup>2</sup> o incluso más. En algunas realizaciones, el área de electrodo puede estar comprendida entre 5 y 10 μm<sup>2</sup>. En realizaciones más preferidas, el área de electrodo es de 20 μm<sup>2</sup> o más, más preferiblemente de 50 μm<sup>2</sup> o más, en particular de 100 μm<sup>2</sup> o más. En realizaciones aún más preferidas, el área de electrodo está comprendida entre 100 μm<sup>2</sup> y 10000 μm<sup>2</sup>. Más preferiblemente, el área de electrodo está comprendida entre aproximadamente 500 μm<sup>2</sup> y 3300 μm<sup>2</sup>. Un tamaño de electrodo más pequeño puede permitir el contacto de regiones más pequeñas del tejido o de células individuales.

50 Por consiguiente, un área de diodo puede ser de hasta 100000 μm<sup>2</sup>. En realizaciones específicas, los diodos pueden tener un área comprendida entre 50 μm<sup>2</sup> y 100000 μm<sup>2</sup>. En algunas realizaciones, el área de diodo es mayor de 100 μm<sup>2</sup>, preferiblemente igual a o mayor de 200 μm<sup>2</sup>. En realizaciones preferidas de la presente invención, el área de diodo está comprendida entre 500 μm<sup>2</sup> y 10000 μm<sup>2</sup>.

Se encontrarán detalles adicionales, realizaciones preferidas y ventajas de la presente invención en la siguiente descripción con referencia a los dibujos, en los que:

La figura 1 es un ejemplo de un píxel fotosensible con un electrodo de acuerdo con una realización de la presente invención;

- 5 La figura 2 es una vista en sección transversal esquemática de una estructura de semiconductor con dos píxeles adyacentes de acuerdo con una realización de la invención;

La figura 3 muestra una matriz de electrodos de acuerdo con una realización de la presente invención;

La figura 4 es una vista en perspectiva del píxel fotosensible de la figura 1 con un dibujo esquemático de un circuito de cableado;

- 10 La figura 5 es un diagrama que representa un pulso de estimulación;

Las figuras 6 a 10 muestran diagramas para diferentes parámetros de restricción  $a$  y  $n$  de acuerdo con realizaciones de la presente invención

- 15 La figura 1 muestra un píxel fotosensible 10 de acuerdo con una realización de la presente invención. El píxel fotosensible 10, en lo sucesivo denominado píxel, comprende un diodo fotosensible 12, un electrodo central 14 y una resistencia 16. En una periferia exterior del píxel, se proporciona un contraelectrodo 18, que a menudo también se denomina electrodo de retorno. El contraelectrodo 18 se puede colocar en cada píxel, por ejemplo, en la periferia de cada píxel, como se muestra en la figura 1. Eso significa que el electrodo de retorno es local y está entre los diferentes electrodos centrales de una matriz de píxeles. Esto normalmente también se conoce como configuración «bipolar».

- 20 Para tal disposición bipolar, son posibles dos configuraciones. Los electrodos de retorno pueden desconectarse entre sí. Eso significa que los píxeles en ese caso son completamente independientes entre sí. Alternativamente, todos los electrodos de retorno de píxeles individuales pueden conectarse entre sí para crear de manera eficaz una especie de estructura de rejilla. Esa estructura puede tener, por ejemplo, un patrón hexagonal, que puede extenderse sobre toda la matriz de píxeles.

- 25 Como alternativa adicional, un electrodo de retorno central puede colocarse separado de la disposición de electrodos centrales. Tal electrodo de retorno central puede proporcionarse en particular en una ubicación alejada en el implante. Tal configuración también puede denominarse configuración monopolar. Cabe señalar que el electrodo de retorno no necesariamente tiene que estar en un centro geométrico del implante. Además, es posible que una pluralidad de tales electrodos se distribuya sobre el implante o la matriz de píxeles.

- 30 En la realización que se muestra en la figura 1, el píxel 10 tiene una forma hexagonal generalmente simétrica. Adyacente a cada uno de los lados de ese hexágono, se pueden proporcionar más píxeles. En la figura 3, se muestra un ejemplo para una realización de una matriz de píxeles, también denominada matriz de electrodos en el contexto de la presente invención. En realizaciones alternativas, la forma de los píxeles individuales también puede diferir. Por ejemplo, el píxel puede tener forma octogonal o rectangular. El píxel también puede tener forma circular o de diamante o cualquier otra forma, incluso una forma arbitraria, sin apartarse del ámbito de aplicación de la presente invención.

- 35 Los píxeles individuales se separan entre sí mediante una canal 20. El canal 20 comprende material eléctricamente aislante. De preferencia, los píxeles individuales 1 están aislados eléctricamente entre sí. El contraelectrodo 18 está dispuesto en el canal 20 que rodea la periferia del píxel 1 en la realización de acuerdo con la figura 1.

- 40 En la realización mostrada en la figura 1, el píxel 10 comprende además dos diodos 12, 12'. Los diodos 12, 12' están dispuestos inscritos dentro del área de la forma de píxel hexagonal. Preferiblemente, los diodos 12, 12' están dispuestos simétricamente. Entre los diodos 12, 12', se proporciona un canal de aislamiento 20'. El canal de aislamiento 20' entre los diodos 12, 12' tiene las mismas propiedades que el canal de aislamiento 20. Por lo tanto, los diodos 12, 12' están en lo esencial eléctricamente aislados entre sí. Debe entenderse que, a pesar de los canales dispuestos dentro del píxel, es decir, el sustrato del elemento fotosensible aún puede establecerse contacto eléctrico entre objetos separados y aislados por canales 20, 20' mediante contactos eléctricos. Por ejemplo, en la realización de acuerdo con la figura 1, los diodos se conectan mediante un contacto eléctrico 22. Como se detallará más adelante con respecto a la figura 4, los diodos se conectan de esa manera en serie unos con otros en la realización de acuerdo con la figura 1.

- 45 Los diodos 12, 12' representan en la proyección de la realización de acuerdo con la figura 1, un área fotosensible del píxel. En esa realización, el área de superficie, es decir, el área fotosensible de los diodos 12, 12' es esencialmente simétrica alrededor de un eje de simetría (no mostrado) del píxel 10. En otras realizaciones, el número de diodos puede ser diferente. En particular, puede haber solo un diodo. Eso permitiría aumentar el área fotosensible del píxel, ya que no hay que proporcionar canales 20' para separar diodos individuales dentro del píxel 10. En otras realizaciones, se pueden proporcionar tres diodos o más de tres diodos en un píxel. Si se proporcionan más de dos diodos en un píxel 10, los diodos individuales también pueden conectarse entre sí en serie, como ya se ha explicado anteriormente para un píxel de dos diodos.

Se puede proporcionar una pluralidad de diodos, por ejemplo, dos o tres diodos, para un píxel, si hay que aumentar la tensión como respuesta a la señal recibida. Por lo tanto, los diodos pueden conectarse en serie, en donde la tensión de un número N de diodos es el factor N más alto que la tensión creada por un solo diodo. Por otro lado, un mayor número de diodos significa que cada diodo puede recoger menos luz por píxel. La corriente eléctrica creada por cada uno de esos diodos conectados en serie puede ser significativamente menor cuando se tiene una pluralidad de diodos en comparación con tener solo uno o unos pocos diodos. Por lo general, la corriente en un circuito con N diodos es N veces menor que la corriente de un diodo. Por lo tanto, es una cuestión de elección cuál de los parámetros, es decir, corriente o tensión, es más conveniente para una aplicación individual. En el caso específico de la estimulación neuronal, los parámetros de estimulación requeridos pueden depender del tejido y las células neuronales individuales que se van a excitar, de la posición de un implante e incluso de características individuales de un paciente, posiblemente edad, estado de la enfermedad y condición fisiológica general.

