

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 708 587**

51 Int. Cl.:

A61L 27/30 (2006.01)

A61N 1/18 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **10.09.2015 PCT/EP2015/070759**

87 Fecha y número de publicación internacional: **17.03.2016 WO16038161**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.09.2015 E 15760474 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **07.11.2018 EP 3191146**

54 Título: **Electrodo implantable**

30 Prioridad:
10.09.2014 LU 92540

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
10.04.2019

73 Titular/es:
**LUXEMBOURG INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY (LIST) (100.0%)
5, avenue des Hauts-Fourneaux
4362 Esch-sur-Alzette, LU**

72 Inventor/es:
**LENOBLE, DAMIEN;
THOMANN, JEAN-SÉBASTIEN y
PALISSOT, VALÉRIE**

74 Agente/Representante:
TOMAS GIL, Tesifonte Enrique

ES 2 708 587 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

Electrodo implantable

Campo técnico

5 [0001] La presente invención se refiere al campo de los materiales y dispositivos implantables. En particular se refiere a un electrodo para conducir señales eléctricas hacia y/o desde células o tejidos biológicos que entran en contacto directo con el electrodo.

Antecedentes de la invención

10 [0002] Se han investigado y propuesto varios materiales y dispositivos para imitar, examinar y/o restaurar actividades de diferentes células y tejidos biológicos. Los electrodos biocompatibles para estimulación celular o monitorización celular se necesitan todavía como un bloque de construcción para dispositivos que actúen como interfaces cerebro-mecánicas. Como ejemplo, el primer implante neuroprotésico-coclear exitoso puesto en práctica a principios de la década de 1990 es un dispositivo de interfaz neural que utiliza una matriz de electrodos para estimular con impulsos eléctricos el nervio auditivo en la cóclea. La estimulación eléctrica de los nervios periféricos ha ganado mucho interés de los clínicos para el tratamiento del dolor, para la restauración de las funciones de motricidad y para el tratamiento de la epilepsia. Adicionalmente, la comunidad de investigación en neuroingeniería ha investigado varios dispositivos de interfaz neural para el sistema nervioso central (SNC). Tales dispositivos se diseñan para regular trastornos del estado de ánimo, la epilepsia o síntomas que surgen con la enfermedad de Parkinson, a través de suministros apropiados de carga eléctrica con estimulación cerebral profunda. El registro de señales cerebrales se ha usado para controlar una interfaz cerebro-ordenador, BCI [1].

20 [0003] Los dispositivos implantables y las interfaces neurales se enfrentan en particular a varios desafíos:

- reducir la respuesta inflamatoria y la gliosis alrededor de los implantes, ya que estos reducen la relación señal a ruido suministrada hacia/desde los dispositivos o llevan a fallos de registro crónicos [3];
- mejorar la resolución espacial de las interfaces neurales que permiten la recopilación y el suministro de señales hacia o desde una parte del cerebro densa en neuronas;
- 25 - estimular selectivamente áreas precisas para inducir respuestas específicas desde el SNC).

[0004] En lo que sigue y en toda la descripción de la presente solicitud, el término biocompatibilidad se usará para referirse a la capacidad de un dispositivo implantado y sus materiales componentes para ejecutar su función deseada en su entorno implantado, manteniendo las respuestas celulares y tisulares beneficiosas, y sin provocar efectos locales o sistémicos indeseables en el cuerpo.

30 [0005] Además, la biocorrosión de un dispositivo o material implantado se refiere al crecimiento descontrolado de tejido en el dispositivo o el material.

35 [0006] Aunque se han probado varios materiales para aplicaciones de bioimplantes *in vivo*, los polímeros son hoy en día los materiales de elección debido a su plasticidad y biocompatibilidad. En las interfaces cerebro-mecánicas, BMI, los polímeros se usan sobre todo como matrices de encapsulación para materiales semiconductores. Varios polímeros, tales como poli(3,4-etilendioxitiofeno), PEDOT, polianilina o politiofeno, se conocen por tener propiedades conductoras. El uso de polímeros conductores puede aumentar la biocompatibilidad de un material implantado y permitir la interacción con las células circundantes. Sin embargo, los polímeros conductores siguen siendo muy sensibles a los cambios en la impedancia causados por biocorrosión o la absorción de los materiales en las células inmunitarias residentes del cerebro [4].

