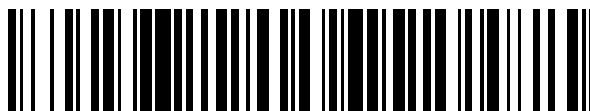


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 759 560**

51 Int. Cl.:

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/145 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **28.06.2012** **E 12174113 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **02.10.2019** **EP 2679156**

54 Título: **Dispositivo de monitorización de al menos una función corporal de un usuario y procedimiento de fabricación del mismo**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
11.05.2020

73 Titular/es:
F. HOFFMANN-LA ROCHE AG (100.0%)
Grenzacher Strasse 124
4070 Basel, CH

72 Inventor/es:
HARTTIG, HERBERT

74 Agente/Representante:
LINAGE GONZÁLEZ, Rafael

ES 2 759 560 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

Dispositivo de monitorización de al menos una función corporal de un usuario y procedimiento de fabricación del mismo

Campo de la invención

La invención se refiere en general a un procedimiento de fabricación de un dispositivo de monitorización de al menos una función corporal de un usuario. La invención se refiere además a un dispositivo de monitorización de al menos una función corporal de un usuario que, preferentemente, se puede obtener usando el procedimiento de acuerdo con la invención. Sin embargo, otros procedimientos de fabricación son factibles. Los procedimientos y dispositivos de acuerdo con la presente invención se usan principalmente en cualquier campo de monitorización de una o más funciones corporales, tales como para monitorizar un estado fisiológico de un cuerpo de un usuario y, más preferentemente, para monitorizar una concentración de analito en un líquido corporal del usuario y/o para monitorizar uno o más de otros tipos de funciones corporales, tales como la frecuencia cardíaca, la tensión arterial u otros tipos de funciones corporales. Preferentemente, el dispositivo de acuerdo con la presente invención se puede usar para mediciones *in vivo* de una concentración de analito en un líquido corporal de un usuario. Sin embargo, otros campos de aplicación son posibles.

Técnica relacionada

En el campo de la tecnología médica, específicamente en el campo de la monitorización de las condiciones de salud de los pacientes en hospitales o en el campo de una monitorización domiciliaria, se conoce una gran cantidad de dispositivos para medir uno o más parámetros relacionados con una o más funciones corporales. Por tanto, específicamente, se conocen elementos sensores para medir la frecuencia cardíaca, la tensión arterial o las concentraciones de uno o más analitos en un líquido corporal del usuario. En lo siguiente, sin restringir el alcance de la presente invención y sin restringir la posibilidad de usar otros tipos de unidades de sensor, la invención se divulga principalmente en el contexto de unidades de sensor electroquímico que pueden medir electroquímicamente la concentración de uno o más analitos en un líquido corporal, tal como para medir la glucemia y/o el líquido intersticial.

Por tanto, se conocen pruebas electroquímicas, que también se denominan biosensores electroquímicos. Los biosensores de este tipo se usan principalmente para analizar cualitativa y/o cuantitativamente el contenido de líquidos biológicos tales como sangre, plasma, líquido intersticial (LIS) u orina. El analito que se detecta más ampliamente en la técnica es la glucosa. Sin embargo, adicionalmente o de forma alternativa, se conocen detectores para otros tipos de analitos, tales como detectores para detectar lactato, PTT (tromboplastina parcial), un valor de pH, urea, lípidos, etanol, colesterol u otros tipos de analitos. Ejemplos de modos de realización específicos de unidades de sensor electroquímico de glucosa se divulgan en los documentos US 5.413.690, US 5.762.770, US 5.798.031, US 5.997.817, US 2009/0020502 y WO 2009/056299.

En la técnica, para analizar líquidos corporales, se conocen las llamadas mediciones puntuales, que requieren un muestreo de una muestra específica de un líquido corporal, que, posteriormente, se analiza usando un dispositivo de medición o una unidad de sensor. Además, aparte de las mediciones puntuales, se conocen mediciones continuas. Por tanto, específicamente en el campo de la medición de la glucosa en el tejido corporal intersticial (intersticio), se conocen procedimientos y dispositivos de medición continua, que también se denominan dispositivos de MC. Estos procedimientos y dispositivos de monitorización continua son específicamente útiles para abordar, monitorizar y controlar tipos específicos de enfermedades, tales como el estado de diabetes. Mientras tanto, se usan elementos sensores electroquímicos implantados, a los que también se hace referencia o que también se pueden realizar como los llamados sensores de tipo aguja o STA. En ellos, una porción del sensor activo que tiene uno o más electrodos se coloca directamente en la región de medición, tal como en el tejido intersticial. Además, usando uno o más electrodos del sensor o electrodos de trabajo que tienen al menos una sustancia detectora que tiene una o más enzimas, se pueden realizar mediciones electroquímicas *in situ* o *in vivo*. Por tanto, como ejemplo, se pueden usar enzimas tal como la glucosa oxidasa, que se adaptan para generar una carga eléctrica, una corriente eléctrica o un potencial eléctrico en presencia de glucosa, del cual se puede derivar la concentración de glucosa y que se puede usar como señal de medición o información de medición. Ejemplos de estos tipos de sistemas de medición transcutáneos se divulgan en el documento US 6.360.888 o en el documento US 2008/0242962 A1.

En general, los sistemas de monitorización continua como se conocen en la técnica son sistemas transcutáneos. Como se usa en el presente documento, el término "sistema transcutáneo" se refiere a un dispositivo de monitorización de la función corporal, en el que el dispositivo comprende una unidad de sensor transcutáneo. Esta unidad de sensor transcutáneo, que contiene preferentemente uno o más electrodos, se coloca debajo de la piel del usuario en un tejido corporal del usuario. Una parte de la unidad de sensor puede atravesar la piel del usuario, para conectarse eléctricamente a una unidad electrónica, que a menudo también se denomina unidad de evaluación o parche y que, en general, se puede adaptar para controlar la unidad de sensor y/o para evaluar las señales proporcionadas por la unidad de sensor. La unidad de evaluación se puede localizar, en general, fuera del cuerpo del usuario, que puede ser un ser humano o un animal. El dispositivo de acuerdo con la presente invención también se puede realizar opcionalmente como un sistema transcutáneo. En los sistemas transcutáneos, en general, la

unidad de sensor se inserta total o parcialmente en el tejido corporal usando uno o más insertadores o ayudas de inserción. Ejemplos de insertadores se divulgan en el documento US 6.360.888 B1. Se conocen otros tipos de insertadores. Típicamente, los sistemas transcutáneos son llevados por el usuario durante un período de tiempo de varias horas a varios meses o típicamente de varios días a varias semanas o, más típicamente, una semana.

