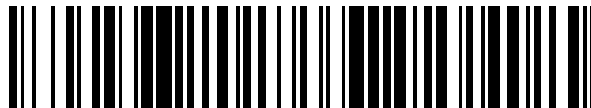


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 541 405**

51 Int. Cl.:

A61N 1/05 (2006.01)

B29D 30/10 (2006.01)

B29D 30/16 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **07.11.2011** **E 11813383 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **22.04.2015** **EP 2637736**

54 Título: **Electrodo para la estimulación nerviosa intraoperatoria**

30 Prioridad:

11.11.2010 DE 102010060497

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

20.07.2015

73 Titular/es:

DR. LANGER MEDICAL GMBH (100.0%)
Fabrik Sonntag Haus 4a
79183 Waldkirch, DE

72 Inventor/es:

LANGER, ANDREAS

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 541 405 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 para la estimulación nerviosa intraoperatoria

5 La invención concierne a un electrodo para la estimulación intraoperatoria del nervio vago con un portaelectrodo configurado en forma de tira de material elástico y al menos una superficie de contacto eléctricamente conductora que puede unirse con un emisor de señal y/o un receptor de señal a través de un medio de transmisión de señal y que, durante la aplicación, toca al nervio vago en una parte de su periferia.

10 Para poder verificar durante la operación si se lesionan posiblemente estructuras nerviosas que están en el área de la operación, se realiza desde hace ya varias décadas durante las operaciones una neuromonitorización intraoperatoria. La técnica de la neuromonitorización se utiliza en muchas intervenciones quirúrgicas, por ejemplo en la neurocirugía, la cirugía de otorrinolaringología, la cirugía de los vasos o la cirugía de la glándula tiroides. En este caso, se estimula eléctricamente el nervio a vigilar y se produce la formación de un potencial de acción que puede derivarse y analizarse después a través de electrodos, por ejemplo en forma de señales de electromiografía en el órgano afectado del nervio en cuestión, por ejemplo un músculo. La señal de derivación denota el estado funcional del nervio.

15 La neuromonitorización intraoperatoria tiene una importancia especial, en otras cosas, en la cirugía de la glándula tiroides donde puede producirse una lesión del nervio laríngeo recurrente, lo que conduce a perturbaciones de la voz, pérdida de la voz y/o molestias al respirar o al tragar en el paciente. En caso de una lesión por ambos lados del nervio laríngeo que se deriva del nervio vago en operaciones de estruma, existe incluso peligro de muerte para el paciente.

20 Por medio del uso de la vigilancia funcional de los nervios durante la operación podrían reducirse de forma significativa también en la cirugía de la glándula tiroides la complicación que surge con más frecuencia y con más peligro, a saber, la lesión del nervio laríngeo recurrente denominada paresis recurrente. No obstante, hasta donde es evidente, se utilizan exclusivamente en este caso hasta la fecha unos procedimientos intermitentes en los que puede realizarse un control funcional del nervio sólo antes y después de una actividad peligrosa del cirujano, a cuyo fin se excita el nervio por medio de un electrodo guiado manualmente antes o después de un corte o similar. La estimulación se realiza en este caso por medio de sondas de estimulación cuya configuración constructiva varía según el fabricante. Así, por ejemplo, se utilizan sondas monopolares con puntas esféricas o versiones bipolares con puntas polares concéntricas o puntas de horquilla, o bien sondas de gancho realizadas discrecionalmente con vástago recto o en forma de bayoneta. Como es natural, con todas estas sondas de estimulación es posible una estimulación del nervio cuando se las aplica por el cirujano a mano contra el nervio a estimular.

35 Aun cuando la neuromonitorización intermitente tanto para la cirugía de la glándula tiroides como también en otras intervenciones quirúrgicas, como, por ejemplo, en la neurocirugía, ayuda al cirujano a la identificación de un nervio amenazado y a la verificación de la función del nervio, este procedimiento intermitente no representa ninguna protección segura para los nervios amenazados, ya que ciertamente una vigilancia funcional tiene lugar siempre sólo antes y después de la actividad quirúrgica en sí arriesgada. La monitorización intermitente tampoco impide que el cirujano lesione un nervio o incluso lo corte completamente. Por tanto, se quiere un procedimiento de vigilancia continua que pueda considerarse como una especie de sistema de alerta temprana para daños en los nervios. Con el término "continuo" deben entenderse en este contexto una estimulación del correspondiente nervio progresiva o realizada espontáneamente a intervalos temporales cortos, es decir, sin actividad manual del cirujano, y la derivación de la señal de reacción en el músculo afectado.

