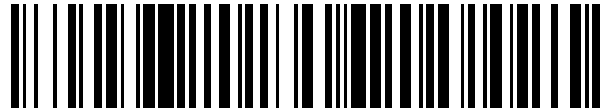


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 561 592**

51 Int. Cl.:

**A61N 1/05**

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **26.09.2008 E 08802670 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **18.11.2015 EP 2326386**

54 Título: **Matriz de electrodos y método para su fabricación**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**29.02.2016**

73 Titular/es:

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

72 Inventor/es:

**TIEDTKE, HANS-JÜRGEN**

74 Agente/Representante:

**AZNÁREZ URBIETA, Pablo**

**ES 2 561 592 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

### Matriz de electrodos y método para su fabricación

#### Campo Técnico

5 La presente invención se refiere a una matriz de electrodos y a un método para la  
fabricación de una matriz de electrodos. Más particularmente, la invención se  
refiere a una matriz de electrodos de estimulación para estimular células  
nerviosas en un cuerpo humano o animal y a un método para producirla. La matriz  
de electrodos de la presente invención está diseñada particularmente para su uso  
10 en un dispositivo de implante médico y, más concretamente, en un implante de  
retina. En el documento US 6.970.746 se describe una matriz de electrodos de  
acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 1.

#### Antecedentes de la Invención

Los electrodos previstos para su uso en dispositivos de implante médico están  
15 diseñados ventajosamente para estar en estrecho contacto con el tejido que  
deben estimular. Cuando el tejido a estimular tiene un perfil superficial que no es  
plano (por ejemplo curvado), se pueden producir problemas para asegurar y  
mantener el contacto deseado entre los electrodos y el tejido a estimular en toda  
la zona de los electrodos del dispositivo. Cuando una matriz de electrodos sólo  
20 incluye unos pocos electrodos distribuidos en un área muy pequeña, el perfil  
superficial del tejido a estimular tendrá muy poca influencia en el contacto  
eléctrico deseado. Sin embargo, a medida que aumenta el número de electrodos,  
y en consecuencia el tamaño de la matriz de electrodos, la curvatura del perfil  
superficial del tejido adquiere cada vez más importancia. La superficie curvada de  
25 la retina es un ejemplo de zona del cuerpo que presenta dificultades particulares  
para lograr el contacto deseado entre los electrodos de un implante de retina y la  
superficie del tejido que contiene las células nerviosas a estimular.

En general, no es deseable aplicar presión a un dispositivo de implante y/o a los  
electrodos del dispositivo de implante para lograr y/o mantener un contacto íntimo  
30 entre los electrodos y el tejido a estimular, ya que puede fácilmente provocar una  
irritación e incluso una inflamación del tejido. Una solución a este problema es  
diseñar una matriz de electrodos altamente flexible para que se pueda adaptar  
fácilmente al perfil de la superficie del tejido subyacente. Sin embargo, este alto  
grado de flexibilidad generalmente requiere un espesor de material muy pequeño

y hace que resulte particularmente difícil manipular la matriz de electrodos y/o el dispositivo de implante. Un grado de flexibilidad muy alto de la matriz de electrodos tiene además la desventaja adicional de que los electrodos y las conexiones de corriente incorporadas en los mismos pueden ser más susceptibles al deterioro durante su manipulación y/o su implantación.

Una propuesta alternativa descrita por ejemplo en el documento WO 2008/103195 A es moldear una matriz de electrodos del dispositivo de implante de modo que tenga una curvatura predefinida correspondiente al perfil superficial del tejido a estimular. Sin embargo, esta propuesta tiene la desventaja de que la producción de una matriz de electrodos de este tipo resultaría problemática. En particular, un sustrato terminado que ya incluye los electrodos de la matriz de electrodos tendría que conformarse en un molde, incorporando así un paso de producción adicional y aumentando las posibilidades de que los electrodos y las conexiones de corriente de la matriz sufran daños, o, alternativamente, el sustrato se debería moldear antes de la aplicación de los electrodos. Sin embargo, esta última opción no es posible utilizando las técnicas de producción actuales, donde los electrodos se producen sobre una lámina plana.

La US 6 970 746 B2 describe una estructura de microcontactos para neuroprótesis implantables sobre tejido nervioso. La estructura de microcontactos incluye 4 capas en las que la conexión activa entre la estructura de microcontactos y el tejido nervioso se logra mediante estimulación eléctrica. La capa está hecha de diferentes polímeros que difieren en su tasa de dilatación térmica. La propiedad de unas tasas diferentes de dilatación térmica se utiliza con una aplicación de radiación infrarroja, provocándose una expansión del volumen definida por irradiación con luz infrarroja.