Específicamente en el campo de los sistemas de sensor transcutáneos, surgen una gran cantidad de desafíos técnicos relacionados con el estampado de los sustratos, las técnicas de ensamblaje, el contacto eléctrico y el embalaje. Por tanto, los sensores de tipo aguja que se usan a menudo como unidades de sensor para sistemas transcutáneos requieren en general sustratos flexibles alargados que comprenden circuitos conductores finos que tienen una baja resistencia eléctrica. La flexibilidad de los sustratos del sensor, así como el requisito de un estampado de alta definición y un contacto fiable de los electrodos del sensor, supone un desafío técnico importante. Además, específicamente en vista del aumento de los costes en el campo de la tecnología médica, se requieren en general técnicas de fabricación y ensamblaje rentables.

En la técnica de la electrónica, específicamente en el campo de la fabricación de semiconductores o en el campo de la fabricación de circuitos integrados (CI), se conoce en general una gran cantidad de tecnologías de fabricación. Por tanto, se divulgan diversas técnicas de impresión o técnicas de estampado, tales como técnicas litográficas o técnicas de grabado. Además, un estampado de circuitos conductores y electrodos por técnicas de ablación con láser se divulga en el documento US 6.044.441, en el documento US 6.309.526 B1, en el documento WO 00/73785 A2, en el documento WO 01/36953 A1, en el documento WO 01/754438 A2 y en el documento EP 1 152 239 A1. Además, se conocen técnicas de impresión para el diseño de electrodos, tales como las del documento US 6.004.441. Estas técnicas están limitadas, en general, por la resolución.

Además, en el campo de los dispositivos de sensor, así como en otros campos técnicos, se conoce una gran cantidad de técnicas de contacto. Como ejemplo, el contacto de tiras reactivas por medio de clavijas conectoras o contactos de resorte se divulga en el documento US 7.527.716 B2. Además, en otros campos de la tecnología de ensamblaje, se conoce el uso de adhesivos conductores. Por tanto, se usan adhesivos conductores anisótropos para el ensamblaje de dispositivos *flip-chip* en circuitos integrados, tal como se divulga en el documento EP 0 995 784 B1 o en el documento US 6.238.597 B1. Además, el uso de adhesivos anisótropos para poner en contacto electrodos poliméricos conductores en pantallas táctiles se divulga en el documento US 2012/0032910 A1.

El documento US 2008/086041 A1 describe un monitor de analitos que incluye un sensor, una unidad de control del sensor y una unidad de visualización. El sensor tiene, por ejemplo, un sustrato, un canal rebajado formado en el sustrato y material conductor dispuesto en el canal rebajado para formar un electrodo de trabajo. La unidad de control del sensor típicamente tiene una carcasa adaptada para su colocación sobre la piel y está adaptada para recibir una porción de un sensor electroquímico. La unidad de control del sensor también incluye dos o más contactos conductores dispuestos en la carcasa y configurados para el acoplamiento con dos o más almohadillas de contacto en el sensor. Un transmisor está dispuesto en la carcasa y está acoplado a la pluralidad de contactos conductores para transmitir datos obtenidos usando el sensor. La unidad de visualización tiene un receptor para recibir datos transmitidos por el transmisor de la unidad de control del sensor y una pantalla acoplada al receptor para mostrar una indicación de un nivel de un analito. El monitor del analito también puede ser parte de un sistema de administración de fármacos para alterar el nivel del analito en base a los datos obtenidos usando el sensor.

El documento WO 2008/131963 A1 describe un sensor que incluye un sustrato que tiene una porción de detección que define un sensor sobre el mismo y una porción de montaje de un circuito que define al menos una almohadilla eléctricamente conductora que está conectada eléctricamente al sensor. El sensor se puede configurar para producir una señal indicativa de una afección del paciente. Un medio anisótropo se puede disponer en la porción de montaje del circuito y puede ser eléctricamente conductor en una dirección a través del medio y eléctricamente aislante en direcciones a lo largo del medio. Un circuito eléctrico se puede montar mecánicamente en la porción de montaje del circuito del primer sustrato por medio del medio anisótropo con al menos un terminal eléctricamente conductor yuxtapuesto sobre la al menos una almohadilla eléctricamente conductora. El medio anisótropo puede establecer contacto eléctrico local entre el al menos un terminal eléctricamente conductor y la al menos una almohadilla eléctricamente conductora.

A pesar de las ventajas implicadas por las técnicas enumeradas anteriormente, una gran cantidad de desafíos técnicos persisten en la tecnología médica, específicamente para poner en contacto unidades de sensor para monitorizar una o más funciones corporales de un usuario. Específicamente, un contacto eléctrico de estampados finos, específicamente circuitos conductores que tienen un ancho reducido, sigue siendo un desafío técnico. Por tanto, específicamente, los sensores de tipo aguja requieren típicamente unidades de sensor que tengan una conformación alargada con una longitud de típicamente varias decenas de milímetros y un ancho de, en general, menos de 5 mm o incluso menos de 3 mm. Aun así, se deben fabricar circuitos conductores fiables que proporcionen una baja resistencia eléctrica para conseguir mediciones electroquímicas precisas con una alta proporción señal/ruido. En ellos, específicamente, se deben tener en cuenta propiedades flexibles de la unidad de sensor. Por tanto, en general, un contacto mecánico tal como el conseguido usando contactos eléctricos basados en resorte puede provocar interrupciones de los contactos o incluso el daño de los contactos, específicamente debido a movimientos microscópicos de los contactos de resorte durante el uso del dispositivo.

Problema que se va a resolver

Por lo tanto, un objetivo de la presente invención es proporcionar un dispositivo de monitorización de al menos una función corporal de un usuario, así como un procedimiento de fabricación del mismo que resuelva total o parcialmente las deficiencias de las técnicas conocidas mencionadas anteriormente. Específicamente, el dispositivo y el procedimiento deben proporcionar una manera fiable y rentable de poner en contacto una unidad de sensor para monitorizar una o más funciones corporales, tal como, por ejemplo, poniendo en contacto eléctricamente la unidad de sensor con una unidad de evaluación. En ellos, se deben proporcionar contactos eléctricos de alta precisión que tengan una baja resistencia eléctrica y, aun así, que tengan una alta robustez contra los movimientos mecánicos.

Sumario de la invención

Este problema se resuelve mediante un dispositivo de monitorización de al menos una función corporal de un usuario, así como mediante un procedimiento de fabricación de un dispositivo de monitorización de al menos una función corporal de un usuario, teniendo el procedimiento y el dispositivo los rasgos característicos de las reivindicaciones independientes. Los modos de realización preferentes, que se podrían lograr de forma aislada o en una combinación arbitraria, como se dará cuenta el experto en la técnica, se enumeran en las reivindicaciones dependientes.

Como se usa en lo siguiente, los términos "tener", "comprender" o "incluir" o cualquier variación gramatical arbitraria de los mismos se usan de forma no exclusiva. Por tanto, estos términos se pueden referir tanto a una situación en la que, además del rasgo característico introducido por estos términos, no están presentes otros rasgos característicos en la entidad descrita en este contexto como a una situación en la que estén presentes uno o más de otros rasgos característicos. Como ejemplo, las expresiones "A tiene B", "A comprende B" y "A incluye B" se pueden referir a una situación en la que, además de B, no está presente ningún otro elemento en A (es decir, una situación en la que A consiste única y exclusivamente en B) y a una situación en la que, además de B, uno o más de otros elementos están presentes en la entidad A, tal como el elemento C, los elementos C y D o incluso otros elementos.