40 Por otro lado, para la estimulación intraoperatoria no son adecuados tampoco los denominados electrodos permanentes que están previstos para permanecer en el cuerpo humano de forma duradera, ya que pueden colocarse de forma relativamente difícil y, sobre todo, sólo pueden retirarse con intervenciones complejas.

45 Por el documento DE 10 2008 048 788 A1 de la propia solicitante se conoce un electrodo para la estimulación nerviosa intraoperatoria que es adecuado para una neuromonitorización continua durante una operación, en particular para la neuromonitorización del nervio laríngeo recurrente en operaciones de la glándula tiroides. El electrodo está caracterizado por que un cuerpo de electrodo que está configurado en sección aproximadamente en forma de T o de ancla y que presenta un vástago de electrodo y al menos un estribo de retención sobresaliente desde éste por ambos lados, estando dispuesta la superficie de contacto en el lado del estribo de retención opuesto al vástago de electrodo. Debido a esta configuración del electrodo, éste puede colocarse entre la vena yugular interna y la arteria carótida común de modo que el vástago de electrodo esté situado en un espacio intermedio entre estos dos vasos sanguíneos y el estribo de retención se aplique con uno de sus lados a la vena y con su otro lado a la arteria y con su lado delantero alejado del vástago de electrodo, en el que se encuentra la superficie de contacto, presione contra el nervio vago a estimular.

55 Esta forma de un electrodo es adecuada ciertamente para una estimulación nerviosa intraoperatoria durante una operación, pero presenta aún algunas debilidades con respecto a una fijación fiable del electrodo y un contactado seguro del nervio vago. Así, debido a la forma predeterminada del electrodo es posible una adaptabilidad a las

variaciones anatómicas sólo en la zona del contorno preformado del cuerpo de electrodo configurado en forma de T. Además, la superficie de contacto relativamente pequeña, en unión de una fuerza de prensado ejercida sólo moderadamente por los vasos sanguíneos a través de los estribos de retención, no puede garantizar un contacto eléctrico fiable en cualquier situación intraoperatoria.

5 En el documento DE 10 2007 036 862 A1, que también remite a la solicitante, se ha propuesto un electrodo para la estimulación intraoperatoria del nervio vago, que está caracterizado por una tira de contacto de material elástico biocompatible que puede ceñirse alrededor del nervio a estimular y cerrarse formando un lazo cerrado y que presenta al menos una superficie de contacto eléctricamente conductora, vuelta hacia el nervio, que puede unirse con un emisor de señal y/o un receptor de señal con ayuda de un medio de transmisión de señal. La tira de contacto
10 puede aplicarse al nervio a estimular análogamente a una atadura de cables y, durante la operación, puede permanecer sobre el mismo como un manguito y ser solicitada continuamente con señales de estimulación.

Por tanto, se logra ciertamente un contactado eléctrico fiable del nervio vago, pero la colocación y retirada del electrodo requiere mucha práctica y pericia por parte del cirujano, ya que el nervio vago está tapado en el campo de operación detrás de los vasos sanguíneos y estos no deben dañarse durante el descubrimiento del nervio necesario
15 para la colocación del electrodo. Asimismo, la tira de contactado no debe encogerse de manera demasiado firme para evitar un aplastamiento del nervio.

Por el documento WO2007/021535 se conoce un electrodo implantable para la estimulación del nervio vago, que rodea el nervio en forma de gancho y puede fijarse al esófago por medio de una prolongación flexible.

Por tanto, el problema en el que se basa la presente invención consiste en mejorar un electrodo para la monitorización intraoperatoria del nervio vago en el sentido de que, por un lado, se garanticen una colocación y una retirada del electrodo no complicadas antes y después de la operación y, por otro lado, se garanticen también un
20 asiento estable del electrodo y un contactado fiable del nervio durante la intervención.

Este problema se resuelve en conexión con las características del preámbulo por que el portaelectrodo presenta en su extremo de cabeza una primera sección parcial con un material plásticamente deformable, de modo que, durante la aplicación, el portaelectrodo con la primera sección parcial pueda acomodarse a la forma de una pared de un primer vaso sanguíneo que discurre de forma paralela al nervio vago y abraza este vaso sanguíneo en forma de gancho para fijar el electrodo, y en donde el portaelectrodo presenta una segunda sección parcial que puede colocarse alrededor del nervio vago en forma de bucle con una curvatura en sentido contrario al de la primera sección parcial y pueda guiarse por entre el primer vaso sanguíneo y un segundo vaso sanguíneo que discurre de
25 forma paralela.

Debido a la incorporación de un material plásticamente deformable en una primera sección parcial situada en el extremo de cabeza del portaelectrodo, este portaelectrodo puede adaptarse de manera conformable a la estructura anatómica de los órganos. De manera ventajosa, el portaelectrodo se curva en su zona de cabeza alrededor del vaso sanguíneo adyacente – la arteria carótida común -, de modo que éste sea abrazado en forma de gancho a lo largo de su periferia por la sección extremo del portaelectrodo. Por tanto, el electrodo experimenta también una
30 sujeción segura durante la operación.