Por consiguiente, existe la necesidad de una nueva matriz de electrodos mejorada para un dispositivo de implante médico, y de un método para producirla. En particular, sería deseable proporcionar una matriz de electrodos para un dispositivo de implante médico que se pudiera configurar o confeccionar específicamente para adaptarse a un perfil superficial particular del tejido a estimular.

### Sumario de la Invención

La presente invención proporciona una matriz de electrodos tal como se define en la reivindicación 1 y un método para producir una matriz de electrodos tal como se define en la reivindicación 15. La presente invención también proporciona un

dispositivo de implante médico que incorpora una matriz de electrodos de este tipo. En las reivindicaciones dependientes se indican características preferentes de la invención.

5 Así, la presente invención proporciona una matriz de electrodos de estimulación que presenta las características indicadas en la reivindicación 1. Evidentemente, la primera y la segunda capa del sustrato deseablemente son aislantes eléctricas, y preferiblemente son de un material polimérico. Por consiguiente, el sustrato de la matriz de electrodos preferentemente incluye una película polimérica estratificada.

10 En una realización preferente de la invención, la primera capa de material soporta los múltiples electrodos. Además, los múltiples electrodos preferentemente se extienden hasta una superficie exterior del sustrato y/o sobresalen de la misma de modo que los electrodos están adaptados para establecer un contacto eléctrico con tejido de un cuerpo humano o animal.

15 La primera capa de material tiene un mayor coeficiente de dilatación térmica que la segunda capa de material. La primera capa de material preferiblemente es una capa exterior del sustrato. Además, la segunda capa de material también puede constituir una capa exterior del sustrato.

20 Una superficie exterior del sustrato donde los múltiples electrodos están adaptados para establecer contacto eléctrico con el tejido de un cuerpo humano o animal es curva, preferiblemente con una curvatura convexa. Dicho de otro modo, los múltiples electrodos se extienden hasta una superficie exterior del sustrato curvada de forma convexa y/o sobresalen de la misma. El sustrato puede presentar dicha superficie exterior curvada por el hecho de que la primera y la  
25 segunda capa del sustrato tienen diferentes coeficientes de dilatación térmica.

Durante la producción de la matriz de electrodos, la primera y la segunda capa del sustrato preferentemente se unen, fusionan, endurecen o combinan de otro modo entre sí en un estado plano a una temperatura elevada o reducida en comparación con una temperatura de operación normal de la matriz de  
30 electrodos. Por consiguiente, entre la fase de producción y la operación normal de la matriz de electrodos existe un diferencial de temperatura (se produce un cambio de temperatura). Este cambio de temperatura induce tensiones o fuerzas entre la primera y la segunda capa del sustrato que lo deforman o remodelan y así dotan a la matriz de electrodos de la forma deseada. En particular, si el cambio de  
35 temperatura entre la producción y el servicio u operación normal de la matriz de

electrodos es un aumento de temperatura significativo, la capa de sustrato que tiene el mayor coeficiente de dilatación térmica tenderá a formar una superficie exterior con una curvatura convexa. Por otro lado, si el cambio de temperatura entre la producción y la operación normal de la matriz de electrodos es una  
5 disminución de temperatura significativa, la capa de sustrato que tiene el mayor coeficiente de dilatación térmica tenderá a formar una superficie exterior con una curvatura cóncava.

Dado que los materiales de la primera y la segunda capa del sustrato son normalmente materiales poliméricos que se unen, fusionan y/o endurecen para  
10 formar una estructura estratificada a temperaturas relativamente altas (por ejemplo, entre 200°C y 400°C) en comparación con la temperatura ambiente (por ejemplo 22°C) o la temperatura corporal de un humano o animal (por ejemplo 37°C) en la que opera normalmente la matriz de electrodos, el cambio de temperatura entre la producción y la operación de la matriz de electrodos en un  
15 dispositivo de implante médico consistirá en una reducción de temperatura significativa. En este caso, la capa de sustrato que tiene el mayor coeficiente de dilatación térmica tenderá a formar una superficie exterior con una curvatura cóncava. Por tanto, cuando la matriz de electrodos está prevista para ser empleada en un dispositivo de implante de retina, donde los múltiples electrodos  
20 se deben incorporar en y/o deben sobresalir de una segunda capa del sustrato que tiene una superficie exterior con una curvatura convexa complementaria a un perfil de superficie cóncava de la retina, la primera capa de material polimérico del sustrato tendrá preferiblemente un mayor coeficiente de dilatación térmica que la segunda capa.