En un primer aspecto de la presente invención se divulga un procedimiento de fabricación de un dispositivo de monitorización de al menos una función corporal de un usuario. Como se usa en el presente documento, el término "función corporal" se puede referir en general a un parámetro medible arbitrario del cuerpo del usuario, siendo este último un ser humano o un animal. El parámetro puede comprender en general cualquier parámetro medible del usuario, tal como un parámetro que indica una función corporal o un estado de salud del usuario. Por tanto, se pueden medir uno o más parámetros médicos y/o fisiológicos, tales como uno o más de una tensión arterial, una frecuencia cardíaca, una temperatura, un valor de pH y una concentración de al menos un analito en al menos un líquido corporal. Como se usa además en el presente documento, el término "monitorización" se puede referir en general a medir lo mencionado anteriormente para uno o más parámetros que indican la función corporal del usuario. Por tanto, se pueden adquirir uno o más valores de medición, preferentemente una pluralidad de valores de medición en diferentes puntos en el tiempo, tal como una curva de medición que indica valores de medición en función del tiempo. La monitorización preferentemente puede ser una monitorización *in vivo*, como se explicará con más detalle a continuación.

El dispositivo puede ser preferentemente un dispositivo compacto, ponible o portátil que puede llevar un usuario, tal como un dispositivo que tenga un volumen de menos de 1000 cm³ o incluso menos de 500 cm³, y/o que tenga un peso de menos de 500 g, preferentemente de menos de 200 g. Específicamente, el dispositivo se puede transportar total o parcialmente sobre una superficie corporal del cuerpo del usuario.

El dispositivo comprende al menos una unidad de evaluación y al menos una unidad de sensor. Como se usa en el presente documento, el término "unidad de evaluación" se refiere a un elemento de un componente o de múltiples componentes del dispositivo que se adapta para controlar el dispositivo y/o que se adapta para adquirir valores de medición y, opcionalmente, para evaluar total o parcialmente los valores de medición, adquiridos por la al menos una unidad de sensor. Como se usa además en el presente documento, el término "unidad de sensor" se refiere en general a un elemento de un componente o de múltiples componentes del dispositivo que se adapta para medir el al menos un parámetro que indica la al menos una función corporal. Por tanto, la unidad de sensor, como se explica con más detalle a continuación, puede comprender preferentemente uno o más sensores electroquímicos para medir electroquímicamente la concentración de al menos un analito en un líquido corporal. Sin embargo, adicionalmente o de forma alternativa, pueden estar comprendidos otros tipos de unidades de sensor, tales como una o más de una unidad de sensor para detectar una frecuencia cardíaca, tal como mediante la detección de movimientos apropiados debidos a un latido cardíaco, una unidad de medición de la tensión arterial, un sensor de temperatura, un sensor de pH o cualquier otro tipo de unidades de sensor o combinaciones de las mismas. Como se indicó anteriormente, la unidad de sensor es preferentemente una unidad de sensor de monitorización continua adaptada para adquirir valores de medición en función del tiempo. Preferentemente, la unidad de sensor comprende al menos una unidad de sensor transcutáneo que tiene al menos una porción implantable a través de la piel en un tejido del cuerpo. Por tanto, como se explica anteriormente, la unidad de sensor es preferentemente una unidad de

sensor adaptada para mediciones *in vivo*, preferentemente una unidad de sensor para mediciones *in vivo* de una concentración de analito en un tejido corporal y/o un líquido corporal del usuario.

El procedimiento comprende las siguientes etapas. En el mismo, las etapas del procedimiento se pueden realizar en el orden dado. Sin embargo, otro orden de las etapas del procedimiento es posible. Además, es posible realizar una o más de las etapas del procedimiento simultáneamente o al menos parcialmente de forma simultánea. Además, es posible realizar una o más de las etapas del procedimiento repetidamente. Además, el procedimiento puede comprender etapas del procedimiento adicionales que no se enumeran. Las etapas del procedimiento comprendidas son como sigue:

a) una etapa de proporcionar la unidad de evaluación, en la que la unidad de evaluación tiene al menos una almohadilla de contacto eléctrico aplicada a al menos un sustrato de la unidad de evaluación, en la que la almohadilla de contacto eléctrico se conecta eléctricamente a al menos un dispositivo electrónico de la unidad de evaluación;

b) una etapa de proporcionar la unidad de sensor, en la que la unidad de sensor comprende al menos una parte de conector, en la que la parte de conector comprende al menos un sustrato del conector y al menos un circuito conductor aplicado al sustrato del conector, en la que el circuito conductor comprende al menos un material eléctricamente conductor, en la que el material eléctricamente conductor comprende al menos un polímero orgánico eléctricamente conductor, y en la que el circuito conductor tiene al menos una porción de conector;

c) una etapa de preparación, en la que la porción de conector se alinea junto a la almohadilla de contacto eléctrico de modo que la porción de conector mira hacia la almohadilla de contacto eléctrico, en la que se proporciona al menos un adhesivo conductor anisótropo entre la almohadilla de contacto eléctrico y la porción de conector;

d) una etapa de unión, en la que el sustrato de la unidad de evaluación y el sustrato del conector se presionan uno contra el otro, en la que la almohadilla de contacto eléctrico y la porción de conector se presionan una contra la otra, en la que se crea una conexión eléctrica entre la almohadilla de contacto eléctrico y la porción de conector por medio del adhesivo conductor anisótropo,

en la que, en la etapa de preparación, el adhesivo conductor anisótropo se aplica en forma líquida o como una pasta, y en exceso de modo que, después de realizar la etapa de unión, se forme un cordón de adhesivo conductor anisótropo en exceso en al menos un borde de al menos uno del sustrato de la unidad de evaluación y el sustrato del conector.

Como se usa en el presente documento, el término "proporcionar" se refiere en general a introducir la unidad o elemento respectivo en el procedimiento de fabricación. La etapa de proporcionar puede comprender además fabricar total o parcialmente el elemento que se va a proporcionar. Adicionalmente o de forma alternativa, se pueden usar elementos disponibles comercialmente o elementos fabricados en otro lugar o en un procedimiento separado.

