

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 962 991**

51 Int. Cl.:

A61N 1/05 (2006.01)

A61L 31/00 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **30.04.2020 PCT/EP2020/062018**

87 Fecha y número de publicación internacional: **12.11.2020 WO20225090**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.04.2020 E 20724762 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **16.08.2023 EP 3962582**

54 Título: **Disposición de contacto eléctrico implantable**

30 Prioridad:

03.05.2019 DE 102019206388

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

22.03.2024

73 Titular/es:

**NEUROLOOP GMBH (100.0%)
Breisacher Str. 86
79110 Freiburg, DE**

72 Inventor/es:

**KIMMIG, FABIAN y
BORETIUS, TIM**

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 962 991 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

Disposición de contacto eléctrico implantable

5 Campo técnico

La invención se refiere a una disposición de contacto eléctrico implantable que presenta al menos una disposición de cuerpos de electrodo que por lo demás está completamente integrada en un sustrato de soporte fabricado de material biocompatible eléctricamente aislante, y al menos una superficie de electrodo de libre acceso, que está directa o indirectamente comprendida por el sustrato de soporte biocompatible eléctricamente aislante.

10

Estado de la técnica

La disposición de contacto eléctrico implantable según el preámbulo se utiliza para la aplicación de señales eléctricas y/o la captación de señales eléctricas en superficies de tejido intracorpóreo, en particular en superficies de vasos, músculos o haces de fibras nerviosas. Un requisito particular en la ubicación intracorpórea de tales disposiciones de contacto eléctrico implantables es una colocación suave y lo más inmóvil posible de la disposición de contacto en una superficie intracorpórea sin dañarla o irritarla de manera duradera. Sin embargo, esto plantea grandes exigencias a la fijación de la disposición de contacto eléctrico en el lado del implante sobre la superficie del tejido en cuestión, especialmente porque la superficie del tejido sufre movimientos y cambios de forma debido a variaciones de temperatura y presión intracorpóreas, que no deberían verse afectados por el implante médico, o en su caso lo menos posible. Además, hay que realizar el contacto superficial local entre la superficie del electrodo de un cuerpo de electrodo fijado en el lado del implante con una presión de contacto superficial definida, que sea lo más invariable posible para garantizar propiedades de transmisión eléctrica lo más constantes posible.

15

20

25

Además de las múltiples formas diferentes de realización de disposiciones de electrodos implantables, los electrodos extraneuronales con una realización de tipo manguito, que son aplicados circularmente alrededor de un haz de fibras nerviosas, sirven para acometer estimulaciones electroneuronales y también captar localmente señales electroneuronales a lo largo de un haz de fibras nerviosas. Debido a la envoltura realizada en forma circular abierta del electrodo de manguito, este puede ajustarse radialmente desde el exterior en el haz de fibras nerviosas y al mismo tiempo seguir cambios de forma radiales del haz de fibras nerviosas.

30

35

Los cuerpos de electrodo de una disposición de contacto eléctrico implantable realizada como electrodo de manguito que entran en contacto con el haz de fibras nerviosas, son aplicados sobre un sustrato de soporte realizado de tipo película biocompatible eléctricamente aislante, que desde un estado de forma plano puede adoptar la forma de un cilindro hueco recto mediante enrollamiento superficial y/o curvatura superficial. En este estado del electrodo de manguito, las superficies de electrodo de los cuerpos de electrodo de libre acceso se encuentran en el lado interior del sustrato de soporte conformado como cilindro hueco, y en el estado implantado se sitúan directamente sobre el epineuro del haz de fibras nerviosas.

40

Un electrodo de manguito conocido se encuentra en el documento EP 0 843 574 B1, cuyo sustrato de soporte realizado de tipo película está realizado en forma de una estructura de dedo interdigital. Las secciones de dedo flexibles adoptan por la curvatura de la película la forma de un cilindro hueco recto, cuyo diámetro de cilindro es variable de manera flexible ya que las secciones de dedo terminan libremente y se entrelazan alternativamente. Para producir y favorecer la forma de cilindro hueco, el sustrato de soporte de tipo película prevé al menos una capa de material con memoria de forma o una capa de material sometida a tensión mecánica previa.