En una segunda sección parcial situada en el trayecto de la zona media a la zona del lado del pie del portaelectrodo, este portaelectrodo según la invención se ciñe alrededor del nervio vago con una curvatura de sentido contrario con respecto a la primera sección parcial, con lo que la superficie o superficies de contacto entonces interiores tocan el nervio. Como consecuencia de la fuerza de tracción ejercida por la suspensión en forma de gancho del portaelectrodo, la al menos una superficie de contacto presiona sobre el nervio vago y garantiza una estimulación
35 fiable.

En un recorrido adicional hacia el extremo del pie, el portaelectrodo se conduce por entre la arteria carótida común y un segundo vaso sanguíneo – la vena yugular interna – y, por tanto, se apoya adicionalmente en el lado opuesto al lugar de abrazamiento en forma de gancho.
40

Por tanto, la colocación del electrodo se realiza sin complicaciones de tal modo que se pasa el portaelectrodo desde el lado de la vena yugular interna por debajo del nervio vago y se le coloca entonces con la cabeza del electrodo alrededor de la pared del vaso de la arteria carótida común.

Por tanto, en la solución según la invención se asegura una elevada estabilidad mecánica por medio de un ángulo periférico grande alrededor de la arteria carótida común y, como resultado de ello, se hace posible un contactado eléctrico fiable, en combinación con un ángulo periférico también grande alrededor del nervio vago - con una configuración correspondiente de la superficie de contacto.
45

En una ejecución preferida del electrodo, el material plásticamente deformable consiste en una chapa metálica en forma de tira incorporada en el portaelectrodo. Debido a la chapa metálica en forma de tira se logra de manera sencilla la deformabilidad plástica del cuerpo de electrodo para conformar la sujeción en forma de gancho del
50

electrodo. Tras la introducción del electrodo se curva la tira metálica alrededor de la pared del vaso de la arteria carótida común y se facilita así una sujeción segura que puede soltar de nuevo sin problemas tras la operación realizada.

5 Para agotar la zona de contacto utilizable por el abrazamiento del nervio vago, la superficie o superficies de contacto se extienden preferiblemente en forma de tira en dirección paralela a la extensión longitudinal del portaelectrodo. Una realización de este tipo de la superficie o superficies de contacto permite una estimulación continua fiable incluso con pequeños movimientos del electrodo.

10 La estimulación se efectúa preferiblemente por medio de un cable de unión actuante como medio de transmisión de señal que se deriva del portaelectrodo en un extremo de pie del portaelectrodo o sustancialmente en el centro entre el acodamiento alrededor del vaso sanguíneo y la superficie de contacto con el nervio vago. Una transmisión por cable de las señales es poco propensa a perturbaciones de radiofrecuencia y contribuye, por tanto, a la transmisión de señal fiable de los impulsos de estimulación o sus señales de respuesta. En este caso, según las circunstancias de la operación, el cable de unión puede derivarse del portaelectrodo en el extremo del pie o aproximadamente en el centro.

15 Resulta ventajoso que el material elástico, del que se compone el portaelectrodo, sea silicona médica eléctricamente no conductora. En conexión con una chapa metálica incorporada como material plásticamente deformable, el material del portaelectrodo asume la función de una capa aislante para la chapa metálica con respecto a las superficies de contacto. La propia chapa metálica se fabrica preferiblemente de acero inoxidable médico.

20 Un perfeccionamiento ventajoso del electrodo puede presentar una primera sección parcial mayor con material plásticamente deformable incorporado, que se extiende hacia dentro de la segunda sección parcial. Una zona prolongada de esta manera de material plásticamente deformable hace posible una fijación aún fuerte del electrodo, en particular en la zona de las superficies de contacto. Esto eleva de nuevo la fiabilidad de la transmisión de la señal desde las superficies de contacto del electrodo hasta el nervio.

25 Además, el problema en el que se basa la invención se resuelve también en conexión con las características del preámbulo por que el portaelectrodo presenta al menos en su extremo de cabeza una sección preformada con un acodamiento, de modo que, durante la aplicación, el portaelectrodo abraza a modo de gancho una pared de un primer vaso sanguíneo que discurre paralelo al nervio vago para fijar el electrodo, y en donde el portaelectrodo puede colocarse alrededor del nervio vago a modo de bucle en un recorrido adicional con una curvatura de sentido contrario y puede guiarse por entre el primer vaso sanguíneo y un segundo vaso sanguíneo que discurre en
30 dirección paralela.