En el centro del píxel 10, se proporciona un electrodo 14. Debido a su posición central, ese electrodo 14 también se denomina electrodo central. Además, como ese electrodo se usa por lo general para la estimulación, ese electrodo también se denomina electrodo de estimulación. El electrodo de estimulación 14 en la realización mostrada se proporciona con una forma circular. El electrodo también puede tener diferentes formas, tal como una forma que imite la forma del electrodo de retorno 18 o el canal 20 que refleja el contorno del píxel 10. La forma circular de la realización actualmente mostrada se eligió de manera que el campo eléctrico del electrodo de estimulación 14 pudiera ser homogéneo. Dependiendo de la aplicación prevista, la forma también puede incluir formas que permitan distribuciones de campo localmente mejoradas y menos homogéneas.

Según algunas realizaciones de la presente invención, el electrodo 14 del píxel 10 se adaptará para estimular el tejido circundante, preferiblemente tejido neuronal, en particular tejido neuronal de una retina *in vivo*. Por lo general, el electrodo comprende platino, óxido de iridio y/o nitruro de titanio. Alternativamente, pueden usarse iridio, iridio de platino, diamante dopado o carbono tipo diamante o PEDOT: PSS u otros materiales conocidos como material de electrodo. La estructura preferida del material de electrodo puede ser en particular una estructura altamente porosa, tal como TiN poroso o fractal o una estructura de platino. Tales estructuras son conocidas y son, por ejemplo, «platino negro» o «platino poroso». El espesor de los electrodos puede variar de aproximadamente 100 nm a 3 µm. Sin embargo, también es posible tener un espesor de electrodo en el intervalo de 10 µm también, o por debajo de 100 nm.

En la realización tal como se muestra en la figura 1, el electrodo de retorno 18 se proporciona como un electrodo alargado que rodea el píxel y sigue el contorno de la periferia de píxeles. En realizaciones alternativas, el electrodo de retorno también puede comprender una pluralidad de electrodos, que se distribuyen alrededor del píxel 10 y alrededor del electrodo de estimulación 14 en una distribución regular o arbitraria. Esto puede aplicarse en particular en una parte periférica de un conjunto de electrodos 1.

Además, entre el electrodo de estimulación 14 y el contraelectrodo 18, se dispone una resistencia 16. La resistencia 16, también conocida como resistencia de derivación, puede proporcionarse en particular en el canal entre dos diodos 12, 12' del píxel 10, como se muestra con más detalle en la figura 2.

La figura 2 muestra una vista lateral en sección de una parte de un conjunto de electrodos 1, que muestra dos píxeles adyacentes 10, 10'. Los píxeles 10, 10' corresponden al píxel de acuerdo con la realización que se muestra en la figura 1, que tiene dos diodos 12, 12'. De manera análoga, la misma estructura de capa que se muestra en la figura 1 para un píxel de dos diodos, también se puede proporcionar sustancialmente para un píxel de un diodo o de tres diodos. La resistencia 16 en este documento se proporciona en una superficie del píxel. De acuerdo con una realización de la invención, la resistencia 16 es un conductor en la superficie del píxel 10. En algunas realizaciones, ese conductor puede estar hecho de o comprender silicio que se ha dopado, en particular, que se ha dopado ligeramente. La matriz 1 se proporciona en un sustrato 2 que se puede ver en la figura 3.

La figura 3 muestra una matriz de píxeles, es decir, una matriz de electrodos 1. La matriz de electrodos 1 comprende una pluralidad de píxeles 10. El tamaño de los píxeles en la matriz de electrodos 1 puede diferir y, por tanto, puede ajustarse a diferentes aplicaciones.

La figura 4 muestra una vista en perspectiva esquemática de un píxel 10 de acuerdo con una realización de la presente invención. El píxel 10, tal como se muestra, presenta el electrodo de retorno 20 como un electrodo alargado hexagonal. El electrodo de estimulación 14 es un electrodo circular. Si se aplica tensión eléctrica, es decir, cuando el electrodo de estimulación genera un pulso eléctrico, se genera un campo eléctrico, representado por las líneas de campo eléctrico 15 en la figura 4. Las células en las inmediaciones de este el campo pueden finalmente ser estimuladas dependiendo de los detalles específicos del pulso de estimulación, tal como la fuerza, la polaridad de la duración y similares. El electrodo también puede colocarse en el tejido de manera que el tejido, es decir, las células dentro del tejido, pueda ponerse directamente en contacto con el electrodo.

El píxel 10 de la figura 4 también está provisto de dos diodos 12, 12', que están conectados en serie. La resistencia 16, es decir la resistencia de derivación, está conectada en paralelo a los diodos 12, 12'. De esa manera, se puede establecer un circuito eléctrico con equilibrio de carga y parámetros estimulación fiables.

La figura 5 muestra un ejemplo de un pulso de luz 100 en el píxel y un pulso de estimulación 110 derivado de este. Por lo general, un pulso de luz en el píxel es un pulso de luz infrarroja. La longitud de onda de la luz infrarroja puede

estar comprendida entre 750 nm y 3000 nm, preferiblemente entre 800 nm y 1000 nm y más preferiblemente entre 830 nm y 915 nm. El pulso de luz por lo general es un pulso cuadrado. También se pueden aplicar otras formas de pulso de luz, tal como un perfil de diente de sierra o un aumento y/o disminución no lineal de la intensidad de la luz. Tan pronto como uno o más de los diodos fotosensibles detectan una luz, se genera una corriente 120. Cuando más tiempo se aplique el pulso de luz, mayor será la tensión 110 del electrodo de estimulación 14. A medida que la tensión en el electrodo activo 110 aumenta en el rango positivo o negativo, la tensión del contraelectrodo 130 aumenta inversamente en la región negativa o positiva, para una polaridad anódica o catódica, respectivamente.

Una vez que termina la estimulación de la luz, la corriente 120 cae y las tensiones del electrodo de estimulación y en el electrodo de retorno disminuyen. Sin embargo, dependiendo principalmente del valor de la resistencia de derivación 16, las tensiones necesitan tiempo para igualarse. En el ejemplo de acuerdo con la figura 5, las tensiones han caído a cero solo unos 26 m después de que haya cesado el pulso de luz. Solo entonces, el píxel correspondiente puede aplicar un siguiente pulso de estimulación con capacitancia completa.

El valor de la resistencia 16 influye significativamente en la función y el rendimiento del píxel. Si uno de los diodos recibe un pulso de luz, es decir, en el área fotosensible, el pulso de luz se convierte en un pulso eléctrico. La señal eléctrica se suministra al electrodo de estimulación 14. De manera ideal, la carga suministrada por fase para un pulso de luz debe maximizarse para aumentar la eficacia de la estimulación. Por otro lado, la densidad de carga no puede ser demasiado alta, para evitar daños en los tejidos. Por lo tanto, generalmente se eligen densidades de carga de entre 0,35 mC/cm<sup>2</sup> y 1,5 mC/cm<sup>2</sup>, por lo general de 1 mC/cm<sup>2</sup>. Además, la carga debe descargarse lo suficientemente rápido como para que antes de un siguiente pulso, la tensión aplicada pueda caer idealmente hasta cero para equilibrar las cargas. Esto requiere un valor de resistencia bajo. Por otro lado, un valor de resistencia bajo disminuye la carga fotogenerada que finalmente puede usarse para la generación de señal eléctrica.

Los presentes inventores podrían demostrar que el valor ideal de la resistencia de derivación asciende con un área del área de estimulación y del área fotosensible. Para definir la invención, las realizaciones de la presente invención, para las cuales se busca protección, se incorporan para cumplir la siguiente ecuación (1),

$$R \sim D^m \cdot E \quad (\text{ec. 1})$$

En donde R es el valor de la resistencia de derivación 16, D es el tamaño de diodo, E es el tamaño de electrodo y m es un exponente.