25 El grado de curvatura generado en la matriz de electrodos como consecuencia de los diferentes coeficientes de dilatación térmica de la primera y la segunda capa dependerá, por ejemplo, de la magnitud respectiva del coeficiente de dilatación térmica (también denominado "CDT") de la primera y de la segunda capa, y del espesor de cada una de estas capas. La elasticidad del material o los materiales  
30 particulares que forman las capas naturalmente también influirá en el grado de la curvatura generada.

En una realización preferente de la invención, el material o los materiales empleados en el sustrato son materiales poliméricos, más particularmente materiales poliméricos biocompatibles. En este contexto, los materiales  
35 poliméricos se seleccionan preferentemente de entre el grupo consistente en poliimida, parileno y silicona. Se debe entender que un material polimérico

seleccionado para las capas de sustrato se puede revestir para asegurar su biocompatibilidad. Por ejemplo, se puede aplicar un revestimiento de parileno al material en una superficie exterior del sustrato.

5 De acuerdo con la invención, el CDT de la primera capa oscila entre aproximadamente 20 ppm/°C (es decir,  $20 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ) y aproximadamente 40 ppm/°C (es decir,  $40 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ).

De acuerdo con la invención, el CDT de la segunda capa oscila entre aproximadamente 1 ppm/°C (es decir,  $1 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ) y 10 ppm/°C (es decir,  $10 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ), preferentemente entre aproximadamente 1 ppm/°C (es decir,  $1 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ) y 5  
10 ppm/°C (es decir,  $5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ).

En una realización preferente de la invención, la primera capa es una capa esencialmente uniforme que se extiende con un espesor esencialmente uniforme sobre una superficie del sustrato. No obstante, en una realización alternativa, la primera capa puede incluir múltiples áreas específicas o separadas con un  
15 coeficiente de dilatación térmica diferente al coeficiente de dilatación térmica de la segunda capa.

En una realización preferente de la invención, la segunda capa es una capa esencialmente uniforme que se extiende con un espesor esencialmente uniforme sobre el sustrato. Preferentemente, la segunda capa tiene a su vez una estructura  
20 estratificada y comprende múltiples subcapas de material. Por tanto, en una realización preferente, la segunda capa incorpora los múltiples electrodos dentro de dichas múltiples subcapas de material. Es decir, los electrodos pueden estar posicionados o asentados sobre una de las subcapas y se pueden extender hasta una superficie exterior de la segunda capa y/o sobresalir de la misma.

25 En una realización preferente de la invención, el espesor de cada capa y/o cada subcapa del sustrato oscila entre 0,1  $\mu\text{m}$  y 100  $\mu\text{m}$ , de forma especialmente preferente entre 1  $\mu\text{m}$  y 50  $\mu\text{m}$ . En una realización particularmente preferente, el espesor de cada capa y/o cada subcapa del sustrato oscila entre 1  $\mu\text{m}$  y 10  $\mu\text{m}$ . Por ejemplo, cada capa y/o subcapa del sustrato puede tener un espesor de  
30 aproximadamente 4 a 5  $\mu\text{m}$ .

De acuerdo con otro aspecto, la presente invención proporciona un dispositivo de implante médico para estimular células nerviosas en un cuerpo humano o animal, comprendiendo el implante una matriz de electrodos de la invención tal como se describe más arriba. Preferentemente, el dispositivo de implante médico es un  
35 implante de retina para estimular células nerviosas retinianas.

De acuerdo con otro aspecto, la presente invención proporciona un método para producir una matriz de electrodos que incluye los pasos indicados en la reivindicación 18.

5 En una realización preferente de la invención, el paso de combinar la primera capa y la segunda capa tiene lugar a una temperatura significativamente elevada en relación con una temperatura de servicio o temperatura de operación normal de la matriz de electrodos.

10 En una realización preferente de la invención, el paso de combinar la primera capa y la segunda capa para formar el sustrato de la matriz de electrodos incluye la unión, fusión y/o endurecimiento de la primera capa y la segunda capa.

15 El paso de combinar la primera capa y la segunda capa tiene lugar sobre una estructura de soporte esencialmente plana, de modo que el sustrato es esencialmente plano a la temperatura de combinación. A este respecto, la estructura base o de soporte preferentemente tiene una superficie esencialmente llana o plana sobre la que se lleva a cabo el paso de combinar la primera capa y la segunda capa.