45

50

Una realización alternativa para producir una disposición de electrodos de manguito implantable está descrita en el documento EP 3 204 105 B1. En este caso el electrodo de manguito realizado como electrodo enrollable se compone de un sustrato de soporte biocompatible flexible de tipo película, preferiblemente en forma de una película de poliimida, en cuyo lado superior de sustrato de soporte está aplicada una disposición de electrodos compuesta por varios de electrodos individuales. Los cuerpos de electrodo individuales de la disposición de electrodos entran en contacto superficial directo con el epineuro del haz de fibras nerviosas, especialmente cuando el sustrato de soporte se enrolla automáticamente en una forma cilíndrica recta por la incorporación correspondiente de una tensión mecánica previa de la película. Por el arrollamiento que termina abiertamente por un lado se forman capas de arrollamiento del sustrato de soporte de tipo película, que al menos en algunas zonas se deslizan sueltas unas sobre otras, por lo que es posible una variación individual del diámetro de la disposición de electrodos de manguito de tipo cilindro hueco que se ajusta en el haz de fibras nerviosas.

55

60

La presión de apriete con la que se ajustan las superficies de los electrodos al epineuro del haz de fibras nerviosas está determinada esencialmente por las propiedades del material elástico de todo el sustrato de soporte de tipo película.

65

En el documento DE 20 2010 015 346 U1 se encuentran disposiciones de electrodos en las que en cada caso por debajo de los electrodos dentro de un sustrato en forma de haz, una cinta de nitinol de una sola pieza que sobresale a través de todo el sustrato está unida para fines de conformación. La cinta de nitinol tiene un módulo de elasticidad que se diferencia del módulo de elasticidad del sustrato de soporte y tiene una función que favorece la forma de la disposición de electrodos a modo de rueda trasera.

El documento US 2008/0004673 A1 da a conocer un manguito de electrodo deformable elásticamente, en cuyo material de manguito está incorporado por ejemplo un material con memoria de forma, como por ejemplo nitinol, para fines de conformación.

5 El documento US 2017/087350 A1 da a conocer un dispositivo para controlar la migración de células, por ejemplo monocitos, que comprende un sustrato con electrodos biocompatibles que pueden generar un campo eléctrico débil o una microcorriente débil.

10 Exposición de la Invención

La invención se propone el objeto de perfeccionar una disposición de contacto eléctrico implantable que presenta al menos una disposición de cuerpos de electrodo, que por lo demás está completamente integrada en un sustrato de soporte fabricado de material biocompatible eléctricamente aislante y al menos una superficie de electrodo de acceso libre está comprendida directa o indirectamente por el sustrato de soporte biocompatible eléctricamente aislante, de tal manera que la presión de apriete con la que se ajusta al menos una superficie de electrodo sobre una superficie de tejido intracorpóreo se pueda ajustar individualmente sin cambiar o sin cambiar esencialmente el sustrato de soporte con respecto a sus dimensiones espaciales, en particular en lo que se refiere al espesor del sustrato de soporte. Por lo tanto, debería ser posible diseñar de forma individual la presión de apriete en la superficie, a lo largo de la cual descansa el sustrato de soporte sobre una superficie de tejido intracorpóreo, es decir, ajustarla dependiendo del lugar a lo largo de la superficie del sustrato de soporte en contacto.

La solución al objeto propuesto por la invención se especifica en la reivindicación 1. Perfeccionamientos ventajosos de la idea de la invención son el contenido de las reivindicaciones subordinadas y de la siguiente descripción, en particular con referencia a los ejemplos de realización ilustrados.

25 A diferencia de una medida de variación evidente, sobre todo el aumento del espesor del material del sustrato de soporte realizado de tipo película, para desarrollar una rigidez del material local mayor y un aumento asociado a ello de las fuerzas de contacto superficial, la disposición de contacto eléctrico implantable según la solución se caracteriza porque dentro de un semiespacio que no contiene la al menos una disposición de cuerpos de electrodo, el sustrato de soporte comprende totalmente de forma directa o indirecta al menos un espacio en el que está contenido al menos un material con un módulo de elasticidad que es diferente del módulo de elasticidad asignado al material del sustrato de soporte.