A diferencia de las enseñanzas técnicas anteriormente reivindicadas, el portaelectrodo posee en esta solución al menos en su extremo de cabeza una sección preformada con un acodamiento cuyo radio de curvatura está ya adaptado a la periferia de la arteria carótida que discurre en posición adyacente. En su aplicación, esta sección preformada curvada se coloca – se engancha en cierto manera – a modo de gancho alrededor de la pared del vaso
35 de la arteria y fija así el electrodo introducido. En su recorrido adicional, el portaelectrodo, al igual que en el electrodo anteriormente descrito, se guía a modo de bucle alrededor del nervio vago con una curvatura de sentido contrario, de modo que, con una configuración de las superficies de contacto como vías conductoras que discurren en forma de tira paralelamente a la extensión longitudinal del portaelectrodo, se garantice un contactado fiable. Hacia el extremo del pie se coloca de manera conocida el portaelectrodo entre la arteria carótida común y la vena yugular interna y, por tanto, se la soporta adicionalmente.
40

La estimulación se efectúa de igual forma que en el electrodo de material completamente elástico por medio de un cable de unión con una derivación respecto del portaelectrodo dispuesta en un extremo o en el centro.

45 La sección preformada puede consistir en un material esencialmente rígido y estar realizada de una ejecución preferida como una pieza de fundición inyectada. Una realización de este tipo es adecuada en grado especial para la fabricación industrial.

Otras características de ejecución ventajosas resultan de la siguiente descripción y de los dibujos, que explican formas de realización preferidas de la invención con ayuda de ejemplos. En estos dibujos muestran en representación esquemática:

50 La figura 1, una primera forma de realización de un electrodo según la invención con una chapa metálica larga, en vista en planta;

La figura 2, el objeto de la figura 1 en sección longitudinal a lo largo de la superficie en sección II-II;

La figura 3, una segunda forma de realización del electrodo según la invención con una chapa metálica corta, en vista en planta;

La figura 4, una tercera forma de realización del electrodo según la invención con derivación de señal dispuesta en el centro, en vista en planta;

La figura 5, la segunda forma de realización del electrodo según la invención durante la aplicación en la vaina de vasos-nervio;

5 La figura 6, la tercera forma de realización del electrodo según la invención durante la aplicación en la vaina de vasos-nervio; y

La figura 7, una forma de realización de un electrodo según la invención con una sección preformada durante la aplicación en la vaina de vasos-nervio.

10 La figura 1 reproduce una primera forma de realización de un electrodo 2 según la invención. En esta vista en planta puede verse un portaelectrodo 4 como elemento básico del electrodo 2. El portaelectrodo 4 consiste en material elástico que, de preferencia, es silicona médica eléctricamente no conductora.

15 En este material del portaelectrodo 4 está incrustado en una primera sección parcial 6 vuelta hacia el extremo de cabeza 5 del portaelectrodo 4 un material plásticamente deformable en forma de una chapa metálica delgada 8. La chapa metálica 8 es fácilmente conformable y, por tanto, puede adaptarse de manera sencilla a las estructuras anatómicas de los órganos corporales – aquí a la pared del vaso de la arteria carótida común (véanse también las figuras 5 y 6) – por medio de un acodamiento. Gracias al uso de silicona médica eléctricamente no conductora como material del portaelectrodo 4, es innecesario incorporar una capa de aislamiento eléctrico especial para separar la chapa metálica 8 de otros componentes eléctricos del electrodo conductores de potencial. Para la chapa metálica 8 resulta especialmente adecuado un acero inoxidable médico.

20 En un lado exterior del portaelectrodo 4 están dispuestas en una segunda sección parcial 10 tres superficies de contacto eléctrico 12 en forma de tiras que se extienden paralelamente a la extensión longitudinal del portaelectrodo 4. La primera sección parcial 6 en la que está incorporada la chapa metálica 8, se extiende hacia dentro de la segunda sección parcial 10 portadora de las superficies de contacto 12, de modo que ambas secciones parciales 6 y 10 se cubren una a otra en esta primera forma de realización.

25 Las superficies de contacto 12 están unidas, en la dirección del extremo de pie 11 del portaelectrodo 4, con torones de conducción 14 que forman el cable de unión 16 que sirve como medio de transmisión de señal 16. El cable de unión 16 se ha sacado en el lado del pie 11 fuera del portaelectrodo 4 y está conectado a un emisor de señal y/o un receptor de señal (no representados).