20 En una realización preferente de la invención, el método comprende además el paso de combinar múltiples electrodos con el sustrato de modo que los múltiples electrodos se extienden hasta una superficie exterior del sustrato y/o sobresalen de la misma para establecer un contacto eléctrico con el tejido de un cuerpo humano o animal. El paso de combinar los múltiples electrodos con el sustrato incluye aplicar múltiples electrodos en el sustrato, y más particularmente aplicar los múltiples electrodos, preferentemente junto con las pistas conductoras, los circuitos o los cableados de conexión, en la primera capa y/o en la segunda capa  
25 de material polimérico. Cuando la segunda capa de material consiste a su vez en múltiples capas de material, los múltiples electrodos se pueden aplicar en una de las múltiples capas de material de la segunda capa.

#### Breve Descripción de las Figuras

30 Éstas y otras características y ventajas de la presente invención se evidenciarán a partir de la siguiente descripción detallada de realizaciones particulares de la invención con referencia a las figuras adjuntas, en las que los componentes iguales se designan con caracteres de referencia iguales, y donde:

- Figura 1: vista lateral esquemática de un sustrato estratificado de una matriz de electrodos de acuerdo con una realización simple de la invención, durante la producción;
- Figura 2: vista lateral esquemática de un sustrato estratificado de la matriz de electrodos mostrada en la Figura 1, después de la producción;
- Figura 3: vista lateral esquemática de una matriz de electrodos de acuerdo con otra realización preferente de la invención;
- Figura 4: vista en planta esquemática de una matriz de electrodos en un dispositivo de implante médico de acuerdo con otra realización preferente de la invención; y
- Figura 5: vista en planta esquemática de una matriz de electrodos en un dispositivo de implante médico de acuerdo con otra realización preferente de la invención.

15 Descripción Detallada de las Realizaciones Preferentes

Con referencia en primer lugar a la Figura 1, se ilustra la producción de una matriz de electrodos 1 de acuerdo con una realización de la presente invención. La matriz de electrodos 1 comprende un sustrato 2 para soportar múltiples electrodos 3 e incluye dos capas de material polimérico, en concreto una primera capa 4, que está aplicada sobre una estructura base o soporte B, y una segunda capa 5, que está aplicada directamente sobre la primera capa 4.

La primera capa 4 de material polimérico tiene un primer coeficiente de dilatación térmica (CDT) y la segunda capa 5 de material polimérico tiene un segundo coeficiente de dilatación térmica (CDT) que es diferente al primer CDT. En este caso, el primer CDT (es decir, el CDT de la primera capa 4) es mayor que el segundo CDT (es decir, el CDT de la segunda capa 5).

Una vez que se ha aplicado la primera capa de material polimérico 4 sobre la estructura base o soporte B, sobre la primera capa 4 se colocan múltiples electrodos 3, junto con pistas conductoras, circuitos o cableados (no mostrados) para conectar los electrodos 3 a una fuente de alimentación eléctrica y/o a un controlador. Idealmente, los electrodos 3 se disponen separados entre sí para producir una matriz con una configuración específica. Después se aplica la segunda capa de material polimérico 5 sobre la primera capa 4 de modo que los múltiples electrodos 3 quedan esencialmente incorporados en la segunda capa 5 y de modo que un extremo de contacto 6 de cada uno de los múltiples electrodos 3 se extiende hasta una superficie exterior del sustrato 2 y/o sobresale de la



misma, y en particular de una superficie exterior 7 de la segunda capa 5. De este modo, los electrodos 3 se incorporan dentro del sustrato 2 pero no obstante están adaptados para establecer un contacto eléctrico con el tejido a estimular en un cuerpo humano o animal.

- 5 Tanto la primera capa 4 como la segunda capa 5 son de un material de poliimida y estas dos capas 4, 5 se combinan uniendo, fusionando y/o endureciendo el material de poliimida a temperatura elevada, por ejemplo entre 200°C y 400°C, mientras que el sustrato 2 está soportado sobre la estructura base B en una configuración esencialmente plana. A este respecto se hace referencia en particular a la descripción del endurecimiento de material de polímero de poliimida  
10 dado en la Patente US nº 5.166.292. Una vez que la primera y la segunda capa 4, 5 del sustrato 2 están unidas y endurecidas, el sustrato 2 se retira de la estructura base B y comienza a enfriarse.