La relación anterior también puede describirse mediante la relación de acuerdo con la ecuación (2):

$$R = a \cdot D_{\text{área}}^n \cdot E_{\text{área}} \quad (\text{ec. 2})$$

en donde R es el valor de la resistencia de derivación 16 en kOhm, E<sub>área</sub> es el área efectiva de electrodo del electrodo 14 en μm<sup>2</sup>, D<sub>área</sub> es el área efectiva de diodo del diodo 12 en μm<sup>2</sup>, n es un exponente y a es una constante. Eso significa que el valor de la resistencia 16 se deriva del tamaño de electrodo y del tamaño de diodo. En particular, el valor de la resistencia 16 se deriva de un área de electrodo y un área de diodo, preferiblemente un área efectiva de diodo. El área efectiva de diodo, según se define de acuerdo con la presente invención, es el área sensible a la luz de cada uno de los diodos 12, 12', si estos son de tamaño similar. También puede ser el valor mínimo de las áreas sensibles a la luz de los diodos 12, 12' en un píxel 10.

A continuación, se proporciona una visión general de las realizaciones más preferidas de la presente invención de acuerdo con la definición anterior. Será evidente para cualquier persona experta en la técnica que varios conjuntos de parámetros que contienen el valor de la resistencia de derivación, el tamaño de electrodo, así como el tamaño de diodo y el número de diodos, pueden cumplir los requisitos indicados en relación con la presente invención.

La persona experta se dará cuenta además de que todos los valores proporcionados en el presente documento con respecto a las relaciones absolutas o relativas de los parámetros o con respecto a los valores de los mismos parámetros están sujetos a errores estadísticos y/o restricciones y variaciones de diseño. En consecuencia, los valores proporcionados deben considerarse representativos de valores que oscilan al menos +/- 25 % alrededor de ese valor proporcionado o al menos +/- 10 μm, cuando se refiere a tamaños. Por ejemplo, un píxel de tres diodos con un tamaño de 100 μm, permite valores óptimos para el tamaño de electrodo en un intervalo de aproximadamente 15 μm a 30 μm.

Con respecto a los valores de resistencia de derivación, los valores pueden variar más significativamente, por ejemplo, del 10 % de los valores representados hasta diez veces el valor óptimo, preferiblemente del 50 % del valor hasta 5 veces el valor representado. Será evidente para los expertos en la materia que, para una configuración dada de parámetros, es la combinación de valores, es decir, el tamaño de diodo y el número de diodos, el tamaño de electrodo y el valor de la resistencia, lo que define el píxel o la matriz de píxeles de acuerdo con la invención.

Tal como se muestra mediante ejemplos para varios conjuntos de parámetros, los hallazgos de la presente invención se pueden describir mejor mediante un exponente n de acuerdo con la relación -1,5 < n < -2. En realizaciones más preferidas de la presente invención, el exponente se elige de entre -1,65 < n < -1,95, y más particularmente de entre -1,75 < n < -1,85. En particular, el exponente n puede ser n = -1,81.

Las tablas 1 y 2 proporcionan una visión general de los conjuntos de parámetros preferidos de acuerdo con la presente invención en lo que se refiere a las áreas correspondientes en  $\mu\text{m}^2$  de los electrodos y los diodos. Ese enfoque, teniendo en cuenta las áreas correspondientes, permite considerar formas casi arbitrarias de los píxeles, diodos y electrodos.

- 5 Para los parámetros establecidos en las tablas 1 y 2, se identifica que, para un exponente preferido  $n$  de  $n = -1,81$ , la constante  $a$  preferiblemente se encuentra entre  $3 \cdot 10^5 < a < 2 \cdot 10^6$ . Más preferiblemente, la constante  $a$  se encuentra entre  $7 \cdot 10^5 < a < 1,5 \cdot 10^6$ . En realizaciones aún más preferidas, la constante  $a$  se encuentra entre  $7,5 \cdot 10^5 < a < 1,25 \cdot 10^6$ . La constante puede ser, por ejemplo,  $a = 10^6 \pm 20\%$ . Más preferiblemente, la constante  $a$  es  $a = 10^6 \pm 10\%$  en tal configuración. El tamaño de píxel en  $[\mu\text{m}]$  es una medida tal como se usa normalmente para caracterizar el píxel. El tamaño de píxel en sí no se tiene en cuenta para definir las características individuales de un píxel en lo que se refiere al tamaño de electrodo (área), tamaño de diodo (área) y valor de la resistencia. Debe entenderse, además, que los ejemplos proporcionados solo ejemplificarán la idea inventiva para definir un píxel o una matriz de píxeles mediante el valor de la resistencia 16, un tamaño del electrodo 14 y un tamaño de uno o más diodos 12, 12'. Los ejemplos específicos no serán limitativos para la materia objeto tal como se establece en las reivindicaciones.
- 10
- 15 Las matrices de electrodos con estructuras de píxel de acuerdo con los conjuntos de parámetros establecidos en la tabla 1 se optimizaron para luz aplicada con una potencia de aproximadamente  $5 \text{ mW/mm}^2$  y una duración de pulso de luz de aproximadamente 4 m.

| # de diodos | Tamaño de píxel | Área de electrodo | Resistencia |
|-------------|-----------------|-------------------|-------------|
| 1           | 75              | 1650,8            | 520,6       |
| 2           | 75              | 554,8             | 1756,7      |
| 3           | 75              | 255,0             | 1543,0      |
| 1           | 100             | 3408,8            | 283,4       |
| 2           | 100             | 766,7             | 520,6       |
| 3           | 100             | 554,8             | 1296,2      |
| 1           | 140             | 7287,0            | 154,3       |
| 2           | 140             | 1650,8            | 384,1       |
| 3           | 140             | 1314,7            | 520,6       |
| 1           | 280             | 24911,0           | 45,7        |
| 2           | 280             | 7287,0            | 84,0        |
| 3           | 280             | 4536,0            | 113,8       |

20 Tabla 1: Valor de la resistencia de derivación optimizada para pulsos de luz de 4 m con una potencia de luz de  $5 \text{ mW/mm}^2$

Las matrices de electrodos con estructuras de píxel de acuerdo con la tabla 2 se optimizaron para luz aplicada con una potencia de aproximadamente  $3 \text{ mW/mm}^2$  y una duración de pulso de luz de aproximadamente 4 m.

| # de diodos | Tamaño de píxel | Tamaño de electrodo | Resistencia |
|-------------|-----------------|---------------------|-------------|
| 2           | 75              | 384,2               | 1815,4      |
| 3           | 75              | 255,0               | 3154,8      |
| 1           | 100             | 2907,2              | 345,9       |
| 2           | 100             | 766,7               | 1044,7      |
| 3           | 100             | 384,2               | 1377,1      |
| 1           | 140             | 5828,8              | 209,1       |
| 2           | 140             | 1650,8              | 520,6       |
| 3           | 140             | 1020,0              | 705,6       |

25 Tabla 2: Valor de la resistencia de derivación optimizada para pulsos de luz de 4 m con una potencia de luz de  $3 \text{ mW/mm}^2$

La tabla 3 muestra conjuntos de parámetros para píxeles, que se identificaron como una opción ventajosa particular de la multitud de posibles configuraciones. Los conjuntos de parámetros establecidos en la tabla 3 se optimizaron para una luz aplicada con una potencia de aproximadamente  $5 \text{ mW}/\mu\text{m}^2$  y una duración de pulso de luz de aproximadamente 4 m.