30 La figura 2 muestra la primera forma de realización representada en la figura 1, en sección longitudinal a lo largo de la superficie en sección II-II. Puede apreciarse claramente que, como consecuencia del recubrimiento de la primera sección parcial 6 con la segunda sección parcial 10, la chapa metálica 8 que se encuentra en la primera sección parcial 6 está dispuesta debajo de las superficies de contacto 12 colocadas en la segunda sección parcial 10. En este caso, el portaelectrodo 4 de silicona médica eléctricamente no conductora abraza la chapa metálica 8 incrustada y forma una capa de separación eléctricamente aislante, en particular con respecto a las superficies de contacto 12.

35 En la figura 3 puede verse una segunda forma de realización del electrodo 2 según la invención, en la que la primera sección parcial 6, en la que está incorporada la chapa metálica 8, no se extiende hacia dentro de la segunda sección parcial 10 portadora de las superficies de contacto 12. Por tanto, la diferencia con la primera realización consiste solamente en una longitud acortada de la chapa metálica 8, que limita así la sección parcial plásticamente deformable 6 a una zona que comprende sustancialmente la mitad del lado de la cabeza del portaelectrodo 4.

40 Una tercera forma de realización adicional del electrodo 2 según la invención está representada en la figura 4. En esta forma de realización, la chapa metálica 8 presenta, al igual que el electrodo 2 mostrado en la figura 3, una longitud acortada, si bien en esta tercera forma de realización los torones de conducción 14 y, por tanto, el cable de unión 16 no se derivan en extremo de pie 11 del portaelectrodo 4. Por el contrario, la unión entre las superficies de contacto 12 y el cable de unión 16 está orientada hacia el centro del portaelectrodo 4. Esta forma de realización puede tener en cuenta especialmente las circunstancias locales durante la operación. Excepto la orientación de las superficies de contacto 12, esta forma de realización corresponde, por lo demás, a la realización - descrita en relación con la figura 3 - de un electrodo 2 con una chapa metálica incorporada corta 8.

45 Las figuras 5 a 7 se refieren a la aplicación del electrodo 2 según la invención en una operación de glándula tiroideas. Está representada esquemáticamente una correspondiente forma de realización del electrodo 2 en unión con la anatomía de la vaina de vasos-nervio 20 (vaina carótida). Se ilustra respectivamente en el lado derecho del cuerpo, mirando hacia el cráneo, la posición de la arteria carótida común 22, la vena yugular interna 24 y el nervio vago 26 a estimular.

50 La figura 5 muestra con respecto a la figura 3 la posición del electrodo 2 con longitud acortada de la chapa metálica

8 durante una intervención operatoria. Durante la colocación, el cirujano conduce el electrodo 2 desde el lado de la vena yugular interna 24 por debajo del nervio vago 26, para apoyarlo luego en forma de gancho sobre la arteria carótida común 22. En este caso, resulta un abrazamiento del nervio vago 26 en forma de bucle, curvado en sentido contrario al de la curvatura de la primera sección parcial 6, por medio de la segunda sección parcial 10 del portaelectrodo 4 que lleva las superficies de contacto 12. El ángulo de abrazamiento grande garantiza, en unión con las superficies de contacto 12 dispuestas en forma de tira paralelamente a la extensión longitudinal del portaelectrodo 4, un contactado fiable del nervio 26 a estimular. El apoyo sobre la arteria carótida común 22 se realiza por la conformación de un acodamiento de la chapa metálica 8 incrustada en el portaelectrodo 4 en la zona de la primera sección parcial 6. Así, el portaelectrodo 4 puede adaptarse plásticamente en su extremo de cabeza 5 a la pared del vaso de la arteria carótida común 22. La derivación del cable de unión 16 se realiza de manera correspondiente a la figura 3 en el extremo 11 del lado del pie del portaelectrodo 4.

En la figura 6 está representada la tercera forma de realización según la figura 4 con una chapa metálica 8 corta y una derivación del cable de unión 16 situada en el centro. Según el entorno de la operación – por ejemplo en condiciones de espacio restringido en la zona de la vena yugular interna 24 – puede ser ventajosa esta posición central de la derivación de cable entre la superficie de estimulación y el acodamiento alrededor de la arteria carótida común 22.

En la figura 7 se representa la posición de un electrodo 2 adicional según la invención en el que el portaelectrodo 4 presenta en su extremo de cabeza 5 una sección preformada 30 con un acodamiento cuyo radio de curvatura se adapta a la periferia de la arteria carótida común 22. El electrodo 2, al igual que un electrodo que consiste completamente en material elástico, puede introducirse en la vaina de vasos-nervio 20 y guiarse en forma de bucle alrededor del nervio vago 26. Este electrodo 2 se caracteriza por que la sección curvada 30, con la que el electrodo 2 se “engancha” por su extremo de cabeza 5 en la arteria carótida común 22, se ha formado ya previamente a partir de un material elástico a la flexión. En este caso, la zona preformada puede extenderse más allá del acodamiento alrededor de la arteria carótida común 22 hacia dentro de la segunda sección parcial 10 que porta las superficies de contacto 12.