En referencia ahora a la Figura 2, cuando el sustrato 2 se enfría, la reducción de  
15 la temperatura produce diferentes respuestas físicas de la primera capa 4 y la segunda capa 5 en virtud de sus diferentes coeficientes de dilatación térmica. Dado que la primera capa 4 tiene un CDT mayor que la segunda capa 5, la magnitud de la contracción del área superficial (y el volumen) experimentado por la primera capa 4 es significativamente mayor que la experimentada por la  
20 segunda capa 5, provocando así que el sustrato 2 se deforme y adopte un perfil curvado. En particular, la primera capa 4 que tiene el mayor coeficiente de dilatación térmica se desvía del estado plano presentando una superficie exterior con una curvatura cóncava 8, mientras que la segunda capa 5 que tiene el coeficiente de dilatación térmica más bajo se deforma del estado plano de modo  
25 que la superficie exterior 7 adopta una curvatura convexa.

Aunque la Figura 2 no muestra específicamente los electrodos 3, se observará que los extremos de contacto 6 de los múltiples electrodos 3 sobresalen de la superficie exterior convexa 7 del sustrato 2. Por consiguiente, la superficie exterior 7 que presenta los extremos de contacto 6 de los electrodos en la matriz de  
30 electrodos 1 de la invención adquiere una curvatura que está concebida específicamente para corresponder a la curvatura natural del tejido corporal a estimular y para complementarla.

Por ejemplo, seleccionando cuidadosamente el material polimérico para la primera y la segunda capa 4, 5 del sustrato 2 (estableciendo o determinando así  
35 el CDT de cada una de estas capas), y seleccionando con cuidado y controlando el espesor de la primera y la segunda capa 4, 5, es posible determinar y generar

una curvatura específica en el sustrato 2 para un cambio de temperatura dado entre la fase de producción y el servicio o la operación del dispositivo. En el presente caso, la matriz de electrodos de las Figuras 1 y 2 está adaptada para ser utilizada en un implante de retina, de modo que la curvatura convexa de la superficie exterior 7 está concebida para adaptarse a la curvatura cóncava de la retina o para complementarla esencialmente.

A este respecto y a modo de ejemplo específico, el material de poliimida de la primera capa 4 puede ser PI-2525, que tiene un CDT de aproximadamente 20 ppm/°C (es decir, aproximadamente  $20 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ), o alternativamente PI-5878G, que tiene un CDT de aproximadamente 40 ppm/°C (es decir, aproximadamente  $40 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ). Los expertos en la técnica conocerán otros materiales de poliimida que tienen un CDT dentro del intervalo de aproximadamente 20 a 40 ppm/°C para su uso en la primera capa 4. Por otro lado, el material de poliimida de la segunda capa 5 puede ser PI-2611, que tiene un CDT de aproximadamente 3 ppm/°C (es decir,  $3 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ). Los expertos en la técnica conocerán otros materiales de poliimida que tienen un CDT dentro del intervalo de 1 a 10 ppm/°C para su uso en la segunda capa 5. Con referencia a la Figura 3, se ilustra otra realización preferente de la presente invención. La diferencia principal entre esta realización particular y la realización de la Figura 1 radica en el hecho de que la segunda capa de material 5 tiene a su vez una estructura estratificada e incluye tres capas o "subcapas" de material independientes 51, 52, 53. Cada una de las subcapas individuales 51, 52, 53 se aplica por separado durante el método de producción de la presente invención. En particular, una vez aplicada la primera capa 4 sobre la estructura base B, la primera subcapa 51 de la segunda capa 5 se aplica directamente sobre una superficie superior de la primera capa 4. Después se aplican los electrodos 3 y sus pistas conductoras, circuitos o cableados de conexión (no mostrados) sobre la subcapa 51 de la segunda capa 5. Una vez dispuestos los múltiples electrodos 3 sobre la subcapa 51, las otras dos subcapas 52, 53 se aplican sobre la primera subcapa 51 existente.

Una vez aplicadas la segunda y la tercera subcapa 52, 53, los múltiples electrodos 3 se incorporan esencialmente dentro de la segunda capa 5. No obstante, un extremo de contacto 6 de cada uno de los electrodos 3 se extiende hasta la superficie exterior 7 de la segunda capa 5 del sustrato 2 y/o sobresale de la misma para establecer contacto con el tejido a estimular en el cuerpo humano o animal. El sustrato 2 se endurece a una temperatura elevada y después se puede retirar de la estructura base B, del mismo modo que el descrito con referencia a las Figuras 1 y 2. Por consiguiente, la realización de la Figura 3 está formada con

una superficie exterior con una curvatura convexa 7 para complementar esencialmente la curvatura de una retina a estimular con la matriz de electrodos de estimulación.