30

| # de diodos | Tamaño de píxel | Área de electrodo | Resistencia |
|-------------|-----------------|-------------------|-------------|
| 2           | 75              | 384,2             | 1800        |
| 1           | 100             | 1650,8            | 250         |
| 2           | 100             | 766,7             | 900         |
| 3           | 100             | 384,2             | 1200        |
| 1           | 140             | 5828,8            | 130         |
| 1           | 140             | 2447,0            | 130         |
| 2           | 140             | 2907,2            | 450         |
| 2           | 140             | 1650,8            | 400         |
| 3           | 140             | 1020,0            | 600         |

Tabla 3: Valor preferido de la resistencia de derivación optimizada para pulsos de luz de 4 m con una potencia de luz de 5 mW/mm<sup>2</sup>

La figura 6 es un diagrama que muestra, en un gráfico logarítmico doble y marcado con «x», tales configuraciones de parámetros para píxeles de una matriz de píxeles, que son, en general, razonables y técnicamente posibles. En el diagrama, el eje X representa un tamaño (aquí, un área) del diodo, por ejemplo, el área efectiva de diodo. El eje Y del diagrama muestra la relación correspondiente del valor de resistencia de derivación dividido por el área de electrodo derivada de la ecuación (2), como se define arriba. Esas coordenadas de parámetros marcadas con un «+» en la figura 6 representan conjuntos de parámetros que están restringidos de acuerdo con los aspectos inventivos de la presente invención.

Estas restricciones pueden requerir, por ejemplo, que el electrodo sea activado para proporcionar una carga específica a una densidad de carga específica. Esa densidad de carga puede ser en particular de aproximadamente 0,35 mC/cm<sup>2</sup>. Un límite superior de la densidad de carga está preferiblemente en 1 mC/cm<sup>2</sup>. La densidad de carga puede ser de hasta 1,5 mC/cm<sup>2</sup>. Además, estas restricciones pueden requerir no sobrepasar una tensión máxima entre el electrodo 14 y el contraelectrodo 18 en respuesta a un impulso de estimulación. En particular, puede estar previsto mantener la tensión por debajo de la tensión de hidrólisis del agua. Como ejemplo considerado para las realizaciones ejemplificadas de acuerdo con las figuras 6 a 10, la tensión máxima puede estar limitada a aproximadamente 0,8 V. Por otro lado, una tensión mínima proporcionada por los electrodos de acuerdo con estas realizaciones para los parámetros de luz específicos se consideró que era inferior a 0,1 V. Además, en algunas realizaciones, estas restricciones requieren que el valor de la resistencia 16 permita un equilibrio de carga suficientemente rápido, correspondiente preferiblemente a una corriente CC residual que refleje una carga desequilibrada con el tiempo de menos de 0,1 µA, y que maximice al mismo tiempo la carga disponible para la estimulación. La reducción de la corriente CC residual, que equilibra de ese modo la carga de los electrodos, puede permitir una estimulación más controlada del tejido y, por tanto, aumentar la fiabilidad del píxel o de la matriz de píxeles.

Tal como se indica, esos píxeles y matrices de píxeles de acuerdo con realizaciones de la presente invención que muestran tales conjuntos de parámetros pueden describirse mediante la ecuación (2) anterior. En la realización ejemplificada de la figura 6, el exponente  $n$  es  $n = -1,81$ . Las líneas de puntos y las líneas de puntos y rayas en la figura 6 representan un límite superior e inferior de la constante  $a$  en la ecuación (2), siendo la constante  $a = 3 \cdot 10^5$  y  $2 \cdot 10^6$ , respectivamente. Estas líneas representan líneas rectas definidas por la ecuación (2), cuando se reorganizan de acuerdo con la siguiente ecuación (3):

$$R/E_{\text{área}} = a \cdot D_{\text{área}}^n \quad (\text{ec. 3})$$

Esa definición se aplica de la misma manera para las figuras 7 a 10, como se analiza a continuación.

La figura 7 muestra los parámetros de otras realizaciones preferidas de la presente invención. Estos conjuntos de parámetros se indican con un círculo negro (•) en la figura 7. A modo de comparación, la figura 7 también muestra esas configuraciones, que generalmente pueden estar disponibles como configuraciones teóricas razonables. Los límites superior e inferior de las realizaciones de acuerdo con la figura 7 pueden definirse mediante  $a = 7 \cdot 10^5$  y  $a = 1,5 \cdot 10^6$ , respectivamente.

La figura 8 muestra el mismo diagrama que la figura 7, sin mostrar todos los conjuntos de parámetros posibles y añadiendo una línea recta que se aproxima a un valor central preferido para los conjuntos de parámetros de las realizaciones más preferidas. Esa línea se define mediante la constante  $a = 10^6$  y el exponente  $n = -1,81$ . Se apreciará que, en el gráfico logarítmico que se muestra en figuras 6 a 10, un error común del orden del 10-50 % puede considerarse una desviación de ese valor central preferido, sin apartarse de la idea inventiva y el ámbito de aplicación de la presente invención.

5 De manera similar a las figuras 6 a 8, la figura 9 muestra un diagrama de esas realizaciones técnicas que en teoría pueden tenerse en cuenta. Además, al igual que en las figuras 7 y 8, la figura 9 muestra las realizaciones más preferidas de acuerdo con la presente invención indicadas con círculos negros ( $\bullet$ ). Sin embargo, las líneas que se muestran en la figura 9 indican un límite superior e inferior de líneas definidas mediante la ecuación (3) anterior para diferentes exponentes  $n$ . El exponente para el límite superior e inferior de los conjuntos de parámetros en la figura 9 se define mediante  $n = -1,5$  y  $n = -2$ , respectivamente.

De manera similar al diagrama de la figura 9, la figura 10 muestra un diagrama con líneas limitativas resultantes de diferentes exponentes  $n$ . En este documento, un límite superior se define mediante un exponente de  $n = -1,75$  y un límite inferior se define mediante un exponente de  $n = -1,85$ .

10 Debe observarse que los límites superior e inferior de acuerdo con los ejemplos anteriores muestran los límites de intervalos de posibles conjuntos de parámetros. Es decir que cualquier conjunto de parámetros que se encuentre entre esas áreas delimitadas por las líneas que representan el valor superior e inferior se considerará parte de la idea inventiva para proporcionar un píxel o una matriz de píxeles con propiedades mejoradas. Cabe señalar además que no es una opción obvia para ninguna persona experta tener en cuenta cualquiera de esas combinaciones de parámetros, ya que los inventores actúan para proporcionar píxeles y matrices de píxeles con adaptación multiparámetro correlacionando los tamaños respectivos de electrodo, el diodo y valor de resistencia.

15

## REIVINDICACIONES

- 5 1. Implante fotosensible que comprende al menos un píxel (10) que tiene al menos un diodo (12, 12'), un electrodo de estimulación (14), un contraelectrodo (18) y una resistencia (16), en donde el valor de la resistencia (16) se elige de acuerdo con una relación predeterminada entre resistencia, tamaño del electrodo de estimulación (14) y tamaño del diodo (12, 12'), en donde el valor de la resistencia se determina mediante

$$R \sim D^m \cdot E \quad (\text{ec. (1)}),$$

en donde R es el valor de la resistencia, D es el tamaño de diodo, E es el tamaño de electrodo y  $m$  es un exponente.

- 10 2. Implante fotosensible de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el tamaño del electrodo de estimulación (14) y el tamaño del diodo (12, 12') se representa, respectivamente, como un área del electrodo de estimulación (14) y del diodo (12, 12').

3. Implante fotosensible de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 o 2, en el que el tamaño del diodo (12, 12') es un tamaño efectivo de diodo representado mediante una relación de un tamaño total de diodo, preferiblemente un área total de diodo y el número de diodos (12, 12') en el píxel.

- 15 4. Implante fotosensible de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 o 2, en el que el valor de la resistencia (16) se determina mediante la fórmula:

$$R = a \cdot (D_{\text{área}}^n) \cdot E_{\text{área}}$$

en donde:

R es el valor de la resistencia (16);

$E_{\text{área}}$  es el área del electrodo (14);

- 20  $D_{\text{área}}$  es el área efectiva del diodo (12, 12');

$n$  es un exponente, y

$a$  es una constante.