Como se explica anteriormente, la unidad de evaluación tiene una almohadilla de contacto eléctrico aplicada a al menos un sustrato de la unidad de evaluación. Como se usa en el presente documento, el término "sustrato de la unidad de evaluación" se refiere a un sustrato arbitrario, preferentemente un sustrato con conformación en placa, es decir, un elemento que tiene una extensión lateral que excede de su espesor en al menos un factor de 10, más preferentemente al menos un factor de 20 o más. Preferentemente, el al menos un sustrato de la unidad de evaluación puede comprender al menos una placa de circuito impreso, tal como una placa de circuito impreso hecha de un material plástico y/o un material cerámico y/o un metal y/o un material de papel. Además, se pueden usar configuraciones de múltiples capas. Sin embargo, otros tipos de materiales del sustrato de la unidad de evaluación pueden ser factibles. La almohadilla de contacto eléctrico, como se explica anteriormente, puede proporcionar un área de superficie de contacto, tal como un área que tiene una conformación rectangular, una conformación poligonal o una conformación redonda. Preferentemente, las una o más almohadillas de contacto eléctrico están hechas total o parcialmente de un material metálico. Por tanto, las una o más almohadillas de contacto eléctrico pueden comprender al menos una capa de oro. Además o de forma alternativa, se pueden aplicar otros tipos de capas metálicas, tales como al menos una de: Cu, Ni, Ag, Au, Pd, Pt. De nuevo, adicionalmente o de forma alternativa, la al menos una almohadilla de contacto eléctrico puede estar total o parcialmente hecha de al menos un material eléctricamente conductor no metálico, tal como al menos uno de: un material de carbono conductor, tal como grafito, grafeno, nanotubos de carbono, carbono vítreo; un material orgánico eléctricamente conductor, tal como un polímero eléctricamente conductor.

El sustrato de la unidad de evaluación puede comprender una pluralidad de cables o circuitos eléctricos, en el que al menos uno de estos cables o circuitos lleva al circuito del contacto eléctrico aplicado al sustrato de la unidad de evaluación. Adicionalmente o de forma alternativa, al menos una vía eléctrica puede estar presente en el sustrato de la unidad de evaluación, para ponerlo en contacto eléctrico con la almohadilla de contacto eléctrico.

La almohadilla de contacto eléctrico se conecta eléctricamente a al menos un dispositivo electrónico de la unidad de evaluación. Esta conexión se puede hacer a través del al menos un cable, circuito o vía mencionados anteriormente. El al menos un dispositivo electrónico puede comprender preferentemente al menos un dispositivo semiconductor, preferentemente al menos un dispositivo semiconductor activo, tal como un amplificador y/o un circuito integrado. Adicionalmente o de forma alternativa, el al menos un dispositivo electrónico puede comprender al menos un circuito integrado específico de la aplicación (ASIC). Para otros detalles potenciales de unidades de evaluación para la evaluación de mediciones electroquímicas, se puede hacer referencia a la técnica anterior mencionada anteriormente, tal como a la configuración de la estación base en el documento US 2008/0242962 A1 que tiene uno o más componentes electrónicos tales como uno o más potencióstatos y/u otros tipos de componentes electrónicos. Por tanto, preferentemente, el al menos un dispositivo electrónico de la unidad de evaluación conectada eléctricamente a la al menos una almohadilla de contacto eléctrico preferentemente puede comprender al menos un potencióstato, es decir, un dispositivo electrónico usado en mediciones electroquímicas que puede proporcionar una fuente de voltaje de CC precisa y/o que puede actuar como un voltímetro o amperímetro de alta precisión, preferentemente un voltímetro o amperímetro que tiene una alta impedancia. El potencióstato se puede adaptar además para actuar como un amplificador de alta precisión. Los ejemplos de potencióstatos de este tipo son ampliamente conocidos en la técnica. Adicionalmente o de forma alternativa, el al menos un dispositivo electrónico puede comprender otros tipos de componentes electrónicos.

Como se explica anteriormente, la unidad de sensor comprende al menos una parte de conector que tiene al menos un sustrato del conector. La parte de conector puede ser un elemento arbitrario de la unidad de sensor adaptado para conectar eléctricamente un elemento de sensor, una región de sensor o cualquier otro componente de la unidad de sensor a la unidad de evaluación. Como se explica con más detalle a continuación, la parte de conector puede tener preferentemente una conformación alargada. Como se usa en el presente documento, el término "sustrato del conector" se puede referir a un sustrato arbitrario adaptado para llevar uno o más componentes de la unidad de sensor y para conectar el elemento de sensor o la parte de sensor de la unidad de sensor mencionados anteriormente al dispositivo electrónico. Lo más preferentemente, el sustrato del conector puede comprender al menos un sustrato plástico, tal como una placa de circuito impreso y/o un conector flexible. Adicionalmente o de forma alternativa, se pueden usar otros tipos de materiales de sustrato, en una configuración de una sola capa o en una configuración de múltiples capas, tales como uno o más de los siguientes materiales: un material plástico, un material de papel, un metal, un material cerámico. El sustrato del conector preferentemente puede ser un sustrato del conector flexible, es decir, un sustrato que, mediante fuerza manual, se puede doblar. Por tanto, el sustrato del conector puede comprender un denominado conector flexible. Preferentemente, el al menos un sustrato del conector puede comprender al menos una película de plástico o lámina de plástico.

Como se explica anteriormente, la parte de conector comprende además al menos un circuito conductor aplicado al sustrato del conector, comprendiendo el circuito conductor al menos un material eléctricamente conductor que tiene al menos una porción de conector. El material eléctricamente conductor comprende al menos un polímero orgánico eléctricamente conductor. Sin embargo, adicionalmente, se pueden usar otros materiales eléctricamente conductores, tales como materiales de carbono eléctricamente conductores y/o metales, como se explicará con más detalle a continuación.

Como se usa en el presente documento, el término "circuito conductor" se refiere a un cable eléctrico aplicado al sustrato del conector, en el que el cable se define por una o más capas conductoras aplicadas al sustrato del conector. Como se usa en el presente documento, el término "conductor" se refiere en general a materiales que tienen una conductividad eléctrica de al menos 0,001 S/cm, más preferentemente al menos 0,01 S/cm y lo más preferentemente al menos 0,1 S/cm. El circuito conductor puede tener preferentemente una conformación alargada, es decir, una longitud a lo largo del sustrato conector que excede de un ancho en un plano del sustrato del conector en al menos un factor de 10, más preferentemente en al menos un factor de 100.

El material eléctricamente conductor comprende al menos un polímero orgánico eléctricamente conductor; sin embargo, adicionalmente, se pueden usar uno o más de otros materiales eléctricamente conductores.

Como se usa además en el presente documento, el término "material orgánico eléctricamente conductor" se puede referir a un material orgánico arbitrario que tiene propiedades eléctricamente conductoras como se define anteriormente. Por tanto, el al menos un material orgánico puede comprender al menos una película orgánica. Por tanto, un material polimérico puede estar compuesto o cualquier otro material orgánico, tal como un material orgánico monomérico o un material orgánico polimérico, que tenga propiedades eléctricamente conductoras.

Los materiales eléctricamente conductores y, más específicamente, los materiales orgánicos eléctricamente conductores, tales como polímeros eléctricamente conductores, son ampliamente conocidos en la técnica. Por tanto, se puede generar conductividad eléctrica en materiales orgánicos mediante la introducción de materiales dopantes apropiados, tales como partículas y/o dopantes eléctricamente conductores que crean cargas eléctricas deslocalizadas o móviles. Lo más preferentemente, sin embargo, el material orgánico eléctricamente conductor es o comprende un material orgánico intrínsecamente conductor, es decir, un material orgánico que tiene estructuras moleculares que pueden proporcionar transporte de carga y/o deslocalización de carga, tal como usando un sistema de electrones deslocalizados. Típicamente, el material orgánico eléctricamente conductor puede comprender un

material orgánico que tiene un sistema extendido de electrones π , tal como proporcionando una pluralidad de enlaces dobles conjugados. Idealmente, el material orgánico eléctricamente conductor se puede oxidar y/o reducir reversiblemente por medios electroquímicos, es decir, diseñando el material orgánico eléctricamente conductor de modo que el material eléctricamente conductor pueda formar cationes o aniones estables.