30 La medida según la solución permite esencialmente un ajuste o especificación individual de la elasticidad superficial o de la rigidez superficial del sustrato de soporte realizado de tipo película sin modificar o sin modificar esencialmente el espesor del sustrato de soporte de tipo película. En particular, de esta manera se pueden producir disposiciones de contacto eléctrico implantables, cuyas superficies de electrodo sean presionadas sobre una superficie de tejido intracorpóreo con una fuerza de presión mayor que el resto del sustrato de soporte realizado de tipo película.

40 De esta manera se garantiza, por un lado, que el contacto eléctrico se realiza de forma duradera, estable y con propiedades eléctricas constantes, mientras que en la zona restante, con fines de la fijación, el sustrato de soporte de tipo película se ajusta con una fuerza de presión suficientemente reducida en el haz de fibras nerviosas de forma suave con el tejido. Para ello es seleccionado para llenar el espacio al menos un material con un módulo de elasticidad mayor que el módulo de elasticidad del material del que está fabricado el sustrato de soporte. De manera correspondiente, la rigidez superficial en la zona del sustrato de soporte se puede reducir localmente seleccionando para el llenado del al menos un espacio al menos un material con un módulo de elasticidad menor que el módulo de elasticidad del material del que está fabricado el sustrato de soporte. Dependiendo de la elección del material, así como de la provisión de espacios dentro del sustrato de soporte realizado de tipo película, se puede producir cualquier gradiente de rigidez deseado dentro del sustrato de soporte.

50 En una forma de realización preferida, el sustrato de soporte realizado de tipo película dispone de una fibra neutra que separa un semiespacio del sustrato de soporte que contiene la al menos una disposición de cuerpos de electrodo del semiespacio del sustrato de soporte que contiene el al menos un espacio.

55 El al menos un espacio está completamente comprendido por el material biocompatible eléctricamente aislante del sustrato de soporte y, en cuanto a sus dimensiones orientadas en la extensión longitudinal de la película, está dimensionado mucho más pequeño que el propio sustrato de soporte realizado de tipo película. Esto abre la posibilidad de un uso intracorpóreo sin problemas de la disposición de contacto eléctrico implantable según la solución, especialmente porque el al menos un material implantado en el sustrato de soporte no tiene contacto con el entorno intracorpóreo.

60 Preferiblemente, en una proyección ortogonal sobre la superficie del electrodo el al menos un espacio se superpone al menos parcialmente, pero preferiblemente por completo, con la superficie del electrodo. De esta manera se garantiza que al menos la zona del sustrato de soporte que contiene la superficie de electrodo sea presionada localmente contra una superficie de tejido intracorpóreo con una fuerza de presión aumentada o ajustada individualmente.

Normalmente, el sustrato de soporte de tipo película está hecho de un polímero, tal como por ejemplo poliimida, polímero de cristal líquido (LCP), parileno o PDMS. Normalmente, los materiales de este tipo tienen un módulo de elasticidad entre 1 y 2 GPa. Cuando se utiliza un material metálico para llenar el al menos un espacio, pueden ser introducidos gradientes de rigidez significativos dentro del sustrato de soporte realizado de tipo película. La siguiente tabla muestra los módulos de elasticidad asociados a los materiales metálicos individuales:

Material	Módulo E en GPa
oro	78
cobre	100 hasta 130
aluminio	70
níquel	195 hasta 205
cerámica	160 hasta 440
grafeno	aprox. 1000

Además de los materiales sólidos mencionados anteriormente, incluidos de forma no exhaustiva en la tabla, que contribuyen todos ellos a una rigidez local del sustrato de soporte hecho de polímero, también son imaginables materiales con un módulo de elasticidad menor que el módulo de elasticidad del sustrato de soporte, que pueden ser insertados o encerrados en el al menos un espacio dentro del sustrato de soporte. Para ello son adecuados, por ejemplo, geles, líquidos o incluso gases, que pueden ser introducidos dentro del sustrato de soporte. En el caso de uso de gases o líquidos, su módulo de elasticidad asignable también puede ser determinado por la presión de llenado con la que el respectivo material en forma de gas o líquido llena el al menos un espacio dentro del sustrato de soporte realizado de tipo película.