40 [0007] Estephan et al. han analizado las propiedades biocompatibles del nitruro de indio en "Phages recognizing the Indium Nitride semiconductor surface via their peptides", J. Pept. Sci. 2011; 17: 143-147.

[0008] El documento de patente WO 2009/065171 A1 revela una matriz de electrodos para un implante coclear. El uso del silicio para evitar la adhesión de las células o los tejidos al implante se analiza en el mismo.

Problema técnico a resolver

45 [0009] Por lo tanto, un objetivo de la presente invención es proporcionar un electrodo implantable para conducir una señal eléctrica desde un dispositivo implantado hacia células biológicas o desde células biológicas hacia un dispositivo implantado, que supere al menos algunas de las desventajas del estado de la técnica.

Resumen de la invención

5 [0010] Según un primer aspecto de la invención, se proporciona un electrodo implantable para conducir una señal eléctrica. El electrodo comprende al menos una parte para ponerse en contacto directo con una célula o tejido biológico. El electrodo es destacable porque dicha parte está hecha de nitruro de indio, InN, de modo que dicha parte es electroconductora o semiconductor y de modo que se inhibe la adhesión celular en dicha parte.

[0011] La superficie de la primera parte puede comprender una capa fina que tiene impurezas como, por ejemplo, trióxido de indio, In₂O₃ o trazas de hidrógeno.

[0012] Preferiblemente, el electrodo puede estar hecho completamente de nitruro de indio, InN.

10 [0013] La parte del electrodo puede comprender preferiblemente un recubrimiento de dicho electrodo. Más preferiblemente, el recubrimiento puede cubrir íntegramente dicho electrodo.

[0014] La parte del electrodo puede comprender preferiblemente medios de conexión para conectar eléctricamente el electrodo a una célula o tejido biológico. Los medios de conexión pueden comprender preferiblemente al menos un extremo de electrodo de dicho electrodo. En particular, el electrodo puede tener forma de alambre.

15 [0015] Preferiblemente, el electrodo puede comprender al menos una parte, que es distinta de dicha parte anteriormente mencionada hecha de InN, y donde dicha segunda parte está hecha de un material conductor o semiconductor.

[0016] El electrodo puede tener preferiblemente una estructura estratificada que comprende una capa superior, que comprende dicha parte hecha de InN para ponerse en contacto directo con una célula o tejido biológico.

20 [0017] Según un aspecto adicional de la invención, se proporciona un dispositivo implantable. El dispositivo implantable comprende al menos un electrodo para conducir una señal eléctrica, que se ajusta al electrodo según la invención. Preferiblemente, el dispositivo es un dispositivo electrónico.

[0018] El dispositivo puede comprender además medios de procesamiento de señales, que se conectan operativamente a dicho electrodo y que se configuran para procesar una señal conducida por dicho electrodo.

25 [0019] Según otro aspecto de la invención, se proporciona el uso de nitruro de indio, InN, como un material del electrodo implantable para ponerse en contacto con una célula o tejido biológico, para conducir una señal eléctrica y para inhibir la adhesión celular en el electrodo.

30 [0020] El electrodo implantable conforme a la invención se puede usar para transmitir una señal eléctrica hacia o desde una célula o tejido biológico, con el cual el electrodo implantado se pone en contacto directo. Al menos una parte del electrodo, que se pone en contacto directo con el tejido biológico en el que se implanta el electrodo, está hecho de nitruro de indio, InN. Se ha observado que el InN reagrupa en un material varias propiedades deseadas para los electrodos implantables. Es decir, es electroconductor (o semiconductor), inhibe la adhesión celular y, por lo tanto, inhibe el crecimiento celular en su superficie incluso si se pone en contacto directo con células durante un largo periodo de tiempo. Además, no muestra ninguna toxicidad en el entorno biológico en el que se implanta.

35 [0021] La inhibición de la adhesión celular y el crecimiento celular en InN significa que se evitan o se ralentizan significativamente estos fenómenos, en función de las células que con las que se pone en contacto el InN. Debido a que se inhibe el crecimiento celular en InN, el fenómeno de biocorrosión anteriormente descrito se reduce en comparación con materiales conocidos de electrodos implantables. El efecto de la reducción de la biocorrosión o bioadhesión es una mejora observada de la relación señal a ruido que se puede medir para las señales eléctricas que conduce el electrodo. De hecho, una vez que se ha establecido un contacto apropiado entre el electrodo y la
40 célula/el tejido durante la implantación, la biocorrosión no perjudica la calidad del contacto. Por lo tanto, se mejora la longevidad del implante, lo que reduce la necesidad de mantenimiento del electrodo y/o de cirugías repetidas para la persona implantada.