- 25 5. Implante fotosensible de acuerdo con la reivindicación 4, en el que el área del electrodo (14) se elige de manera que, para cualquier área del diodo fotosensible predeterminado (12, 12'), la constante  $a$  se elige del intervalo  $[3 \cdot 10^5; 2 \cdot 10^6]$ , preferiblemente del intervalo  $[7 \cdot 10^5; 1,5 \cdot 10^6]$  y, más preferiblemente, la constante  $a$  cumple  $a = 10^6$ .

6. Implante fotosensible de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 4 o 5, en el que el área del electrodo (14) se elige de manera que, para cualquier área predeterminada del diodo fotosensible (12, 12'), el exponente  $n$  se elige del intervalo  $[-1,5; -2]$ , preferiblemente del intervalo  $[-1,75; -1,85]$  y más preferiblemente,  $n$  cumple  $n = -1,81$ .

- 30 7. Implante fotosensible de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 4 a 6, en el que el exponente  $n$  cumple  $n = -1,81$  y en el que la constante  $a$  se elige del intervalo  $[3 \cdot 10^5; 2 \cdot 10^6]$ , preferiblemente del intervalo  $[7 \cdot 10^5; 1,5 \cdot 10^6]$  o en donde la constante  $a$  cumple  $a = 10^6$  y en donde el exponente  $n$  se elige del intervalo  $[-1,5; -2]$ , preferiblemente del intervalo  $[-1,75; -1,85]$ .

8. Implante fotosensible de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el contraelectrodo (18) está dispuesto alrededor del electrodo de estimulación (14) y/o alrededor del al menos un diodo (12, 12').

- 35 9. Implante fotosensible de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el implante comprende una pluralidad de píxeles (10, 10'), que están dispuestos en una matriz de píxeles (1).

10. Implante fotosensible de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el al menos un píxel tiene una forma sustancialmente hexagonal o en el que el electrodo de estimulación tiene una forma sustancialmente circular.

- 40 11. Implante fotosensible de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el implante es un implante subretiniano.

12. Método para producir un implante fotosensible de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores 1 a 11, que comprende las etapas de:

- proporcionar un sustrato (2), y

- 45 - proporcionar, sobre el sustrato (2), una estructura de píxel (10) que comprende al menos un electrodo (14), un diodo (12, 12') y una resistencia (16), en el que el valor de la resistencia (16) se elige de acuerdo con una relación predeterminada entre la resistencia, un tamaño del electrodo de estimulación (14) y un tamaño del diodo (12, 12').

13. Método de acuerdo con la reivindicación 12, en el que el tamaño del electrodo de estimulación (14) y el tamaño del diodo (12, 12') se representan, respectivamente, como un área del electrodo de estimulación (14) y del diodo (12, 12'), y en el que el tamaño del diodo (12, 12') es un tamaño efectivo de diodo representado mediante una relación de un tamaño total de diodo, preferiblemente un área total de diodo y el número de diodos (12, 12') en el píxel.

- 5 14. Método de acuerdo con la reivindicación 12 o 13, en el que el valor de la resistencia (16) se determina mediante la fórmula:

$$R = a \cdot (D_{\text{área}}^n) \cdot E_{\text{área}}$$

en donde:

R es el valor de la resistencia (16);

- 10  $E_{\text{área}}$  es el área del electrodo (14);

$D_{\text{área}}$  es el área efectiva del diodo (12, 12');

$n$  es un exponente, y

$a$  es una constante.

- 15 15. Método de acuerdo con la reivindicación 14, en el que el área del electrodo (14) se elige de manera que, para cualquier área del diodo fotosensible predeterminado (12, 12'), la constante  $a$  se elige del intervalo  $[3 \cdot 10^5; 2 \cdot 10^6]$ , preferiblemente del intervalo  $[7 \cdot 10^5; 1,5 \cdot 10^6]$  y, más preferiblemente, la constante  $a$  cumple  $a = 10^6$ .

y/o

- 20 en el que el área del electrodo (14) se elige de manera que, para cualquier área predeterminada del diodo fotosensible (12, 12'), el exponente  $n$  se elige del intervalo  $[-1,5; -2]$ , preferiblemente del intervalo  $[-1,75; -1,85]$  y más preferiblemente,  $n$  cumple  $n = -1,81$ .

en el que el exponente  $n$  cumple preferiblemente  $n = -1,81$  y en el que la constante  $a$  se elige preferiblemente del intervalo  $[3 \cdot 10^5; 2 \cdot 10^6]$ , más preferiblemente del intervalo  $[7 \cdot 10^5; 1,5 \cdot 10^6]$

o

- 25 en el que la constante  $a$  cumple preferiblemente  $a = 10^6$  y en el que el exponente  $n$  se elige preferiblemente del intervalo  $[-1,5; -2]$ , más preferiblemente del intervalo  $[-1,75; -1,85]$ .