De forma totalmente preferente, el material polimérico de cada una de las subcapas 51, 52, 53 es el mismo material con el mismo CDT, aunque también puede consistir en materiales diferentes con CDT diferentes. En cualquier caso, la primera capa de material 4 tiene deseablemente un mayor coeficiente de dilatación térmica que el de todas las subcapas 51-53 de la segunda capa 5. En este ejemplo, el espesor de la primera capa 4 y cada una de las subcapas 51, 52, 53 es aproximadamente igual, en concreto aproximadamente 5  $\mu\text{m}$ . No obstante, también es posible seleccionar los espesores de capa de modo diferente, dependiendo del grado de curvatura requerido en el sustrato.

La Figura 4 y la Figura 5 ilustran en cada caso una parte de un dispositivo de implante médico 10, en particular un implante de retina, que incorpora una matriz de electrodos de estimulación 1 de acuerdo con la presente invención. En estas realizaciones, las ilustraciones esquemáticas simplificadas de las matrices de electrodos 1 se muestran en una vista en planta y éstos solo presentan cuatro electrodos circulares 3, aunque evidentemente en la práctica serían muchos más. De forma significativa, en estas realizaciones, en lugar de consistir en una capa uniforme, la primera capa 4 comprende múltiples áreas separadas y específicas de material 41 con un coeficiente de dilatación térmica mayor que la segunda capa de material 5. Estas áreas separadas y específicas 41 de mayor CDT pueden estar previstas en una primera capa 4 contigua, o pueden consistir en elementos independientes separados espacialmente en el plano de la primera capa 4. En este último caso, los electrodos 3 están soportados típicamente por la segunda capa de material 5 y están incorporados dentro de la misma, por ejemplo como ocurre en el caso de la Figura 3.

En las Figuras 4 y 5, las pistas conductoras, circuitos o cableados 9 que conectan los electrodos con una fuente de alimentación eléctrica y/o un controlador se muestran con líneas discontinuas insertadas dentro del sustrato 2. Las áreas separadas y específicas de material 41 de la primera capa 4 están configuradas con formas geométricas (es decir, triangular en la Figura 4 y rectangular en la Figura 5) y están dispuestas sobre el sustrato alrededor de los electrodos 3 y entre los mismos. Como en las realizaciones de las Figuras 1 a 3, el CDT mayor de las áreas de material 412 de la primera capa 4 en comparación con el CDT de la segunda capa 5 induce una deformación del sustrato 2 para producir un perfil

de superficie curvada en la matriz de electrodos 1 con el fin de optimizar la estimulación del tejido de la retina mediante el dispositivo de implante 10.

Se ha de entender que la anterior descripción de realizaciones particulares de la invención con referencia a las figuras adjuntas tiene únicamente fines ilustrativos.

- 5 Por consiguiente, se debe entender que es posible realizar diversas modificaciones en las partes particulares de las realizaciones descritas sin salirse del alcance de la invención tal como se define en las siguientes reivindicaciones.

### Reivindicaciones

1. Matriz de electrodos (1) para un dispositivo de implante médico, que comprende un sustrato (2) que soporta múltiples electrodos (3), comprendiendo el sustrato (2) al menos dos capas de material que incluyen una primera capa (4) y una segunda capa (5), teniendo la primera capa de material (4) y la segunda capa de material (5) diferentes coeficientes de dilatación térmica,  
5  
donde una superficie exterior (7) del sustrato (2), en la que los múltiples electrodos (3) están adaptados para establecer contacto eléctrico con tejido de un cuerpo humano o animal, es curva, y  
10  
donde el sustrato (2) está adaptado para presentar la superficie exterior curvada (7) debido a los diferentes coeficientes de dilatación térmica de la primera y la segunda capa (4, 5) del sustrato (2),  
15  
caracterizada porque el coeficiente de dilatación térmica del material de la primera capa oscila entre aproximadamente 20 ppm/°C y aproximadamente 40 ppm/°C y el coeficiente de dilatación térmica del material de la segunda capa oscila entre aproximadamente 1 ppm/°C y aproximadamente 10 ppm/°C.
2. Matriz de electrodos (1) según la reivindicación 1, caracterizada por los múltiples electrodos (3) están soportados sobre la primera capa de material (4).  
20
3. Matriz de electrodos (1) según la reivindicación 1 o la reivindicación 2, caracterizada por los múltiples electrodos (3) están incorporados en la segunda capa de material (5) y/o sobresalen de la misma.
- 25 4. Matriz de electrodos (1) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por la primera capa (4) forma una capa exterior del sustrato (2) y/o porque la segunda capa (5) forma una capa exterior del sustrato (2).
- 30 5. Matriz de electrodos (1) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por la primera capa de material (4) es una capa esencialmente uniforme que se extiende con un espesor esencialmente uniforme sobre el sustrato (2).