45 [0022] Aunque se ha sugerido que los recubrimientos poliméricos mejoran la biocompatibilidad de electrodos conductores implantables conocidos, el uso de un electrodo de InN elimina la necesidad de un recubrimiento específico, ya que el material del electrodo mismo muestra biocompatibilidad con las células/el tejido con el que el electrodo se pone en contacto directo. Un electrodo implantable conforme a la presente invención es, por lo tanto, más fácil de producir y de mantener que los electrodos implantables conocidos hechos de otros materiales.

[0023] Debido a que el uso de un electrodo de InN elimina la necesidad de un recubrimiento polimérico, se mitigan los problemas relativos a la toxicidad de los polímeros. Se ha observado que los niveles de toxicidad de InN son muy bajos.

Breve descripción de los dibujos

5 [0024] Varias formas de realización de la presente invención se ilustran mediante figuras, que no limitan el alcance de la invención, donde:

- las figuras 1a y 1b ilustran esquemáticamente la estructura de las muestras que tienen una capa superior de GaN e InN, respectivamente;
- 10 - las figuras 2a y 2b ilustran los resultados de viabilidad celular obtenidos usando las muestras de la figura 1 para las líneas celulares MCF10A y HS-5, respectivamente;
- las figuras 3a y 3b ilustran los resultados de adhesión celular obtenidos usando las muestras de la figura 1, donde la adhesión de diferentes líneas celulares sobre las muestras de GaN e InN se muestran en las figuras 3a y 3b, respectivamente;
- 15 - la figura 4 ilustra esquemáticamente una forma de realización preferida del electrodo implantable según la invención;
- la figura 5 ilustra esquemáticamente una forma de realización preferida del electrodo implantable según la invención;
- la figura 6 ilustra esquemáticamente una forma de realización preferida del electrodo implantable según la invención;
- 20 - la figura 7 ilustra esquemáticamente una forma de realización preferida del electrodo implantable según la invención;
- la figura 8 ilustra esquemáticamente una vista en corte de una forma de realización preferida del electrodo implantable según la invención;
- la figura 9 ilustra esquemáticamente una vista en corte de una forma de realización preferida del electrodo implantable según la invención;
- 25 - la figura 10 ilustra esquemáticamente una forma de realización preferida de un dispositivo implantable según la invención.

Descripción detallada de la invención

30 [0025] Esta sección describe la invención con más detalle en base a formas de realización preferidas y a las figuras. Debe entenderse que las características técnicas presentadas para una forma de realización específica se pueden combinar con características de otras formas de realización, a menos que se indique específicamente lo contrario. Primero, se describen los materiales y métodos para obtener los resultados presentados.

Materiales y métodos

35 [0026] Para simular el comportamiento celular en presencia de un dispositivo que comprende una capa superior, es decir, una capa de contacto con células, que comprende el material nitruro de indio, InN, se sintetizaron diferentes estructuras utilizando la deposición química en fase de vapor, CVD, en un sustrato de zafiro o de silicio. Las estructuras mostradas en las figuras 1a y 1b comprenden una capa aislante inferior de zafiro, que actúa como un sustrato para varias capas que forman un electrodo. La capa superior es la única capa que está directamente en contacto con células biológicas durante los ensayos. La figura 1a muestra una capa superior de contacto con células hecha de GaN, mientras que la figura 1b muestra una capa de contacto con células hecha de InN. La capa superior tiene un grosor de aproximadamente 200 nm. Las capas intermedias ilustradas se eligieron para optimizar el transporte de señales eléctricas hacia y desde las capas superiores de GaN e InN, respectivamente.

45 [0027] Su presencia no afecta a los resultados en cuanto a la bioadhesión y la toxicidad de las capas superiores. La adhesión y el crecimiento celular en nitruro de galio se conocen del estado de la técnica. Para evaluar la toxicidad y la bioadhesión de las células en presencia de la respectiva capa superior, se han realizado ensayos Sigma-Aldrich XTTTM y estudios de bioadhesión.

[0028] La disposición experimental usada para obtener los resultados proporcionados se describe en lo que sigue.