En otra forma de realización preferida son introducidos al menos dos materiales con diferentes módulos de elasticidad dentro del al menos un espacio, preferiblemente como una secuencia en forma de capas de dos sólidos, preferiblemente en forma de dos capas metálicas diferentes. Por la combinación de varios materiales con módulos de elasticidad diferentes entre sí, se pueden ajustar de forma en gran medida discrecional perfiles de módulo de elasticidad graduales dentro del módulo de soporte.

En otra forma de realización, preferentemente para el refuerzo local del sustrato de soporte, como material que llena el al menos un espacio se utiliza un material transductor, que puede ser modificado con el fin de cambiar su forma y/o elasticidad mediante un efecto externo, por ejemplo por un campo de energía externa. Como materiales de transductor adecuados se utilizan materiales como por ejemplo bimetales, aleaciones con memoria de forma, piezocerámicas, cerámicas electrostrictivas, aleaciones magnetostrictivas, fluidos electrorreológicos o magnetorreológicos o similares.

La disposición de contacto eléctrico implantable normalmente tiene un sustrato de soporte plano que está realizado con dimensiones adecuadas en forma y tamaño para su aplicación a un tejido intracorpóreo o zona de haz de fibras nerviosas. Los tamaños de superficie típicos para el sustrato de soporte, que dependiendo de la aplicación puede ser plegado y/o enrollado una o más veces con recubrimiento, se encuentran entre unos pocos mm² y unos pocos cm², por ejemplo, entre 4 mm² y 20 cm², preferiblemente de 10 mm² hasta 6 cm². El sustrato de soporte, que normalmente está realizado de tipo película, tiene un espesor de sustrato desde unos pocos μm a unos cientos de μm, por ejemplo de 2 μm a 650 μm, preferiblemente de 10 μm a 100 μm.

El al menos un espacio completamente encerrado, es decir herméticamente, por el material del sustrato de soporte, que preferiblemente tiene una forma espacial cúbica o de paralelepípedo, tiene dimensiones mucho más pequeñas que la dimensión del sustrato de soporte en su extensión longitudinal. El al menos un espacio tiene un volumen máximo de 17 mm³. El espacio lleno con un material cuyo módulo de elasticidad difiere del módulo de elasticidad del sustrato de soporte sólo puede influir localmente en las propiedades mecánicas del sustrato de soporte en el entorno del espacio. Debido a las pequeñas dimensiones del al menos un espacio en relación con el tamaño del sustrato de soporte, el material contenido en el espacio no ejerce fuerzas de apoyo que influyan en toda la forma espacial del sustrato de soporte. Incluso en el caso de varios espacios distribuidos dentro del sustrato de soporte y llenos con al menos un material, que están dispuesto a una distancia entre sí de tipo isla, las zonas espaciales con módulos de elasticidad diferentes de los módulos de elasticidad del sustrato de soporte tienen en algunas zonas un efecto de rigidez o de ablandamiento, pero no la forma espacial del sustrato de soporte, ya que los espacios no pueden desarrollar un efecto de soporte coherente.

Así, un ejemplo de realización prevé una primera pluralidad de espacios, cada uno lleno con al menos un material, distribuidos a lo largo de una primera línea recta o a lo largo de un primer plano en forma de matriz, distanciados entre sí dentro del sustrato de soporte.

En otro ejemplo de realización, además de la primera pluralidad anterior, una segunda pluralidad de espacios, cada uno lleno con al menos un material, están dispuestos distribuidos a distancia entre sí a lo largo de una segunda línea recta o a lo largo de un segundo plano dentro del sustrato de soporte. Preferiblemente, la primera y la segunda línea recta o el primer y el segundo plano están orientados paralelos entre sí.

5 Además de la primera y la segunda pluralidad de espacios, cada uno lleno con al menos un material, otro ejemplo de realización prevé otra pluralidad de espacios, cada uno lleno con al menos un material, distribuidos a distancia entre sí a lo largo de otra línea recta o a lo largo de otro plano dentro del sustrato de soporte.

10 Con una pluralidad de tales espacios llenos con un material se pueden especificar zonas del sustrato de soporte realizado de tipo de película con resistencias y/o rigidez definidas individualmente.