Como se usa además en el presente documento, el término "porción de conector" se refiere a una parte arbitraria del circuito conductor adaptada para conectarse a la almohadilla de contacto eléctrico. Por tanto, la porción de conector puede estar formada por una porción expuesta del circuito conductor, tal como una porción que tiene una conformación redonda o rectangular o cualquier otra conformación arbitraria, preferentemente una porción que tiene una dimensión (tal como un ancho perpendicular a una extensión lateral del circuito conductor) que es más ancha que el circuito conductor restante. De forma similar, la almohadilla de contacto eléctrico puede tener una conformación redonda, rectangular o en general arbitraria. Tanto la porción de conector como la almohadilla de contacto pueden proporcionar, por tanto, áreas expuestas de superficie conductora. Puesto que, como se explica con más detalle a continuación, la porción de conector se conectará a la almohadilla de contacto eléctrico, la porción de conector y la almohadilla de contacto eléctrico tienen preferentemente geometrías de superficie similares o compatibles. Por tanto, preferentemente, un área de superficie de la almohadilla de contacto eléctrico y un área de superficie de la porción de conector proporcionan un área de superficie sustancialmente idéntica, en la que el término "sustancialmente" puede incluir ligeras desviaciones respecto a un área de superficie idéntica, tales como desviaciones de preferentemente menos de un 50 %, más preferentemente menos de un 20 %. Tanto la porción de conector como la almohadilla de contacto pueden tener una forma geométrica similar o idéntica. Por tanto, tanto la porción de conector como la almohadilla de contacto eléctrico pueden proporcionar una conformación rectangular, preferentemente una conformación rectangular del mismo o sustancialmente el mismo ancho, en la que el término "sustancialmente" puede incluir ligeras desviaciones respecto a un ancho idéntico, tales como desviaciones de preferentemente menos de un 50 %, más preferentemente menos de un 20 %. Otras conformaciones geométricas son posibles.

Como se explica anteriormente, la porción de conector, en la etapa de preparación, se alinea junto a la almohadilla de contacto eléctrico de modo que la porción de conector mira hacia la almohadilla de contacto eléctrico. Lo más preferentemente, como se explica con más detalle a continuación, se proporcionan una pluralidad de almohadillas de contacto eléctrico y una pluralidad de porciones de conector. En este caso, la alineación tiene lugar preferentemente de modo que las almohadillas de contacto eléctrico correspondientes y las porciones de conector correspondientes estén alineadas unas frente a las otras. Por tanto, una o más almohadillas de contacto eléctrico específicas de la pluralidad de almohadillas de contacto eléctrico se pueden alinear frente a una o más porciones de conector correspondientes específicas de la pluralidad de porciones del conector. Por tanto, preferentemente, se puede proporcionar una correspondencia 1:1, de modo que una almohadilla de contacto eléctrico específica se alinee frente a una porción de conector correspondiente específica. Sin embargo, otros modos de realización son factibles, tales como una correspondencia 2:1 o 1:2 u otros modos de realización.

Además, como se explica anteriormente, se proporciona al menos un adhesivo conductor anisótropo entre la almohadilla de contacto eléctrico y la porción de conector. Como se usa en el presente documento, el término "adhesivo conductor anisótropo" se puede referir en general a un material adhesivo o elemento adhesivo que, *per se* y/o después del tratamiento apropiado (tal como aplicando presión y/o calor) proporciona propiedades conductoras anisótropas. Por tanto, preferentemente, el adhesivo conductor anisótropo tiene propiedades eléctricamente conductoras en una dirección que apunta desde la almohadilla de contacto eléctrico hacia la porción de conector o viceversa, y tiene propiedades eléctricamente aislantes en una dirección perpendicular a dicha dirección, preferentemente en una dirección arbitraria perpendicular a la conexión entre la almohadilla de contacto eléctrico y la porción de conector. Como se usa en el presente documento, el término "eléctricamente aislante" se refiere a un material que tiene una conductividad eléctrica inferior a 0,001 S/cm, preferentemente inferior a 0,0001 S/cm, lo más preferentemente inferior a 10^{-6} S/cm, incluso más preferentemente inferior a 10^{-8} S/cm, inferior a 10^{-9} S/cm, inferior a 10^{-10} S/cm o incluso inferior a 10^{-11} S/cm.

Los adhesivos conductores anisótropos son conocidos en la técnica y están disponibles comercialmente. Por tanto, como se explica anteriormente, se puede hacer referencia al documento US 2012/0032910 A1. Los adhesivos conductores anisótropos se usan en general en el campo de la fabricación de pantallas para proporcionar conexiones eléctricas y mecánicas desde la electrónica del controlador hasta los sustratos de vidrio de las pantallas de cristal líquido. En general, los materiales conductores anisótropos pueden proporcionar uno o más compuestos adhesivos como un material de matriz o material adhesivo. Como ejemplo, el material de matriz o material adhesivo puede comprender una resina epoxídica y/o una resina de acrílico. En general, el material de matriz puede comprender un material curable, tal como un material termoendurecible y/o un material de fraguado fotoquímico. Además, el adhesivo conductor anisótropo puede comprender uno o más componentes conductores, tales como una o más partículas eléctricamente conductoras. Los adhesivos conductores anisótropos están disponibles comercialmente, tales como de Sony Chemicals and Information Devices, Nippon Graphite Industries, Hitachi Chemicals o Panacol-Elosol GmbH, Alemania.

Para proporcionar el al menos un adhesivo conductor anisótropo, en el que se puede usar un adhesivo conductor anisótropo de un solo componente o de múltiples componentes, son posibles varias técnicas. Por tanto, el adhesivo

conductor anisótropo se puede aplicar a la almohadilla de contacto eléctrico o a la porción de conector o a ambos. El al menos un adhesivo conductor anisótropo se aplica en forma líquida o como una pasta. Preferentemente, el al menos un adhesivo conductor anisótropo se proporciona en una forma deformable, seguido de una o más etapas de endurecimiento, tales como un termofraguado y/o endurecimiento químico. Adicionalmente,

Como se explica con más detalle a continuación, en caso de que se proporcione una pluralidad de almohadillas de contacto eléctrico y una pluralidad de porciones de conector, el al menos un material conductor anisótropo preferentemente se proporciona simultáneamente para un grupo de estas porciones de conector y almohadillas de contacto eléctrico o preferentemente para la totalidad de las porciones de conector y almohadillas de contacto eléctrico. Por tanto, tanto aplicando una película como aplicando un material amorfo, se puede proporcionar una aplicación de grandes áreas, en la que una pluralidad de las almohadillas de contacto eléctrico o incluso la totalidad de las almohadillas de contacto eléctrico y/o una pluralidad de las porciones de conector o incluso la totalidad de las porciones de conector están cubiertas por una cantidad común de adhesivo conductor anisótropo. Como se explica anteriormente, las propiedades anisótropas pueden dar lugar a una conexión de las almohadillas de contacto eléctrico y las porciones de conector correspondientes, mientras que se proporciona un aislamiento entre las porciones de conector vecinas y/o las almohadillas de contacto eléctrico vecinas.