50 [0029] Para realizar microscopía de adhesión, se colocaron elementos en placas de 24 pocillos con elementos de 25 mm² por pocillo. Se añadieron 500 µl de GFP (proteína verde fluorescente)-suspensión de PC12 que contenía 5000 y 10000 células, respectivamente, en medio Eagle modificado de Dulbecco, DMEM-suero de caballo al 1% con 100 ng/ml de factor de crecimiento nervioso, y se incubó durante 72 horas.

5 [0030] Antes de tomar imágenes en un microscopio Westburg Evos™, los sobrenadantes se aspiraron y se sustituyeron por medio DMEM fresco sin rojo de fenol. La toma de imágenes de los elementos se realizó mediante experimentos de microscopía confocal usando un microscopio Zeiss LSM 510™ en medio DMEM fresco sin rojo de fenol o mediante microscopía óptica en modo reflectivo usando un microscopio Zeiss™ en solución salina tamponada con fosfato, PBS.

[0031] Se usó Adriblastina™ de Pfizer como solución inyectable lista para usar de doxorrubicina, Dox. El factor de crecimiento nervioso NGF2.5S de Invitrogen™ se diluyó en PBS/albúmina de suero bovino al 0,1% y se almacenó a -20°C.

10 [0032] Se usaron tres líneas celulares adherentes en los ensayos. Primero, la línea celular epitelial no tumorigénica mamaria humana MCF10A se cultivó en medio DMEM/F12 suplementado con suero de caballo al 5%, factor de crecimiento epidérmico EGF (Sigma-Aldrich™, 20 ng/ml), hidrocortisona (Sigma-Aldrich™, 0,5 mg/ml), toxina del cólera (Gentaur™, 100 ng/ml), insulina (Sigma-Aldrich™, 10 mg/ml), 100 U/ml de penicilina y estreptomina.

15 [0033] En segundo lugar, la línea celular estromal HS-5 se cultivó en DMEM, suero bovino fetal al 10%, 100 U/ml de penicilina y estreptomina.

20 [0034] En tercer lugar, la línea celular PC-12 derivada a partir de un tumor neuroendocrino trasplantable de médula suprarrenal de rata se cultivó en suero de caballo al 10%, suero bovino fetal al 5%, 100 U/ml de penicilina y estreptomina. El fenotipo neuronal en este modelo se induce usando 100 ng/ml de factor de crecimiento nervioso en DMEM-suero de caballo al 1% durante 72 horas. Las células PC12 dejan de dividirse y se diferencian terminalmente cuando se tratan con factor de crecimiento nervioso. Esto hace que las células PC12 sean útiles como sistema modelo para la diferenciación neuronal.

[0035] Todas las líneas celulares se mantuvieron a una temperatura de 37°C en un entorno ambiental que contenía un 5% de CO₂ y un 95% de humedad.

25 [0036] La viabilidad celular se determinó usando un ensayo colorimétrico Sigma-Aldrich XTT™ conforme a las instrucciones del fabricante. Se sembraron 3000 células por pocillo en una placa de 48 pocillos con o sin los diferentes elementos durante 46 a 96 horas. Cuatro horas antes del final de la exposición, se añadió XTT. Al final de la exposición, se leyeron las densidades ópticas de los sobrenadantes a 490 nm. Un control positivo de la toxicidad se obtuvo con tratamiento de doxorrubicina.

30 [0037] Los resultados obtenidos para las muestras descritas usando los métodos y las disposiciones experimentales descritas se ilustran en las figuras 2 y 3.

35 [0038] Las figuras 2a y 2b ilustran la viabilidad de las células epiteliales mamarias MCF10 (en la figura 2a) y las células estromales HS5 (en la figura 2b) en una capa de contacto con células respectiva de zafiro, GaN e InN. Las células se incubaron durante 48, 72 o 96 horas en presencia de las diferentes muestras, incluyendo un control y una muestra de dox. Esta última es un control positivo que induce la muerte celular. Los resultados se expresan en porcentaje (densidad óptica, DO, calculada para una muestra dada/DO calculada para la muestra de control). Como se puede observar, la viabilidad celular de HS5 o de MCF10 no se ve afectada en presencia de InN y zafiro. El control positivo de Dox demuestra que las células evaluadas no son más resistentes de lo normal.