15 En particular, en el caso de una disposición de electrodos de manguito que se puede envolver alrededor de un haz de fibras nerviosas, la zona del sustrato de soporte directamente adyacente al haz de fibras nerviosas y/o las envolturas del sustrato de soporte cerca del haz de fibras nerviosas se puede formar con la menor rigidez superficial posible al no introducir espacios llenos de un material en esta zona superficial del sustrato de soporte o únicamente espacios llenos de un material cuyo módulo de elasticidad es elegido significativamente menor que el módulo de elasticidad del material del sustrato de soporte. En la zona del sustrato de soporte, situada radialmente junto a la disposición de electrodos de manguito, están introducidos espacios llenos de material cuyo módulo de elasticidad se elige mayor que el módulo de elasticidad del material del sustrato de soporte. De esta manera se puede ejercer una presión de apriete aumentada que actúa desde el exterior radialmente sobre las capas internas del sustrato de soporte.

Breve descripción de la invención.

25 La invención se describe a continuación a modo de ejemplo, sin limitar la idea general de la invención, mediante ejemplos de realización con referencia a los dibujos. Muestran:

Figura 1 a, b, c: una representación en sección longitudinal a través de un sustrato de soporte con disposición de electrodos y al menos un espacio.

30 Formas de realización de la invención, aplicabilidad comercial

35 La Figura 1a muestra un corte longitudinal a través de un sustrato de soporte 1 realizado de tipo película, preferiblemente en forma de una película de poliimida, con un lado superior 2 del sustrato de soporte y un lado inferior 3 del sustrato de soporte situado opuesto al anterior. Dentro del sustrato de soporte 1 está incrustada una disposición de electrodos 1, que dispone de al menos un cuerpo de electrodo 4, con el que se contacta a través de líneas eléctricas de alimentación y salida 5 que discurren dentro del sustrato de soporte 1. El cuerpo de electrodo 4 dispone de una superficie de electrodo 6 de libre acceso. No necesariamente, pero de forma ventajosa, el cuerpo de electrodo 4 sobresale por el lado superior 2 del sustrato de soporte, que en el estado implantado está orientado hacia una superficie de tejido intracorpóreo no representada, de modo que la superficie de electrodo 6 entra en contacto superficial con la superficie del tejido.

40 El sustrato de soporte 1 realizado de tipo de película tiene una fibra neutra 7 que divide al sustrato de soporte 1 en un semiespacio superior 8 y un semiespacio inferior 9. El semiespacio superior 8 comprende la disposición de electrodos, mientras que el semiespacio inferior del sustrato de soporte 1 comprende al menos un espacio 10 que está completamente encerrado por el material del sustrato de soporte 1 y en el que está contenido al menos un material 11 que tiene un módulo de elasticidad E_1 diferente del módulo de elasticidad E_t del sustrato de soporte 1.

45 En el ejemplo de realización representado en la Figura 1a, el espacio 10 está dispuesto localmente solapado por completo por debajo del cuerpo de electrodo 4 en una proyección ortogonal sobre el lado superior 2 del sustrato de soporte.

50 Una elección preferida de material se refiere al uso de un material 11 metálico dentro del espacio 10, preferiblemente en forma de una capa metálica de una sola pieza, que está completamente rodeada por el material biocompatible eléctricamente aislante del sustrato de soporte 1. El material 11 metálico puede hacer más rígido localmente al sustrato de soporte 1, con lo que cuando el sustrato de soporte 1 está realizado como disposición de electrodos de manguito se consigue un aumento local de la presión de apriete en la zona del cuerpo de electrodo 4 sobre una superficie de tejido intracorpórea, preferentemente en forma de una superficie de haz de fibras nerviosas. La implementación o integración adicional de un material 11 dentro del espacio 10 no está asociada a un aumento del espesor d del sustrato de soporte.

60 La disposición, el dimensionamiento y la realización espacial del espacio 10 dentro de un sustrato de soporte se pueden elegir de diversas maneras.

65 La figura 1b ilustra un ejemplo de realización alternativo que prevé varios espacios 10' individuales dentro del sustrato de soporte 1, todos los cuales están llenos uniformemente con un material 11 o con materiales diferentes respectivos, dependiendo del ajuste deseado de la rigidez del sustrato de soporte 1 en la zona de al menos un cuerpo de electrodo 4. En la Figura 1b, la pluralidad de espacios 10' están dispuestos a lo largo de un plano e_1 que discurre paralelo a la

fibra neutra 7. También son concebibles patrones de disposición alternativos de la pluralidad de espacios 10' individuales, por ejemplo dentro de dos o más planos e1, e2, etc., dispuestos paralelos entre sí.