Como se explica anteriormente, en la etapa de unión, el sustrato de la unidad de evaluación y el sustrato del conector se presionan uno contra el otro. En ellos, se puede aplicar una presión al sustrato de la unidad de evaluación y/o al sustrato del conector al menos en la región de la almohadilla de contacto eléctrico y/o en la región de la porción de conector. Por tanto, la presión se puede aplicar localmente en la región de la conexión eléctrica entre la almohadilla de contacto eléctrico y la porción de conector. Para aplicar la presión se pueden usar diversas herramientas. Por tanto, preferentemente, se pueden usar uno o más sellos para aplicar presión localmente. Lo más preferentemente, se puede aplicar una presión de al menos 0,5 MPa, más preferentemente de al menos 1 MPa o incluso una presión de más de 1 MPa, tal como una presión de 1 - 10 MPa. Como se explica con más detalle a continuación, al presionar la almohadilla de contacto eléctrico y la porción de conector una contra la otra, se puede aplicar uno o más de calor, presión y radiación (tal como radiación electromagnética y/o radiación infrarroja) al adhesivo conductor anisótropo entre la almohadilla de contacto eléctrico y la porción de conector. Por tanto, por ejemplo, se puede aplicar calor a través del sustrato de la unidad de evaluación en la región de la almohadilla de contacto eléctrico y/o a través del sustrato del conector en la región de la porción de conector. Por tanto, como ejemplo, se puede aplicar una temperatura de al menos 100 °C usando al menos un sello, tal como una temperatura de 100 °C - 200 °C, preferentemente una temperatura de 120 °C - 170 °C. Se darán otros ejemplos a continuación. En general, la aplicación de presión en la etapa de unión se puede combinar en general con una aplicación de calor y/o radiación, tal como aplicando presión y calor o aplicando presión y radiación.

Como se explica anteriormente, en la etapa d), se crea una conexión eléctrica entre la almohadilla de contacto eléctrico y la porción de conector por medio del adhesivo conductor anisótropo. Por tanto, en la etapa d), al presionar la almohadilla de contacto eléctrico y la porción de conector una contra la otra, el adhesivo conductor anisótropo entre la porción de conector y la almohadilla de contacto eléctrico se comprime, introduciendo de este modo en general y preferentemente las propiedades anisótropas de conductancia. Por tanto, como se explica anteriormente, la conductividad eléctrica se puede proporcionar en la dirección de compresión, es decir, en una dirección desde la almohadilla de contacto eléctrico hasta la porción de conector o viceversa, mientras que las propiedades eléctricamente aislantes se proporcionan en una dirección perpendicular arbitraria, es decir, en un plano perpendicular a esta dirección.

Preferentemente, como se explica anteriormente, la unidad de sensor puede comprender al menos una unidad de sensor implantable. La unidad de sensor implantable comprende al menos una porción implantable adaptada para la implantación en un tejido corporal del usuario. Como se usa en el presente documento, el término "implantable" se refiere al hecho de que el elemento respectivo se puede insertar en un tejido corporal del usuario. Para este propósito, el elemento implantable puede comprender dimensiones apropiadas, tales como una extensión en una dirección arbitraria del componente implantable de no más de 50 mm, preferentemente de no más de 30 mm. Lo más preferentemente, el elemento implantable tiene propiedades biocompatibles, tales como evitando el uso de materiales tóxicos en la superficie. Para este propósito, como se conoce en la técnica, el componente implantable puede comprender materiales biocompatibles y/o puede estar cubierto por una cubierta biocompatible, tal como por una membrana biocompatible, más preferentemente una membrana semipermeable. Por tanto, el componente implantable, tal como la porción implantable adaptada para la implantación en el tejido corporal, puede estar cubierta total o parcialmente por una membrana semipermeable que permite detectar la penetración del analito, tal como glucosa, y/o una penetración por un electrolito tal como agua, mientras que componentes de la porción implantable tales como una sustancia detectora o partes de la misma, son retenidos por la membrana semipermeable. Estos tipos de membranas son conocidos en la técnica. Como ejemplo, se pueden usar membranas de poliimida y/o membranas de hidrogel, por ejemplo, membranas como se divulgan en el documento WO 2007/071562 A1 y/o en el documento WO 2005/078424 A1. Sin embargo, se pueden usar otros tipos de configuraciones de sensores.

Además, para potenciar aún más la capacidad de implantación de la porción implantable, la porción implantable se puede realizar total o parcialmente como una porción implantable flexible, es decir, una porción que se puede doblar

fácilmente de manera reversible con un radio de curvatura de 20 mm o menos aplicando las fuerzas típicas que se producen durante la implantación, tales como fuerzas de menos de 10 N.

La unidad de sensor puede tener preferentemente una conformación alargada que tenga una extensión longitudinal, tal como una extensión a lo largo de un eje de implantación en el tejido corporal, y una extensión lateral perpendicular a la extensión longitudinal, en la que la extensión longitudinal preferentemente excede de la extensión lateral en al menos un factor de 5, preferentemente en al menos un factor de 10. La unidad de sensor puede tener preferentemente una longitud de 5 mm - 50 mm, preferentemente una longitud de 15 mm - 40 mm y lo más preferentemente una longitud de 30 mm. La unidad de sensor puede tener además un ancho de 0.2 mm a 10 mm, preferentemente un ancho de 0,5 mm - 5 mm, lo más preferentemente un ancho de 1 mm - 3 mm en la parte de conector y un ancho reducido de 0,1 mm - 2 mm, preferentemente un ancho de 0,4 mm - 1 mm. Sin embargo, otras dimensiones son posibles.

Otros modos de realización preferentes se refieren a la etapa de proporcionar el polímero orgánico eléctricamente conductor. Por tanto, como se explica anteriormente, la etapa de proporcionar la unidad de sensor puede implicar la fabricación total o parcial de la unidad de sensor. Por tanto, en la etapa b), el al menos un circuito conductor se puede fabricar total o parcialmente aplicando este al menos un circuito al sustrato del conector. Para este propósito, se pueden aplicar una o más películas estampadas al sustrato del conector, generando de este modo el al menos un circuito conductor o al menos una parte del mismo.