40 [0039] Las figuras 3a y 3b ilustran los resultados de bioadhesión celular obtenidos, como se ha descrito, sobre las diferentes capas de contacto con células hechas de GaN para la figura 3a y de InN para la figura 3b. Además de las células HS5 y MCF10, las células PC12 se evaluaron como modelo para las células neuronales. En el caso del InN, sustancialmente ninguna célula es capaz de adherirse sobre el sustrato. En la placa de Petri, las células han crecido en la parte de plástico como en la muestra de control, sin signos de toxicidad inducida. Esto confirma los resultados de viabilidad mostrados en las figuras 2a y 2b.

45 [0040] En todas las formas de realización descritas, la superficie de la capa de nitrato de indio, InN, puede comprender una capa fina que tiene impurezas tales como, por ejemplo, trióxido de indio, In₂O₃, o trazas de hidrógeno.

Aplicaciones:

50 [0041] Se pueden realizar varias aplicaciones en base al sorprendente efecto de biocorrosión inhibida sobre los electrodos de nitrato de indio, algunos de los cuales se describen solo a modo de ejemplo, sin limitar el alcance de la presente invención a los mismos.

5 [0042] En una forma de realización preferida de la invención, un dispositivo implantable comprende un electrodo implantable. El electrodo comprende al menos una parte para ponerse en contacto directo con una célula o tejido biológico. La parte está hecha de InN y permite conducir una señal eléctrica hacia o desde la célula o tejido biológico. En particular, el electrodo se puede usar para examinar/detectar actividad celular o para suministrar impulsos eléctricos a la célula o el tejido. El electrodo también se puede usar para proporcionar una conexión eléctrica entre dos células o regiones de tejido, donde cada región está en contacto directo con una parte específica de InN del electrodo.

10 [0043] En las siguientes formas de realización, se hará referencia a conceptos similares mediante números de referencia similares. Por ejemplo, los números de referencia 10, 20, 30... se usarán para identificar un electrodo de un dispositivo implantable conforme a la invención a través de distintas formas de realización.

15 [0044] La figura 4 muestra una forma de realización del electrodo 10 de un dispositivo implantable según la invención. Para mayor claridad, solo se representa el electrodo 10. A modo de ejemplo se muestra un electrodo plano, que comprende una parte 12 hecha de InN, que se usa para contactar células o tejidos biológicos. En formas de realización alternativas, el electrodo puede tener una forma arbitraria y comprender una pluralidad de partes 12 hechas de InN. Como se muestra, el electrodo 10 puede comprender al menos otra parte 14, que no está hecha de InN, sino de otro material electroconductor o semiconductor. Ya que la parte 14 no se usa para ponerse en contacto directo con células o tejido biológicos, los requisitos de toxicidad y biocorrosión de la parte 14 son menos estrictos que aquellos de la parte 12. El material o materiales de la parte 14 pueden depender de la aplicación particular en la que se use la parte 12 de InN. La persona experta será capaz de seleccionar materiales adecuados para la parte 14 para optimizar, por ejemplo, el transporte de señales eléctricas hacia y desde la parte 12.

20

25 [0045] En la forma de realización mostrada en la figura 5, el electrodo 20 es un electrodo en forma de alambre que comprende una parte de la superficie hecha de InN 22, que es adecuada para ponerse en contacto directo y de forma duradera con células o tejidos biológicos, ya que inhibe la biocorrosión sobre el mismo y exhibe una baja toxicidad con respecto a las células en contacto.

30 [0046] En la forma de realización mostrada en la figura 6, el electrodo 30 es un electrodo en forma de alambre que comprende una parte de la superficie hecha de InN 32, que cubre un extremo del electrodo. El extremo del electrodo, por lo tanto, es adecuado para ponerse en contacto directo y de forma duradera con células o tejidos biológicos, ya que inhibe la biocorrosión sobre el mismo y exhibe una baja toxicidad con respecto a las células en contacto.

35 [0047] Según otra forma de realización de la invención, ilustrada en la figura 7, la parte 42 hecha de InN es un recubrimiento del electrodo implantable 40, que cubre preferiblemente todo el electrodo. En comparación con los recubrimientos poliméricos conocidos que también se usan para proporcionar una superficie biocompatible, un recubrimiento de InN 42 tiene la ventaja adicional de que muestra una toxicidad reducida en relación al tejido o las células circundantes.

[0048] Como se muestra en la forma de realización de la figura 8, la parte 52 puede comprender todo el electrodo 50. En el ejemplo mostrado, el electrodo en masa de InN 50 está soportado sobre un sustrato 51, que puede ser un sustrato conductor o aislante en función de la aplicación en la que se use el electrodo 50.