5 La Figura 1c ilustra otro ejemplo de realización con al menos dos espacios 10'', cada uno de los cuales está colocado lateralmente junto al cuerpo de electrodo 4 en una proyección ortogonal al lado superior 2 del sustrato de soporte. En este caso, cuando los espacios 10' están llenos correspondientemente con un material que tiene un módulo de elasticidad mayor que el módulo de elasticidad del sustrato de soporte 1, el sustrato de soporte 1 tiene una rigidez menor en la zona de la disposición de electrodos que en las zonas del sustrato de soporte adyacentes lateralmente.

10 Lo que tienen en común todos los ejemplos de realización concebibles es que por la provisión dentro del sustrato de soporte 1 de un espacio o de varios espacios, cada uno lleno con al menos un material, puede ser introducido cualquier gradiente de rigidez confeccionado a discreción dentro del sustrato de soporte 1 sin aumentar el espesor del sustrato de soporte realizado de tipo película. En particular, gracias a la libre elección de los materiales para llenar los espacios
15 individuales, que además de cuerpos sólidos también pueden comprender materiales gaseosos o, en particular, líquidos o de tipo gel, el comportamiento de rigidez superficial de todo el sustrato de soporte puede ser confeccionado adaptado de forma individual y fina.

También es concebible el uso de materiales de tipo tejido o fibras que pueden estar integrados de una forma localmente limitada, individualmente o en capas dentro del sustrato de soporte. Por ejemplo, en el caso de una capa
20 de tejido, esta puede estar comprendida a modo de matriz por el material biocompatible eléctricamente no conductor del sustrato de soporte.

La provisión según la solución de al menos un espacio dentro del sustrato de soporte, que está lleno con un material cuyo módulo de elasticidad difiere del módulo de elasticidad del material del sustrato de soporte, sirve también para
25 compensar las tensiones mecánicas que se producen dentro del sustrato de soporte, que son provocadas por la integración de la disposición de electrodos dentro del sustrato de soporte. Las tensiones mecánicas de este tipo pueden conducir a tensiones muy elevadas del material dentro del sustrato de soporte y, en última instancia, limitar la vida útil de la disposición de contacto eléctrico implantable. En particular, la configuración de la disposición de contacto eléctrico implantable de tipo electrodo de manguito conocida conduce a tensiones mecánicas intrínsecas del material,
30 que pueden ser compensadas completamente o al menos en gran medida con la ayuda de al menos un espacio lleno de un material dentro del sustrato de soporte.

Lista de símbolos de referencia

35	1	sustrato de soporte
	2	lado superior del sustrato de soporte
	3	lado inferior del sustrato de soporte
	4	cuerpo de electrodo
	5	líneas eléctricas de alimentación y salida
	6	superficie de electrodo
40	7	fibra neutra
	8	semiespacio que contiene la disposición de cuerpos de electrodo
	9	semiespacio que contiene al menos un espacio
	10, 10', 10''	espacio
	11	material
45	e1, e2	plano de disposición para los espacios.
	d	espesor de la película del sustrato de soporte
	E1	módulo de elasticidad del material.
	E _T	módulo de elasticidad del sustrato de soporte