Con la invención se crea un electrodo para la estimulación intraoperatoria del nervio vago con un portaelectrodo que presenta al menos una superficie de contacto y está configurado aproximadamente en forma de tira y que puede aplicarse al nervio vago de modo que la superficie de contacto toque el nervio al menos en una parte de su periferia, habiéndose elegido la ejecución según la invención de modo que el portaelectrodo presente una primera sección curvada que se adapta o puede adaptarse al nervio vago y en cuyo lado interior está dispuesta la al menos una superficie de contacto, y de modo que el portaelectrodo presenta al menos una segunda sección que está configurada o puede configurarse aproximadamente en forma de gancho en sentido opuesto a la curvatura de la primera sección y que está adaptada o puede adaptarse al vaso sanguíneo que discurre junto al nervio vago.

La invención no está limitada a los ejemplos de realización representados, sino que resultan diferentes modificaciones o complementos sin apartarse del ámbito de la invención. Así, todo el electrodo 2 puede fabricarse a partir de una pieza preformada, comprendiendo ésta preferiblemente un material elástico a la flexión que, según las figuras 5 a 7, se adapta en su conformación a la anatomía de la vaina de vasos-nervio 20 y al recorrido de curvatura ventajoso representado, pero que, durante la aplicación del electrodo al nervio vago, se puede alabear y, por tanto, se puede colocar fácilmente y también retirar de nuevo.

REIVINDICACIONES

1. Electrodo para la estimulación intraoperatoria del nervio vago (26) con un portaelectrodo (4) configurado en forma de tira y al menos una superficie de contacto eléctricamente conductora (12) que puede unirse con un emisor de señal y/o un receptor de señal a través de un medio de transmisión de señal (16) y que, durante la aplicación, toca al nervio vago (26) en una parte de su periferia, **caracterizado** por que el portaelectrodo (4) presenta una primera sección parcial (6) plásticamente deformable que, durante la aplicación del portaelectrodo (4), puede conformarse contra una pared de un primer vaso sanguíneo (22) que discurre paralelamente al nervio vago (26) y abraza este vaso sanguíneo (22) en forma de gancho para fijar el electrodo (2), y por que el portaelectrodo (4) presenta una segunda sección parcial (10) que puede colocarse en forma de bucle alrededor del nervio vago (26) con una curvatura opuesta a la de la primera sección parcial (6) y puede hacerse pasar por entre el primer vaso sanguíneo y un segundo vaso sanguíneo (24) que discurre en dirección paralela.
2. Electrodo según la reivindicación 1, **caracterizado** por que la sección parcial (6) plásticamente deformable presenta una chapa metálica (8) en forma de tira incorporada en el portaelectrodo.
3. Electrodo según la reivindicación 1 o 2, **caracterizado** por que el portaelectrodo (4) consiste en silicona médica eléctricamente no conductora.
4. Electrodo según la reivindicación 2 o 3, **caracterizado** por que la chapa metálica (8) consiste en acero inoxidable médico.
5. Electrodo según una de las reivindicaciones 1 a 4, **caracterizado** por que la primera sección parcial plásticamente deformable (6) se extiende al menos hasta la superficie de contacto (12).
6. Electrodo para la estimulación intraoperatoria del nervio vago (26) con un portaelectrodo (4) configurado en forma de una tira de material elástico y al menos una superficie de contacto (12) eléctricamente conductora que puede unirse con un emisor de señal y/o un receptor de señal a través de un medio de transmisión de señal (16) y que, durante la aplicación, toca al nervio vago (26) en una parte de su periferia, **caracterizado** por que el portaelectrodo presenta una primera sección (30) configurada aproximadamente en forma de gancho con un acodamiento, la cual durante la aplicación del electrodo, se superpone a una pared de un primer vaso sanguíneo (22) que discurre paralelamente al nervio vago (26) para fijar el electrodo (2), y por que el portaelectrodo (4) presenta una segunda sección con una curvatura opuesta con la cual esta sección puede colocarse alrededor del nervio vago (26) a modo de bucle y hacerse pasar por entre un primer vaso sanguíneo y un segundo vaso sanguíneo (24) que discurre en dirección paralela.
7. Electrodo según una de las reivindicaciones 1 a 6, **caracterizado** por que la superficie o superficies de contacto (12) se extienden en forma de tira paralelamente a la extensión longitudinal del portaelectrodo (4).
8. Electrodo según una de las reivindicaciones 1 a 7, **caracterizado** por que el medio de transmisión de señal (16) es un cable de unión (16) que se deriva del portaelectrodo (4) en un extremo (11) de dicho portaelectrodo (4) o en la zona de transición entre el acodamiento alrededor del primer vaso sanguíneo (22) y la superficie de contacto con el nervio vago (26).
9. Electrodo según una de las reivindicaciones 6 a 8, **caracterizado** por que el portaelectrodo (4) es una pieza de fundición inyectada y consiste preferiblemente en un material elástico a la flexión.