40 [0049] La figura 9 ilustra un electrodo adicional 60 de un dispositivo implantable según la invención, que está soportado por un sustrato 61. Aparte de la capa superior 62, que es adecuada para ponerse en contacto directo y de forma duradera con células o tejidos biológicos y para transportar señales eléctricas desde y/o hacia los mismos, el electrodo 60 comprende además una o más capas inferiores 64, que no son adecuadas para ponerse en contacto directo con células o tejidos biológicos.

45 [0050] A partir de la descripción y los resultados anteriores, será evidente para la persona experta que un electrodo según la invención es un electrodo implantable, que permite establecer conexiones eléctricas duraderas entre un dispositivo implantado y un tejido en el que se ha implantado el dispositivo, entre tales dispositivos o entre tales tejidos. Como resultado de la buena compatibilidad con la línea celular PC12, el electrodo según la invención encuentra un uso particular en aplicaciones de interfaces cerebro-ordenador, para las que es necesaria la estimulación/evaluación selectiva de áreas precisas del cerebro. Las partes del electrodo descritas que comprenden InN se pueden producir mediante métodos conocidos tales como la CVD u otros, que estarán al alcance de la persona experta, y la descripción de los cuales se extendería más allá del contexto de la presente solicitud. Las partes, capas o recubrimientos de InN pueden producirse como capas gruesas o capas finas, preferiblemente de dimensiones de micro o nanoescala. En particular, el electrodo puede proporcionarse como parte de un circuito impreso en un sustrato.

50

[0051] Según una forma de realización adicional de la invención, se proporciona un dispositivo electrónico implantable 100 que comprende al menos un electrodo 110 que comprende al menos una parte 112 hecha de InN para ponerse en contacto directo con una célula o tejido biológico 101. El dispositivo implantable comprende medios de procesamiento de señales 102 que son, como tales, conocidos por la persona experta en la técnica y que no se detallarán adicionalmente en el contexto de la presente descripción. Los medios de procesamiento de señales pueden comprender medios para la amplificación o la filtración de una señal recibida. Los medios de procesamiento de señales se conectan operativamente al electrodo que se pone en contacto directo con el tejido biológico. El electrodo 110 puede, por lo tanto, usarse para transmitir una señal emitida por la célula o el tejido a los medios de procesamiento de señales 102 o para transmitir una señal procesada a la célula o el tejido. En este último caso, el dispositivo implantable puede comprender, además, medios generadores de señales no ilustrados, tales como una fuente de corriente o de voltaje ajustable, y medios de control/procesamiento apropiados como entrada a la ruta de procesamiento de señales. Tales medios son, como tales, conocidos por la persona experta. El dispositivo implantable puede comprender, además, componentes funcionalizados o semiconductores tales como MOSFET para procesar o transmitir una señal recibida hacia o desde el dispositivo implantable. Los componentes descritos se proporcionan preferiblemente en un sustrato común del dispositivo implantable. Debe entenderse que la descripción detallada de formas de realización preferidas específicas se da solo a modo de ilustración, ya que, para la persona experta, serán evidentes varios cambios y modificaciones dentro del alcance de la invención. El alcance de la protección está definido por el siguiente conjunto de reivindicaciones.

Referencias

20 [0052]

- [1] Santhanam G, Ryu SI, Yu BM, Afshar A, Shenoy KV, Nature 442:195-98 (2006)
- [2] Turner JN, Shain W, Szarowski DH, Andersen M, Martins S, et al., Exp. Neurol. 156: 33-49 (1999)
- [3] Bellamkonda, R. V.; Pai, S. B.; Renaud, P. MRS Bulletin 2012, 37 (06), 557-561.