- 5
6. Matriz de electrodos (1) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por que la primera capa (4) comprende múltiples áreas discretas o separadas (41) que tienen un coeficiente de dilatación térmica diferente al coeficiente de dilatación térmica de la segunda capa (5).
- 10
7. Matriz de electrodos (1) según la reivindicación 6, caracterizada por que cada una de las áreas discretas o separadas (41) de la primera capa (4) tiene una forma geométrica específica, tal como una forma triangular o rectangular, preferentemente dispuesta entre electrodos individuales de los múltiples electrodos (3).
- 15
8. Matriz de electrodos (1) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por que la segunda capa de material (5) en sí misma tiene una estructura estratificada y comprende múltiples capas de material (51, 52, 53).
- 20
9. Matriz de electrodos (1) según la reivindicación 8, caracterizada por que la segunda capa (5) incorpora los múltiples electrodos (3) dentro de dichas múltiples capas de material (51, 52, 53), y por que los electrodos (3) se extienden hasta una superficie exterior (7) de la segunda capa (5) y/o sobresalen de la misma.
- 25
10. Matriz de electrodos (1) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por que el sustrato (2) presenta una superficie exterior con una curvatura convexa (7), superficie (7) en la que una zona de extremo (6) de cada uno de los múltiples electrodos (3) está adaptada para establecer un contacto eléctrico con tejido de un cuerpo humano o animal.
- 30
11. Matriz de electrodos (1) según la reivindicación 10, caracterizada por que los múltiples electrodos (3) se extienden hasta la superficie exterior de curvatura convexa (7) y/o sobresalen de la misma.
12. Matriz de electrodos (1) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada por que la primera capa (4) y la segunda capa (5) del sustrato (2) consisten en cada caso en un material polimérico, comprendiendo el sustrato preferentemente una película polimérica estratificada.

13. Matriz de electrodos (1) según la reivindicación 12, caracterizada porquedicho material polimérico se selecciona de entre el grupo consistente en poliimidina, parileno y silicona.
14. Matriz de electrodos (1) según la reivindicación 13, caracterizada porqueel material polimérico de la primera capa es PI-2525 o PI-5878G y porque el material polimérico de la segunda capa es PI-2611.
15. Matriz de electrodos según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada porqueel coeficiente de dilatación térmica de la segunda capa oscila entre aproximadamente 1 ppm/°C y aproximadamente 5 ppm/°C.
16. Dispositivo de implante médico (10) para estimular células nerviosas en un cuerpo humano o animal, que comprende una matriz de electrodos (1) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores.
17. Dispositivo de implante médico (10) según la reivindicación 16, consistiendo dicho dispositivo de implante médico (10) en un dispositivo de implante de retina para estimular células nerviosas de la retina.
18. Método para producir una matriz de electrodos (1) que incluye los pasos de:
- aplicar una primera capa (4) de material que tiene un primer coeficiente de dilatación térmica sobre una estructura base o soporte (B), oscilando el coeficiente de dilatación térmica del material de la primea capa entre aproximadamente 20 ppm/°C y aproximadamente 40 ppm/°C;
- aplicar una segunda capa (5) de material que tiene un segundo coeficiente de dilatación térmica diferente al primer coeficiente de dilatación térmica de la primera capa (4), oscilando el coeficiente de dilatación térmica del material de la segunda capa entre aproximadamente 1 ppm/°C y aproximadamente 10 ppm/°C; y
- combinar la primera capa (4) y la segunda capa (5) para formar un sustrato (2) de la matriz de electrodos (1) a una temperatura diferente a una temperatura de servicio normal de la matriz de electrodos (1),
- donde el paso de combinar la primera capa (4) y la segunda capa (5) tiene lugar sobre una estructura soporte (B) esencialmente plana, de

modo que el sustrato (2) es esencialmente plano a la temperatura de combinación,

5 donde, cuando la temperatura del sustrato cambia de la temperatura de combinación a la temperatura de servicio normal, dicho cambio de temperatura induce tensiones o fuerzas entre la primera y la segunda capa (4, 5) del sustrato (2) que deforman o remodelan el sustrato (2) y así dotan a la matriz de electrodos (1) de una forma deseada.