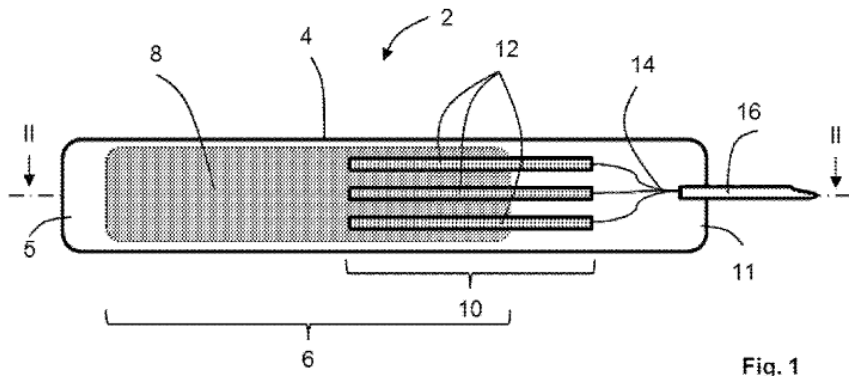


Fig. 1

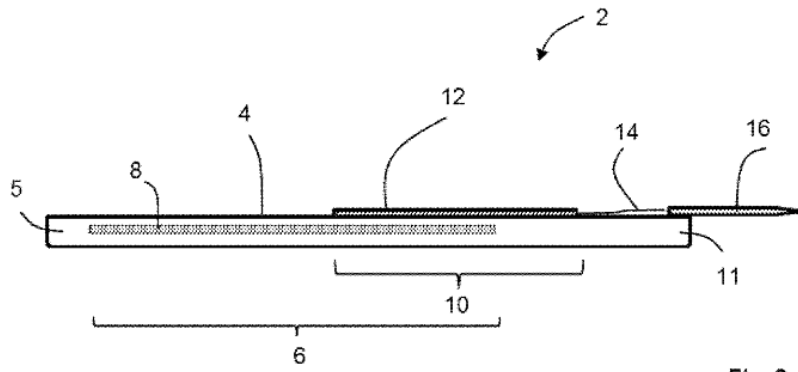


Fig. 2

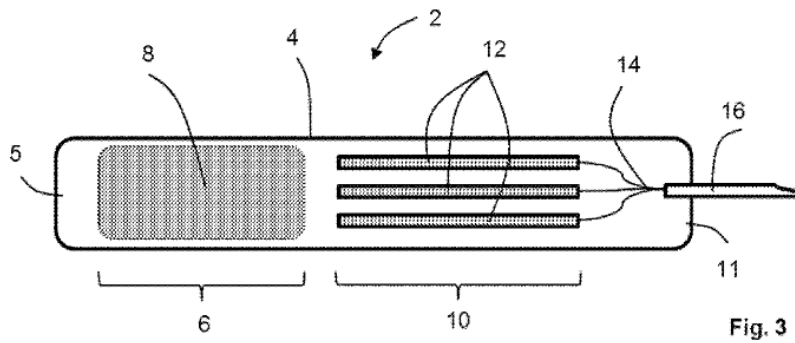


Fig. 3