Para este propósito, preferentemente, el al menos un polímero orgánico eléctricamente conductor se puede aplicar al sustrato del conector mediante un procedimiento arbitrario, tal como mediante deposición de vapor y/o aplicando el material eléctricamente conductor al sustrato del conector a partir de una fase líquida. Esta fase líquida puede comprender al menos una solución y/o al menos una dispersión del material eléctricamente conductor. La aplicación a partir de una fase líquida es preferente específicamente en caso de que se use un material orgánico eléctricamente conductor o, más preferentemente, un polímero eléctricamente conductor. Para aplicar el material eléctricamente conductor a partir de una fase líquida se pueden usar varias técnicas. Por tanto, se pueden usar técnicas de recubrimiento por centrifugación, huecogrado y/o impresión. Para estampar el al menos un circuito conductor se pueden aplicar varias técnicas, como se explicará con más detalle a continuación. Por tanto, se puede usar una aplicación en grandes áreas del material eléctricamente conductor, seguida de una o más etapas de estampado. Adicionalmente o de forma alternativa, se puede usar una aplicación estampada, tal como aplicando el material eléctricamente conductor de una manera estampada, tal como usando técnicas de impresión u otras técnicas de aplicación de formación de estampado, generando de este modo los estampados del circuito conductor.

Adicionalmente o de forma alternativa a una aplicación del polímero orgánico eléctricamente conductor, se pueden usar una o más de otras técnicas de aplicación o deposición. Por tanto, se puede usar una deposición a partir de una fase gaseosa, tal como deposición física de vapor (PVD) y/o deposición química de vapor (CVD). Como ejemplo, uno o más materiales metálicos se pueden depositar mediante técnicas de pulverización catódica o evaporación. De forma similar, los materiales de carbono conductores tales como grafito y/o carbono vítreo y/o nanotubos de carbono se pueden depositar usando técnicas de deposición de vapor, tales como crecimiento desde la fase de vapor y/o evaporación.

Además, el material eléctricamente conductor se puede aplicar al sustrato del conector en una forma química final y/o en una forma precursora. Por tanto, la aplicación del al menos un material eléctricamente conductor puede comprender una aplicación del propio material eléctricamente conductor y/o de al menos una forma precursora que, después de la aplicación, se transforma en el material eléctricamente conductor, tal como por polimerización y/o cualquier otra transformación física y/o química.

Como se explica anteriormente, el material eléctricamente conductor comprende al menos un polímero eléctricamente conductor. Se conocen diversos tipos de polímeros eléctricamente conductores en la técnica. Por tanto, el polímero eléctricamente conductor puede comprender un material polimérico orgánico arbitrario que tiene conductividad eléctrica como se define anteriormente. Lo más preferentemente, los polímeros comprenden un sistema extendido de electrones π proporcionando una pluralidad de enlaces dobles conjugados. Además, se pueden proporcionar uno o más dopantes, tal como introduciendo cargas eléctricas, tal como para generar y/o incrementar la conductividad eléctrica. Preferentemente, el polímero eléctricamente conductor se puede oxidar electroquímicamente y/o reducir electroquímicamente, formando de este modo formas oxidadas y/o reducidas estables.

Diversos tipos de polímeros eléctricamente conductores están disponibles comercialmente, tal como de Heraeus Clevios GmbH, Alemania, tal como bajo el nombre comercial "Clevios" (PEDOT: PSS). Un material orgánico eléctricamente conductor puede comprender al menos un material seleccionado del grupo que consiste en: poli-3,4-etilendioxitiofeno, preferentemente PEDOT:PSS; polianilina; polipirrol. El material eléctricamente conductor comprende al menos un polímero orgánico eléctricamente conductor. Lo más preferentemente, el polímero orgánico eléctricamente conductor tiene una conductividad eléctrica de al menos 0,1 S/cm, preferentemente de al menos 1,0 S/cm y lo más preferentemente de al menos 10 S/cm o incluso de al menos 100 S/cm.

Otros modos de realización preferentes se pueden referir a la unidad de sensor. Como se explica anteriormente, la unidad de sensor puede ser capaz de realizar mediciones electroquímicas de una concentración de analito en un líquido corporal del usuario. Por tanto, preferentemente, la unidad de sensor puede comprender al menos dos electrodos del sensor, en la que los al menos dos electrodos de sensor están adaptados preferentemente para determinar electroquímicamente al menos una concentración de un analito en un tejido corporal o un líquido corporal del usuario. Por tanto, los al menos dos electrodos del sensor pueden comprender preferentemente al menos un electrodo de trabajo adaptado para medir un potencial de electrodo y/o una carga y/o una corriente que está influenciada por la concentración de analito en el tejido corporal o el líquido corporal. Además, los al menos dos electrodos del sensor pueden proporcionar al menos un contraelectrodo para equilibrar la corriente y/o equilibrar la carga. Además, los al menos dos electrodos pueden comprender opcionalmente al menos un electrodo de referencia. Para más detalles o potenciales configuraciones de electrodos, se puede hacer referencia al documento WO 2007/071562 A1. En este documento, además, se divulgan configuraciones de medición y procedimientos de medición para usar la configuración de electrodos para la determinación electroquímica de una concentración de analito.

Como se explica anteriormente, los al menos dos electrodos del sensor pueden comprender preferentemente al menos un electrodo de trabajo. El electrodo de trabajo puede tener preferentemente al menos una sustancia detectora adaptada para realizar al menos una reacción electroquímica en presencia del analito. Para modos de realización potenciales de la sustancia detectora, se puede hacer referencia a los documentos divulgados anteriormente, tales como los documentos US 5.413.690, US 5.762.770, US 5.798.031, US 5.997.817, US 2009/0020502, WO 2009/056299, US 6.360.888, US 2008/0242962 A1, WO 2007/071562 A1 u otros documentos. Específicamente, la al menos una sustancia detectora puede comprender al menos una enzima adaptada para realizar una reacción de detección apropiada con el al menos un analito que se va a detectar, tal como glucosa. Lo más preferentemente, la enzima puede comprender glucosa oxidasa. Adicionalmente o de forma alternativa, se pueden usar una o más de otras enzimas. Por tanto, otras enzimas pueden comprender glucosa deshidrogenasa como FAD-GDH, PQQ-GDH o FAD-GDH, o lactato oxidasa o lactato deshidrogenasa. Adicionalmente o de forma alternativa a la al menos una enzima, pueden estar comprendidos otros materiales, tales como al menos un mediador y/o catalizador adaptado para transferir cargas eléctricas, tal como MnO_2 . Otros modos de realización son factibles. La al menos una sustancia detectora se puede aplicar preferentemente a al menos una almohadilla, tal como al menos una almohadilla de electrodo del electrodo de trabajo. La al menos una almohadilla puede estar compuesta preferentemente de un material conductor tal como al menos un metal. Sin embargo, lo más preferentemente, la sustancia detectora se aplica a al menos una almohadilla del polímero orgánico eléctricamente conductor, por tanto, la almohadilla puede formar preferentemente una porción terminal del circuito conductor aplicado al sustrato del conector. Por tanto, la almohadilla puede estar formada por una almohadilla redonda o rectangular o redondeada aplicada a un sustrato de la unidad de sensor, tal como un sustrato común que también proporciona el sustrato del conector, lo más preferentemente un sustrato flexible de la unidad de conector.