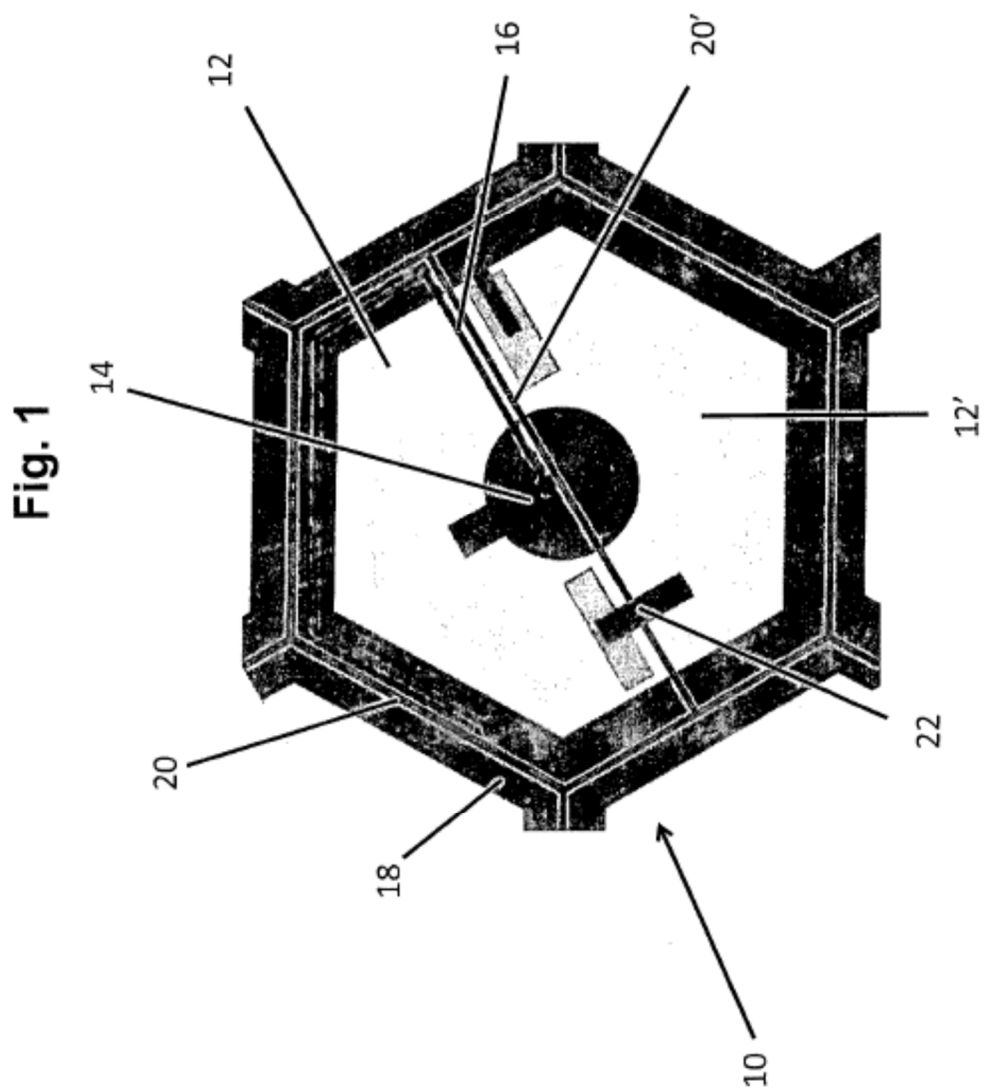
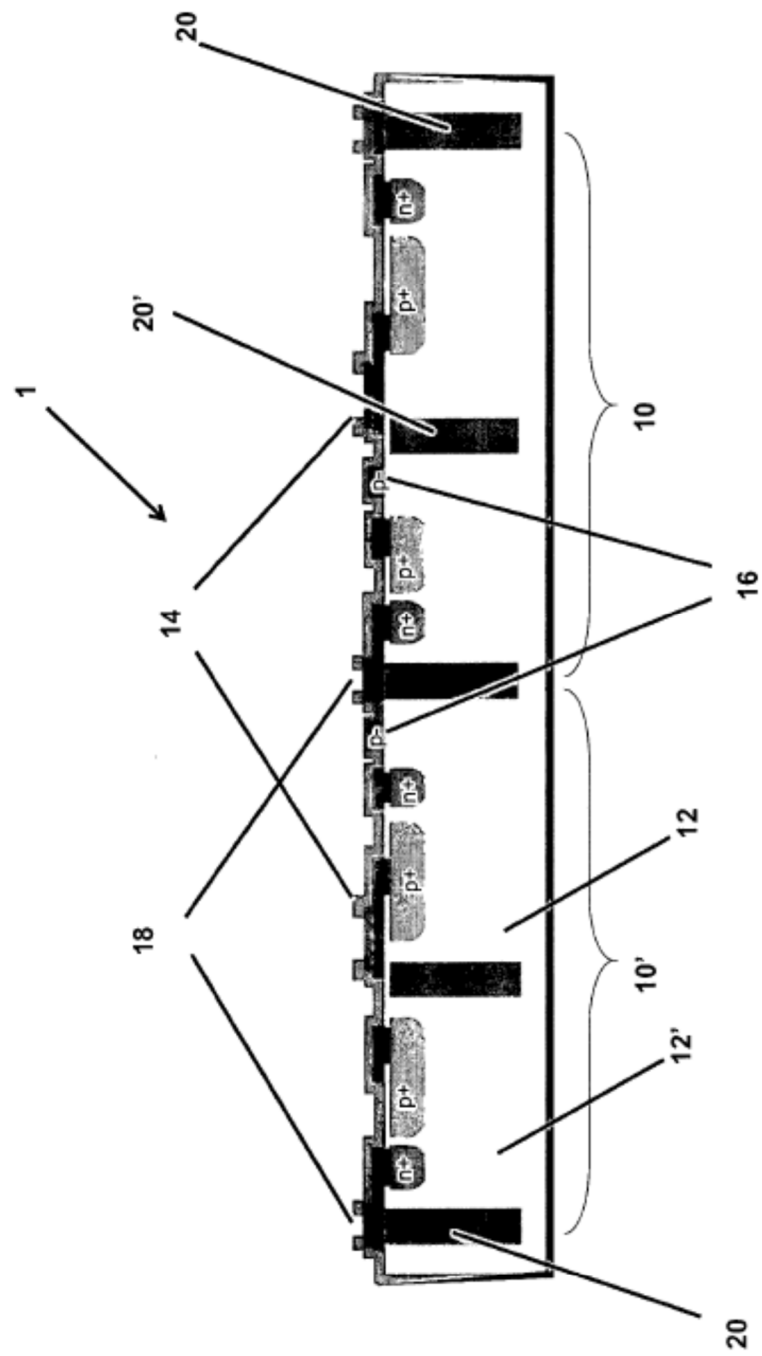