REIVINDICACIONES

- 5 1. Dispositivo implantable (100) que comprende al menos un electrodo (10, 20, 30, 40, 50, 60, 110) para conducir una señal eléctrica, **caracterizado por el hecho de que** dicho electrodo comprende al menos una parte (12, 22, 32, 42, 52, 62) para ponerse en contacto directo con una célula o tejido biológico, donde dicha parte (12, 22, 32, 42, 52, 62) está hecha de nitruro de indio, InN, de modo que dicha parte es electroconductora o semiconductor y de modo que se inhibe la adhesión celular en dicha parte.
2. Dispositivo según la reivindicación 1, donde el electrodo está hecho completamente de nitruro de indio, InN.
3. Dispositivo según la reivindicación 1, donde dicha al menos una parte del electrodo (42) comprende un recubrimiento de dicho electrodo.
- 10 4. Dispositivo según la reivindicación 3, donde dicho recubrimiento cubre íntegramente dicho electrodo.
5. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, donde dicha parte del electrodo comprende medios de conexión para conectar eléctricamente el electrodo a una célula o tejido biológico.
6. Dispositivo según la reivindicación 5, donde dichos medios de conexión comprenden al menos un extremo de electrodo 32 de dicho electrodo.
- 15 7. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, donde el electrodo comprende al menos una parte (14, 24, 34, 44, 54, 64) distinta de dicha parte hecha de InN (12, 22, 32, 42, 52, 62) y donde dicha parte (12, 22, 32, 42, 52, 62) está hecha de un material conductor o semiconductor.
- 20 8. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, donde el electrodo tiene una estructura estratificada que comprende una capa superior, que comprende dicha parte (14, 24, 34, 44, 64) para ponerse en contacto directo con una célula o tejido biológico.
9. Dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, que comprende además medios de procesamiento de señales (102) conectados operativamente a dicho electrodo (110) y configurados para procesar una señal conducida por dicho electrodo.
- 25 10. Uso de nitruro de indio, InN, como un material de un electrodo implantable para contactar una célula o tejido biológico, para conducir una señal eléctrica y para inhibir la adhesión celular sobre el electrodo.