REIVINDICACIONES

1. Disposición de contacto eléctrico implantable, que presenta al menos una disposición de cuerpos de electrodo (4) que por lo demás está completamente integrada en un sustrato de soporte (1) fabricado de un material biocompatible eléctricamente aislante, y que presenta al menos una superficie de electrodo (6) de libre acceso, comprendida directa o indirectamente por el sustrato de soporte (1) biocompatible eléctricamente aislante,
caracterizada por que el sustrato de soporte (1) está realizado de tipo película con un lado superior (2) de sustrato de soporte que presenta al menos una superficie de electrodo (6) de libre acceso, un lado inferior (3) de sustrato de soporte opuesto a éste, así como una extensión longitudinal de película,
- por que** dentro de un semiespacio que no contiene la al menos una disposición de cuerpos de electrodo (4), el sustrato de soporte (1) comprende completamente al menos un espacio (10) en el que está contenido al menos un material (11) con un módulo de elasticidad que difiere de un módulo de elasticidad asignado al material del sustrato de soporte (1), y
- por que** el al menos un espacio (10), en el que está contenido el al menos un material (11), posee una extensión orientada en paralelo al lado superior (2) y al lado inferior (3) del sustrato de soporte, que es de menor dimensión que la extensión longitudinal de la película.
2. Disposición de contacto eléctrico implantable según la reivindicación 1,
caracterizada por que al sustrato de soporte (1) con la al menos una disposición de cuerpos de electrodo (4) está asociada una fibra neutra (7) que separa el semiespacio (8) que contiene la al menos una disposición de cuerpos de electrodo (4) del semiespacio (9) que contiene el al menos un espacio (10).
3. Disposición de contacto eléctrico implantable según la reivindicación 1 ó 2,
caracterizada por que en la proyección ortogonal a la superficie de electrodo (6), el al menos un espacio (10) se superpone al menos parcialmente con la superficie de electrodo (6).
4. Disposición de contacto eléctrico implantable según una de las reivindicaciones 1 a 3,
caracterizada por que el sustrato de soporte (1) está hecho de un polímero de uno de los siguientes polímeros: poliimida, polímero de cristal líquido (LCP), parileno o PDMS.
5. Disposición de contacto eléctrico implantable según una de las reivindicaciones 1 a 4,
caracterizada por que el material (11) es gaseoso, líquido o sólido.
6. Disposición de contacto eléctrico implantable según una de las reivindicaciones 1 a 5,
caracterizada por que al menos dos materiales con diferentes módulos de elasticidad están contenidos dentro del al menos un espacio (10).
7. Disposición de contacto eléctrico implantable según una de las reivindicaciones 1 a 6,
caracterizada por que el al menos un material (11) es un material transductor.
8. Disposición de contacto eléctrico implantable según la reivindicación 7,
caracterizada por que el material transductor es un material del siguiente grupo de materiales: bimetálico, aleación con memoria de forma, piezocerámica, cerámica electroestrictiva, aleación magnetoestrictiva, fluido electro o magnetorreológico.
9. Disposición de contacto eléctrico implantable según una de las reivindicaciones 1 a 8,
caracterizada por que el al menos un espacio (10) encierra un volumen espacial de como máximo 17 mm³.
10. Disposición de contacto eléctrico implantable según una de las reivindicaciones 1 a 9,
caracterizada por que el espacio (10) está dimensionado al menos un orden de magnitud menor que su dimensión orientada en la extensión longitudinal de la película.
11. Disposición de contacto eléctrico implantable según una de las reivindicaciones 1 a 10,
caracterizada por que el al menos un espacio (10) y el material (11) contenido en el al menos un espacio (10) son dimensionados y seleccionados de tal manera que el al menos un espacio (10) y el material (11) contenido en el al menos un espacio (10) no pueden ejercer ninguna fuerza de conformación que determine la forma espacial de la disposición de contacto eléctrico implantable.
12. Disposición de contacto eléctrico implantable según una de las reivindicaciones 1 a 11,
caracterizada por que una primera pluralidad de espacios (10), cada uno lleno con al menos un material (11), están dispuestos a lo largo de una primera línea recta o a lo largo de un primer plano (e1), distribuidos en forma de matriz, distanciados entre sí dentro del sustrato de soporte (1).
13. Disposición de contacto eléctrico implantable según la reivindicación 12,

caracterizada por que una segunda pluralidad de espacios (10), cada uno lleno con al menos un material (11), están dispuestos a lo largo de una segunda línea recta o a lo largo de un segundo plano (e2), distribuidos con distancia entre sí dentro del sustrato de soporte (1).

5 14. Disposición de contacto eléctrico implantable según la reivindicación 13,
caracterizada por que la primera y la segunda recta o el primer y el segundo plano (e1, e2) están orientados paralelos entre sí.

10 15. Disposición de contacto eléctrico implantable según la reivindicación 13 ó 14,
caracterizada por que al menos otra pluralidad de espacios (10), cada uno lleno con al menos un material (11), están dispuestos a lo largo de otra línea recta o a lo largo de otro plano distribuidos con distancia entre sí dentro del sustrato de soporte (1).