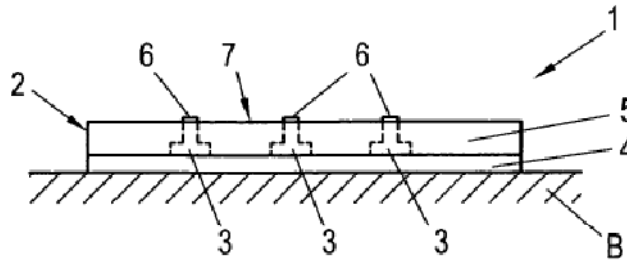
10 **19.** Método según la reivindicación 18, caracterizado porque el paso de combinar la primera capa (4) y la segunda capa (5) para formar el sustrato (2) de la matriz de electrodos (1) incluye la unión, fusión y/o endurecimiento de la primera capa (4) y la segunda capa (5).

15 **20.** Método según la reivindicación 19 o la reivindicación 19, caracterizado porque el paso de combinar la primera capa (4) y la segunda capa (5) tiene lugar a una temperatura elevada en relación con una temperatura de servicio normal de la matriz de electrodos.

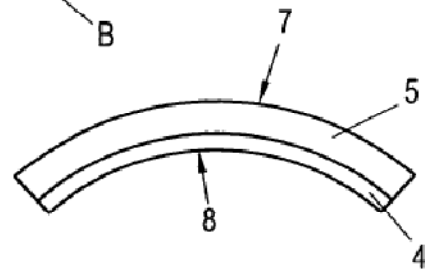
**21.** Método según cualquiera de las reivindicaciones 18 a 20, caracterizado porque incluye el paso de:

20 aplicar múltiples electrodos (3) al sustrato (2) de modo que los múltiples electrodos (3) se extienden hasta una superficie exterior (7) de la segunda capa (5) y/o sobresalen de la misma.

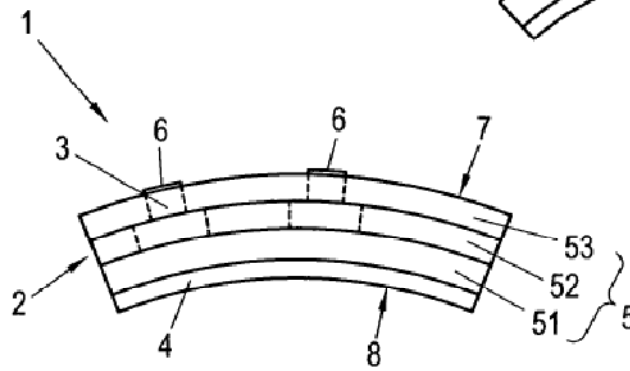




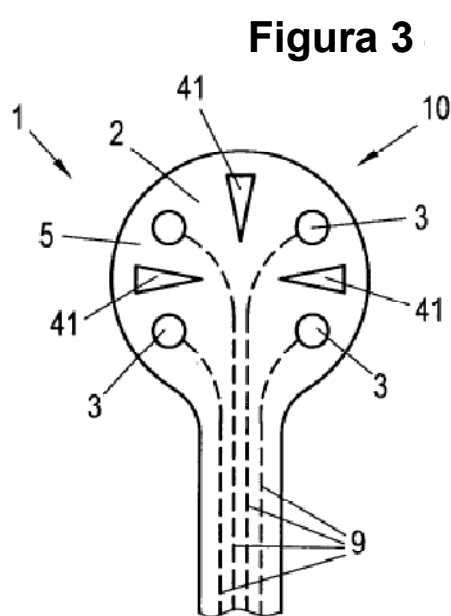
**Figura 1**



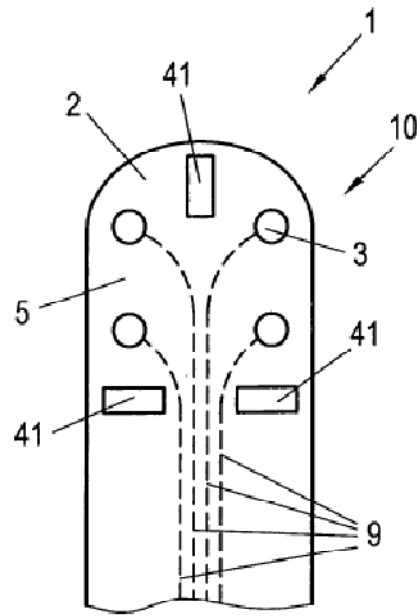
**Figura 2**



**Figura 3**



**Figura 4**



**Figura 5**