Fig. 2



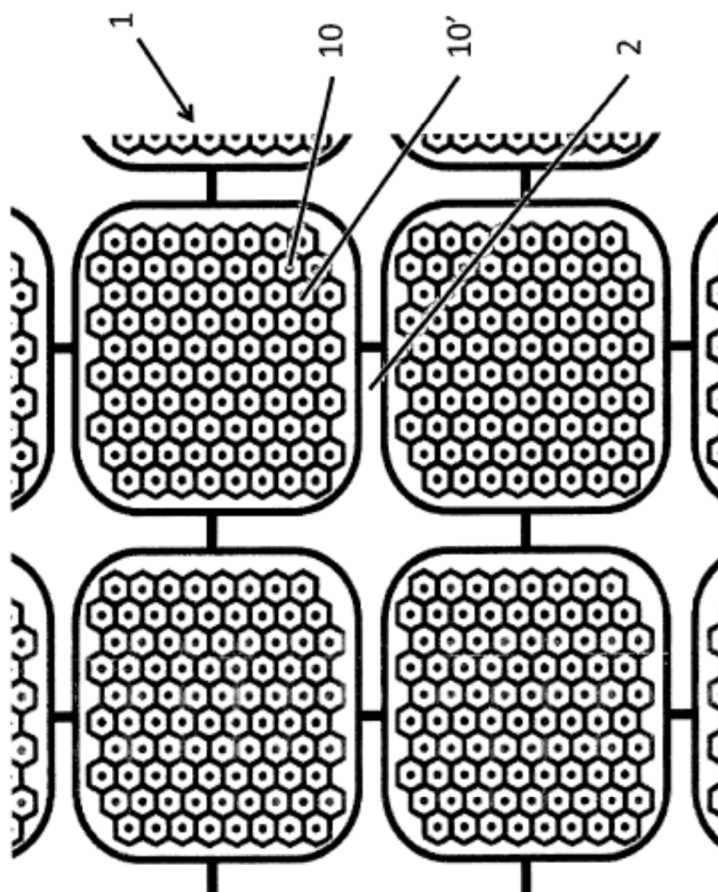


Fig. 3

Fig. 4

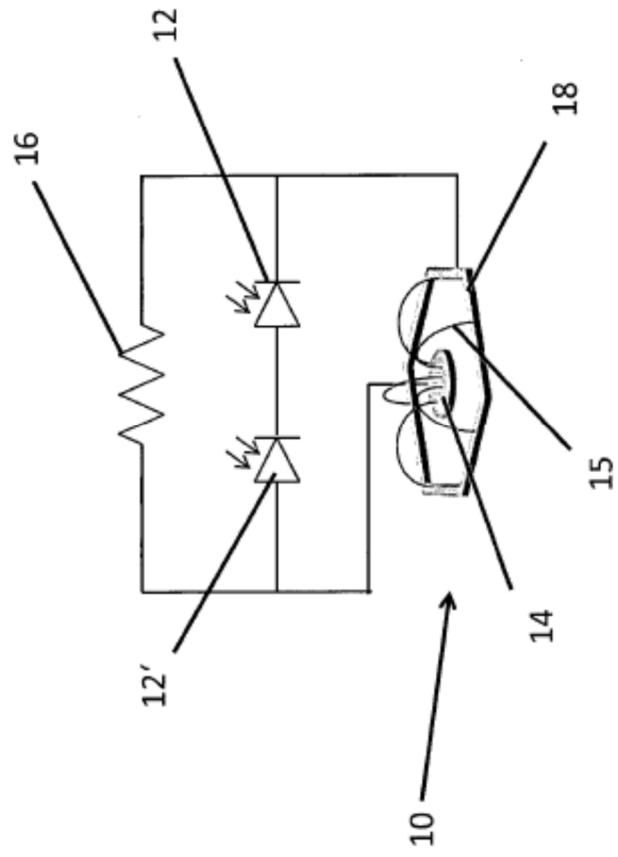


Fig. 5

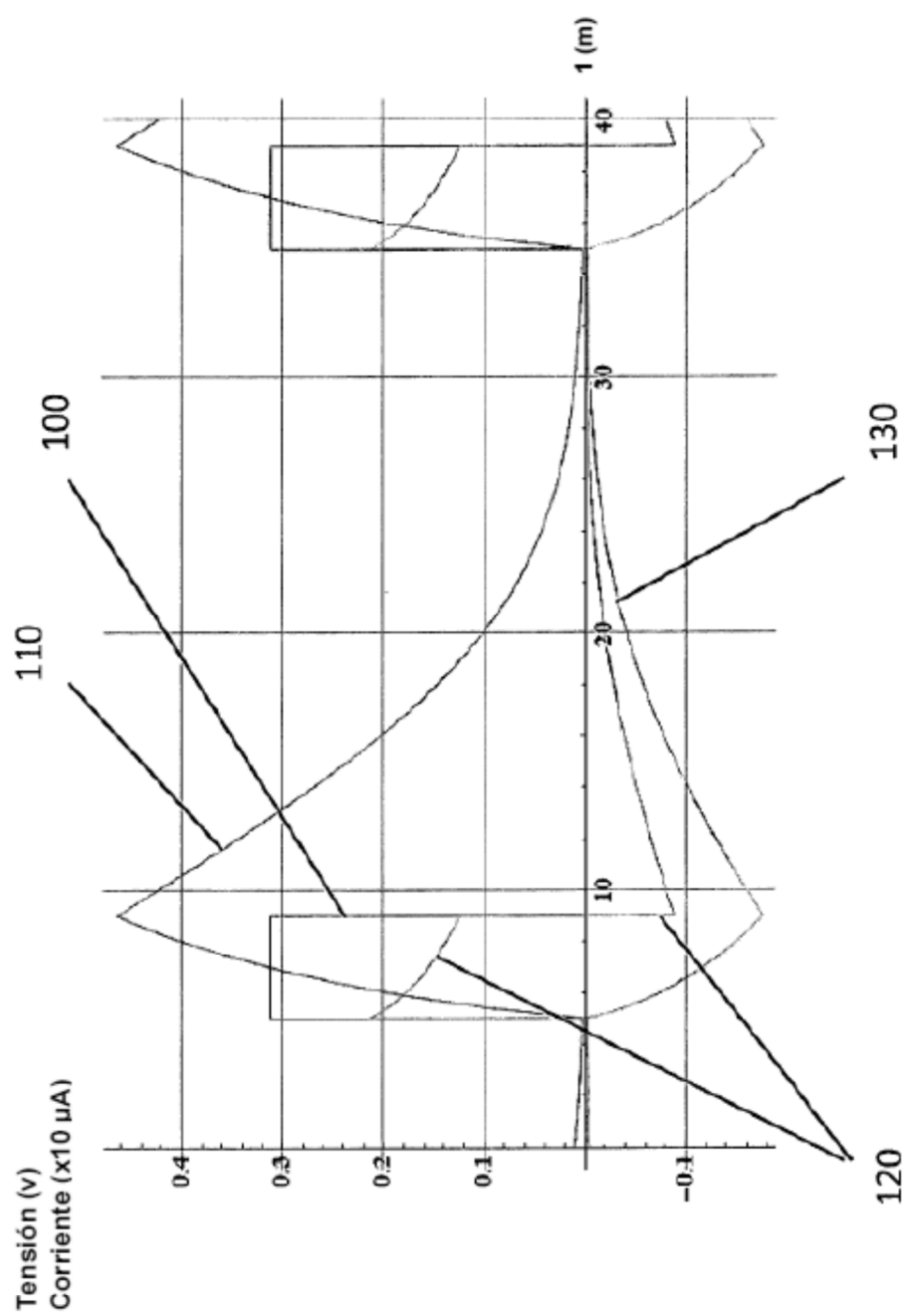


Fig. 6

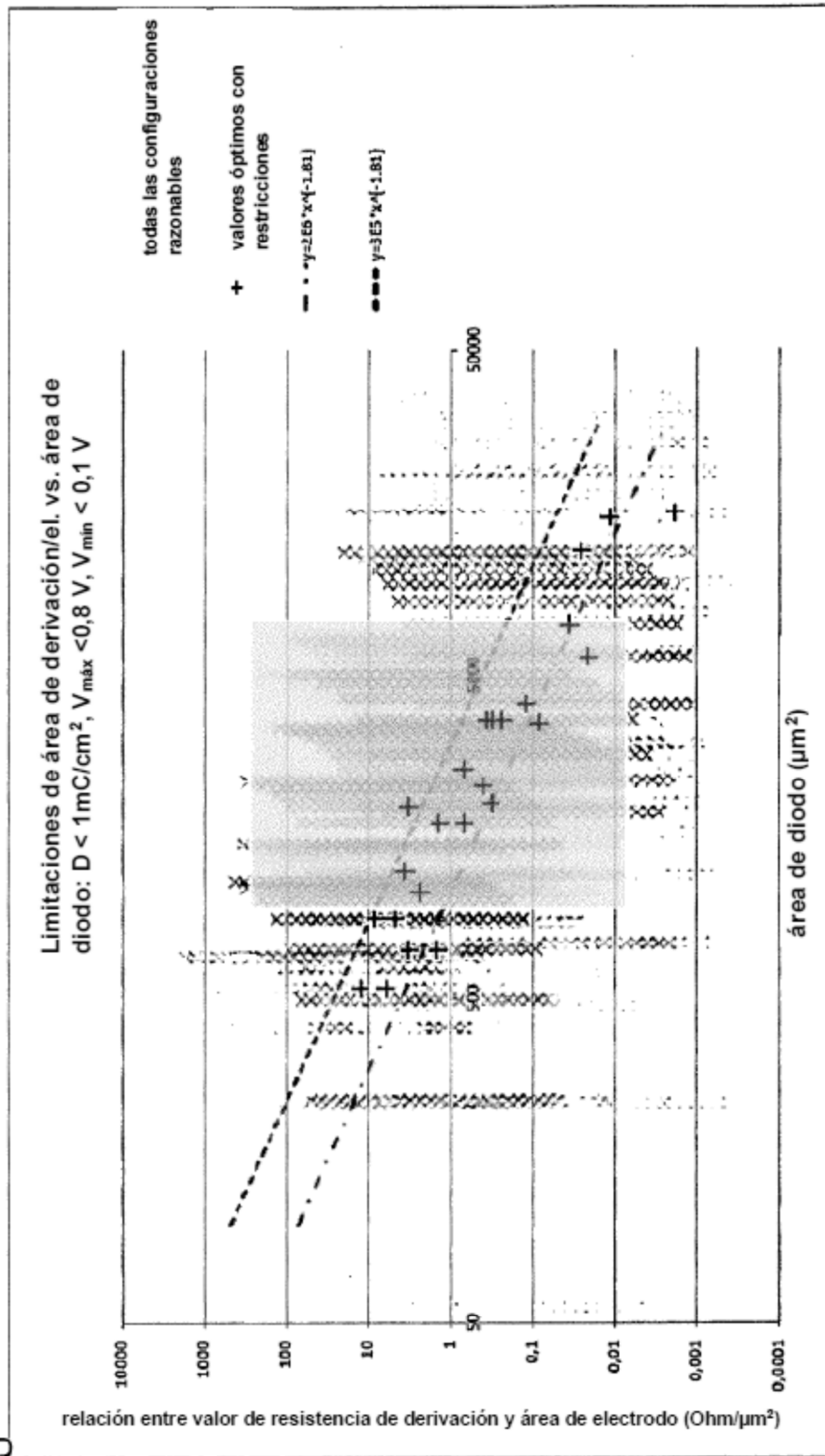


Fig. 7

Limitaciones de área de derivación/el. vs. área de diodo:  $D < 1 \text{ mC/cm}^2$ ,  $V_{\text{máx}} < 0,8 \text{ V}$ ,  $V_{\text{mín}} < 0,1 \text{ V}$