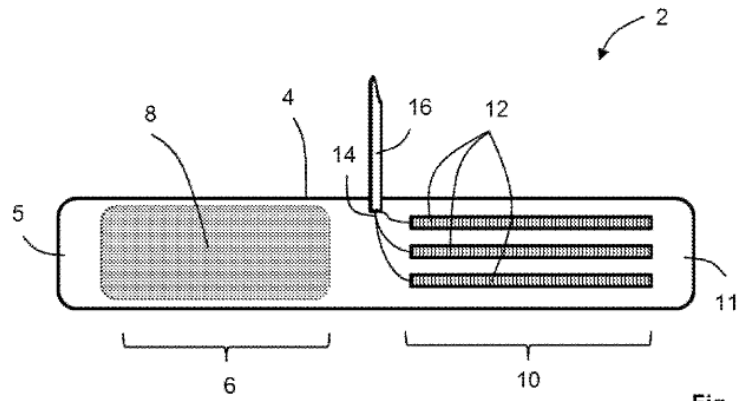
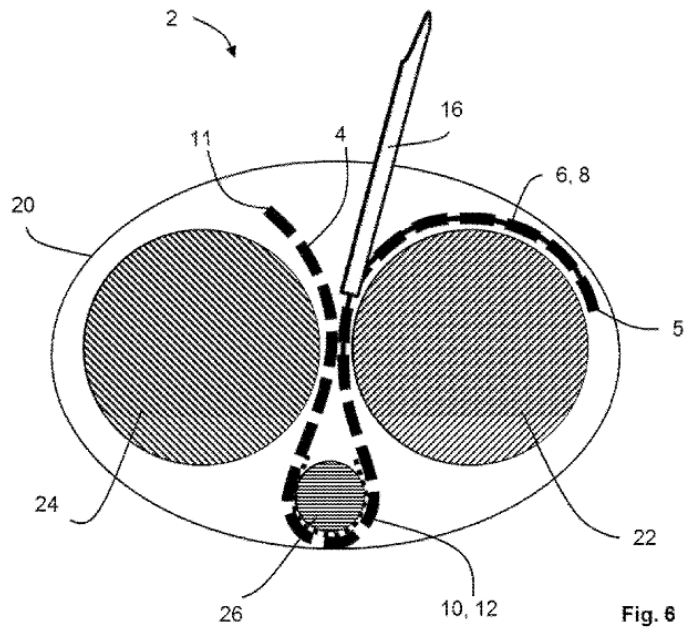
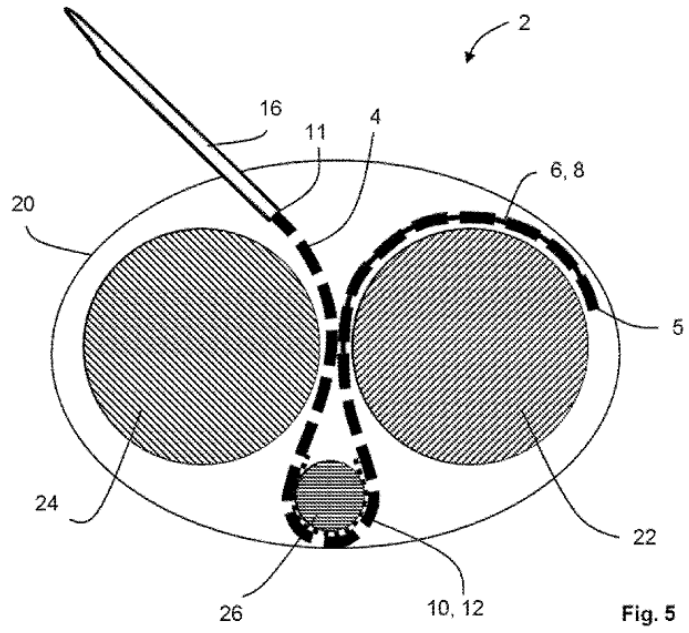


Fig. 4



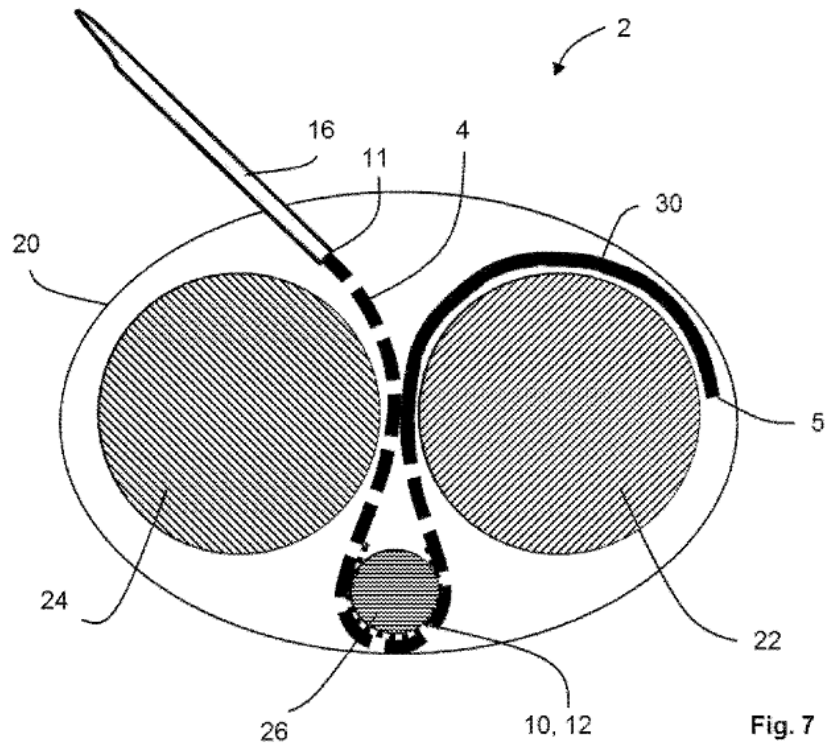


Fig. 7