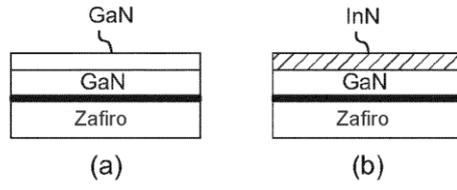


Fig. 1

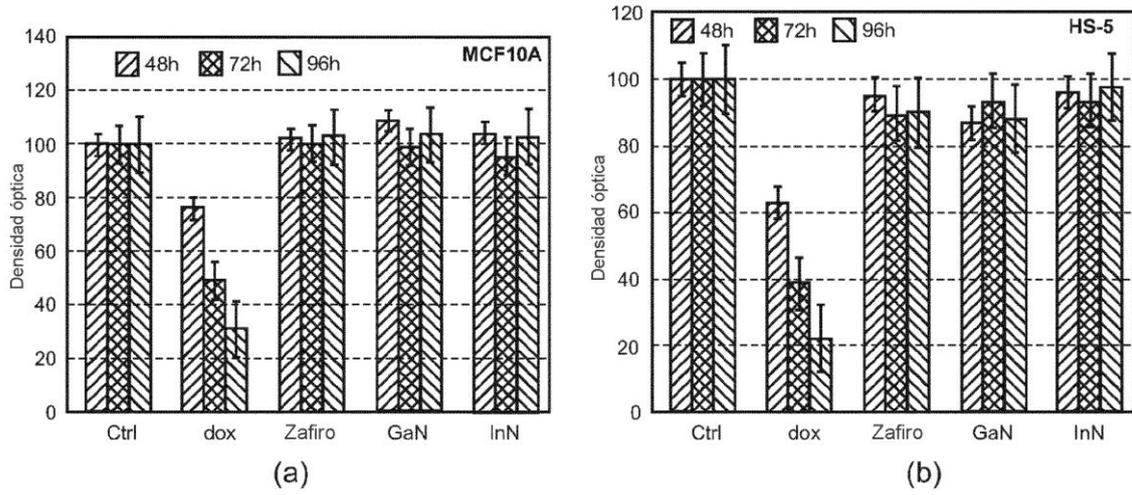


Fig. 2

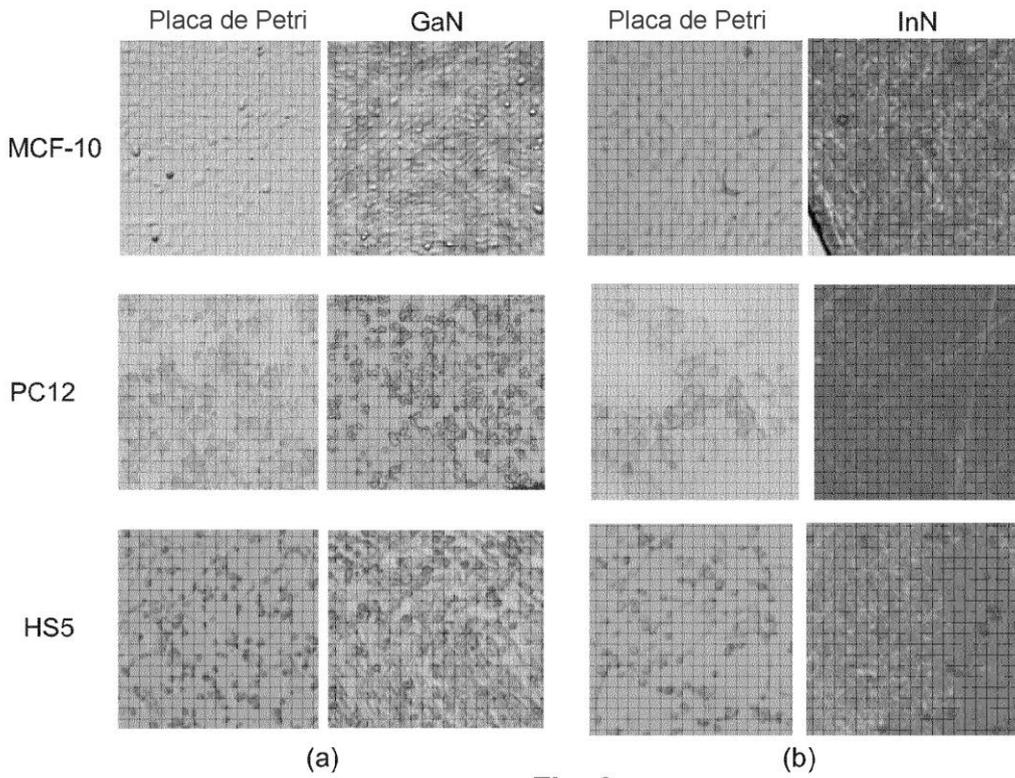


Fig. 3

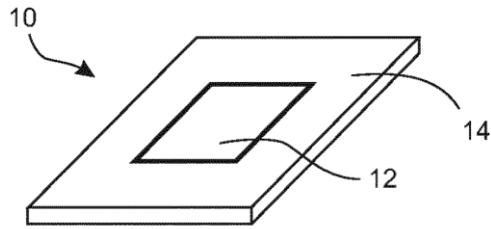


Fig. 4

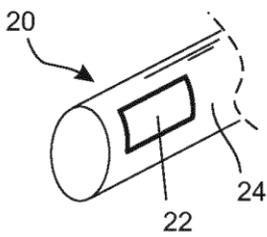


Fig. 5

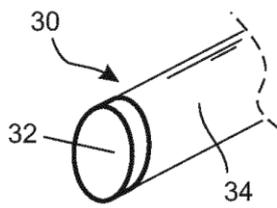


Fig. 6

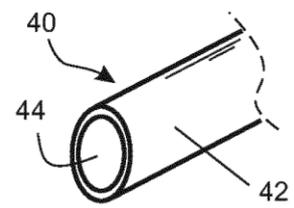


Fig. 7

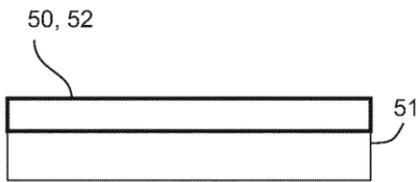


Fig. 8

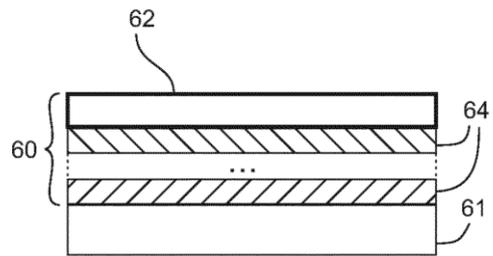


Fig. 9

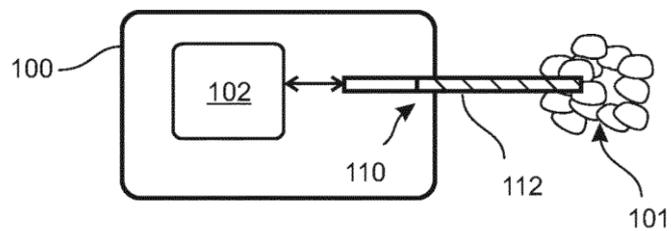


Fig. 10