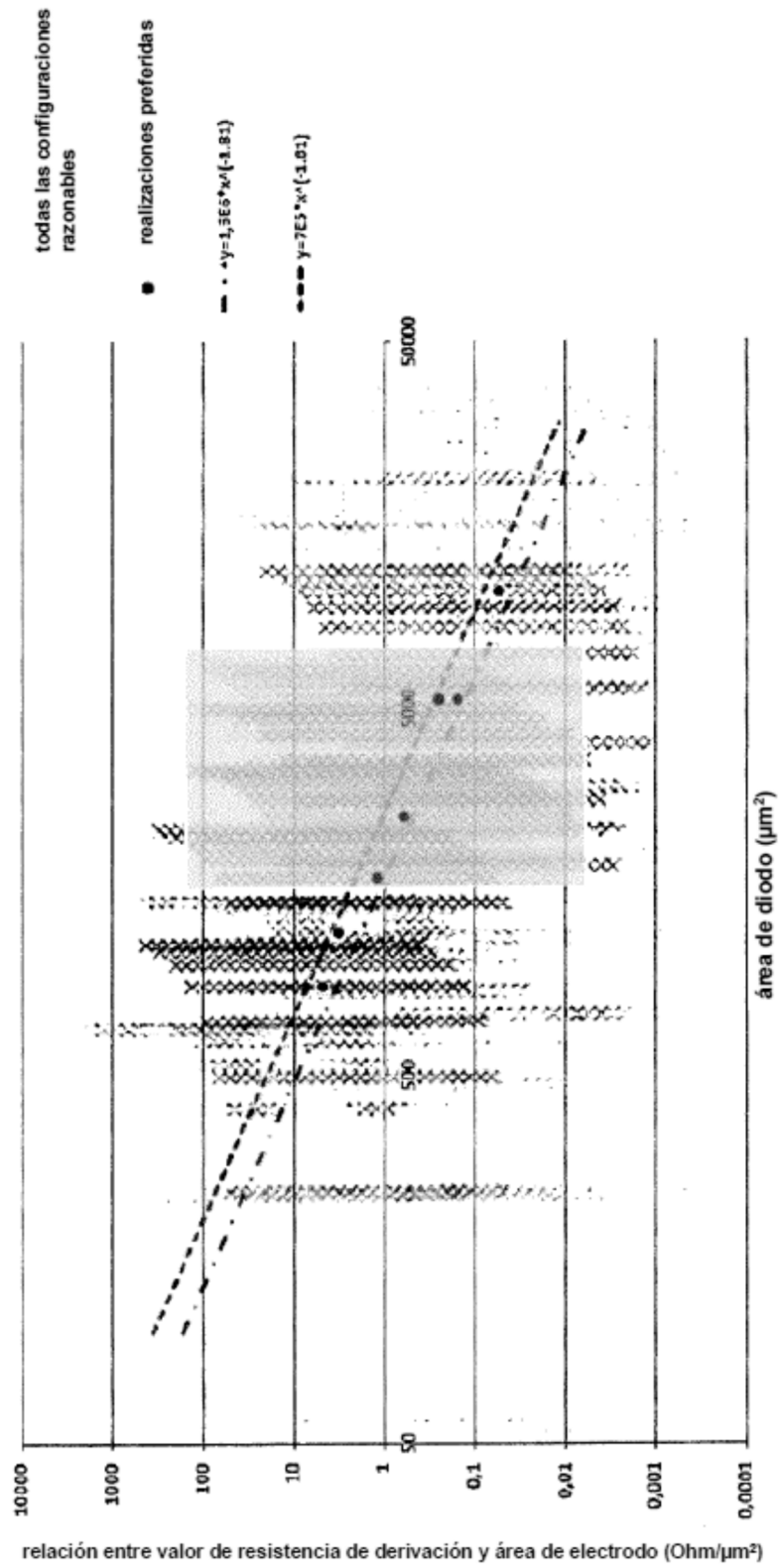


Fig. 8

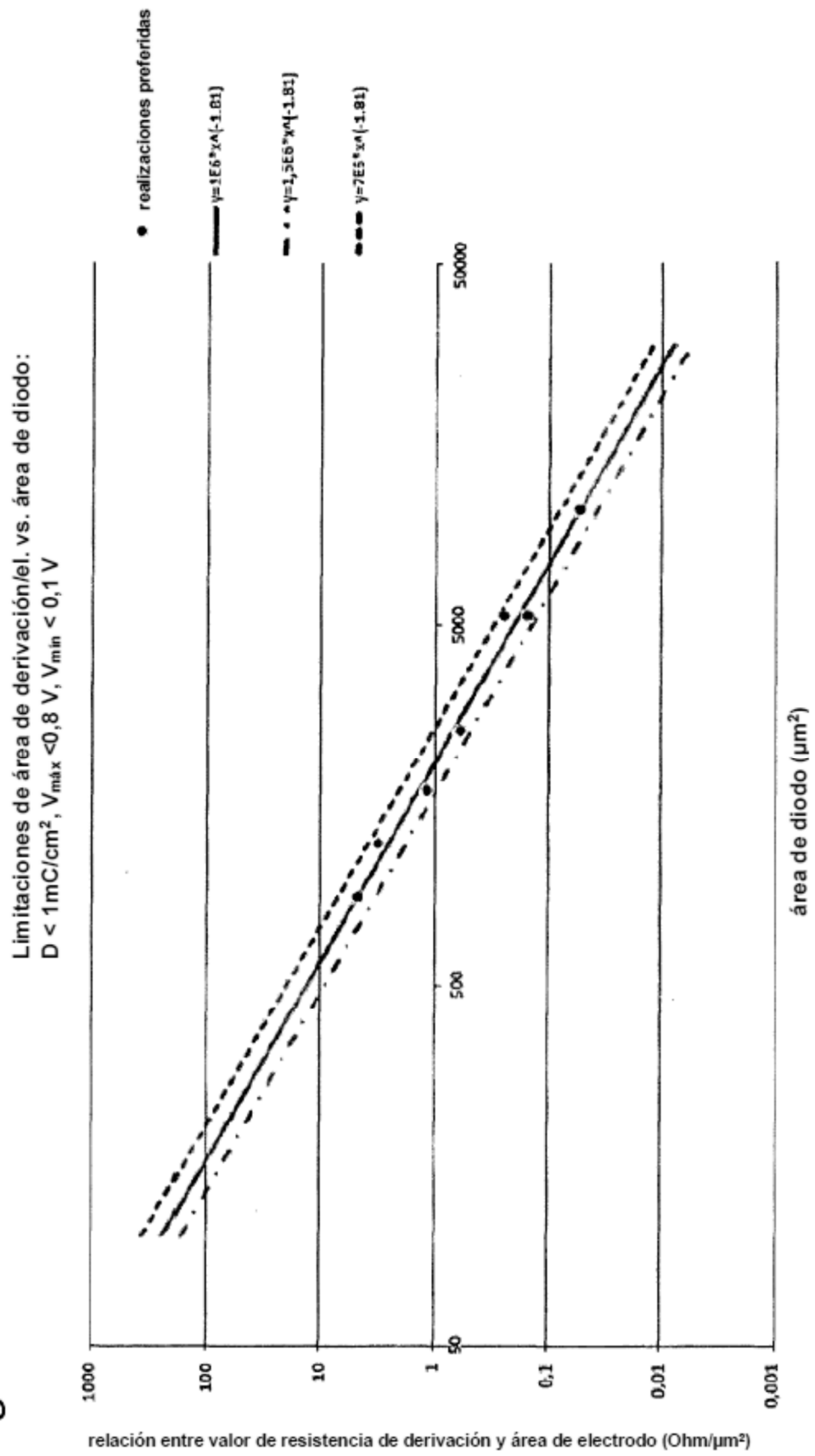


Fig. 9

Limitaciones de área de derivación/el. vs. área de diodo:  $D < 1 \text{ mC/cm}^2$ ,  $V_{\text{max}} < 0,8 \text{ V}$ ,  $V_{\text{min}} < 0,1 \text{ V}$