Como se explica anteriormente, otros modos de realización de la presente invención se pueden referir al estampado del circuito conductor. Por tanto, como se explica anteriormente, el circuito conductor se puede aplicar al sustrato del conector de una manera estampada. Adicionalmente o de forma alternativa, el circuito conductor se puede generar aplicando el material orgánico conductor de una manera no estampada, seguido de al menos una etapa de estampado. Por tanto, la etapa de proporcionar la unidad de sensor puede comprender una o más subetapas de estampar el circuito conductor. Por lo tanto, la subetapa de estampar el circuito conductor puede comprender al menos una etapa de una aplicación en grandes áreas del polímero orgánico eléctricamente conductor al sustrato del conector. Como se explica anteriormente, preferentemente, esta etapa de aplicación en grandes áreas puede comprender una aplicación a partir de una fase líquida, tal como mediante recubrimiento por centrifugación, huecogrado o cualquier otra aplicación en grandes áreas. La etapa de aplicación en grandes áreas puede ir seguida de al menos una etapa de eliminación de la estampación del polímero orgánico eléctricamente conductor en algunas regiones del sustrato del conector. Por tanto, el material eléctricamente conductor se puede eliminar en regiones fuera del circuito conductor. La eliminación del material eléctricamente conductor se puede realizar mediante cualquier procedimiento de eliminación arbitrario, tales como por procedimientos químicos húmedos y/o mediante procedimientos de grabado y/o por procedimientos de ablación, tales como ablación con láser. Por tanto, como ejemplo, para el propósito de la ablación por láser, se puede usar un láser de CO_2 , tal como un láser de CO_2 pulsado. Sin embargo, otras técnicas son factibles.

Como se explica en detalle anteriormente, el circuito conductor se puede aplicar de una manera estampada. Por tanto, la subetapa de estampar el material eléctricamente conductor se puede combinar total o parcialmente con una etapa de aplicar el material eléctricamente conductor al sustrato del conector. Por tanto, la subetapa de estampar el circuito conductor puede comprender al menos una etapa de impresión, en la que el material eléctricamente conductor se imprime sobre el sustrato del conector de una manera estampada. En el mismo, se pueden usar diversos tipos de técnicas de impresión. Por tanto, la etapa de impresión puede usar preferentemente una o más de las siguientes técnicas de impresión: impresión con chorro de tinta, serigrafía, impresión con plantilla, tampografía, flexografía, impresión por transferencia láser. Un ejemplo de un procedimiento de impresión por transferencia láser se divulga en el documento DE 10 2007 026 883 A1. Sin embargo, además o de forma alternativa, se pueden usar otros tipos de técnicas de impresión.

El al menos un circuito conductor, como se explica anteriormente, comprende el al menos un polímero orgánico eléctricamente conductor. Además, el circuito conductor y, más específicamente, el material eléctricamente conductor puede comprender otros tipos de materiales eléctricamente conductores, tales como metales, por ejemplo, cobre, níquel, preferentemente metales nobles como plata, oro, paladio o platino, en forma pura, en capas o en aleación. Sin embargo, lo más preferentemente, el circuito conductor consiste únicamente en el polímero orgánico eléctricamente conductor.

El circuito conductor puede consistir precisamente en un material eléctricamente conductor. De forma alternativa, el circuito conductor puede comprender más de un material eléctricamente conductor. Por tanto, como ejemplo, el circuito conductor puede comprender un metal noble, tal como al menos una capa de metal que comprende un metal noble tal como oro y/o platino, y al menos otro material eléctricamente conductor, tal como al menos una capa adicional hecha de un material conductor no metálico tal como un material orgánico eléctricamente conductor y/o de un material metálico adicional.

El circuito conductor preferentemente puede tener un espesor de capa de $0,01\ \mu\text{m}$ - $10\ \mu\text{m}$. Por tanto, se pueden usar espesores de capa de $0,1\ \mu\text{m}$ - $8\ \mu\text{m}$. El circuito conductor preferentemente puede tener una resistencia eléctrica de como máximo $50\ \text{k}\Omega$. Esta resistencia eléctrica se puede medir desde un electrodo del sensor hasta una almohadilla de contacto eléctrico correspondiente, en el que el electrodo del sensor y la almohadilla de contacto eléctrico están interconectados por el circuito conductor.

La unidad de sensor puede comprender un sustrato común o uniforme. El sustrato del conector puede formar parte en sí mismo de este sustrato uniforme de la unidad de sensor. Por tanto, como ejemplo, la unidad de sensor puede comprender un sustrato de la unidad de sensor, en el que el sustrato del conector es una parte del sustrato de la unidad de sensor. Preferentemente, el sustrato de la unidad de sensor es un sustrato flexible, tal como un sustrato plástico flexible. Como ejemplo, el sustrato de la unidad de sensor y/o el sustrato del conector pueden comprender al menos un sustrato plástico, más preferentemente al menos un sustrato plástico que comprende al menos un material de poliéster. Como ejemplo, se puede usar PET (tereftalato de polietileno). Lo más preferentemente, el sustrato del conector y/o el sustrato de la unidad de sensor pueden tener un espesor de $100\ \mu\text{m}$ - $1\ \text{mm}$, preferentemente de $200\ \mu\text{m}$ - $500\ \mu\text{m}$ y, más preferentemente, de $300\ \mu\text{m}$ - $400\ \mu\text{m}$. Sin embargo, otros modos de realización son factibles.

Otros modos de realización preferentes se pueden referir a la etapa de proporcionar la unidad de sensor. Por tanto, como ejemplo, la etapa b) puede comprender proporcionar una pluralidad de unidades de sensor sobre un sustrato común. Por tanto, se puede realizar una producción discontinua de unidades de sensor en una gran área de sustrato. El procedimiento puede comprender además al menos una etapa de corte, en la que las unidades de sensor se cortan del sustrato común, preferentemente mediante al menos uno de un procedimiento de troquelado y un procedimiento de corte por láser.

Como se explica anteriormente, la unidad de sensor puede comprender preferentemente una pluralidad de circuitos conductores. Cada circuito conductor puede tener al menos una porción de conector. Por tanto, como se explica anteriormente, se puede proporcionar una pluralidad de electrodos de sensor, en los que se proporciona un número correspondiente de porciones de conector, en las que los circuitos conductores se adaptan para conectar eléctricamente el electrodo del sensor a una porción de conector correspondiente, permitiendo de este modo poner en contacto eléctricamente el electrodo del sensor correspondiente por medio de una porción de conector correspondiente.

En consecuencia, la unidad de evaluación puede comprender una pluralidad de circuitos eléctricos. Como se explica anteriormente, en la etapa de alineación, cada porción de conector se puede alinear con una almohadilla de contacto eléctrico correspondiente. En la misma, se puede proporcionar una alineación 1:1. Sin embargo, como se explica anteriormente, se pueden proporcionar otros tipos de alineaciones, tales como una alineación 2:1 y/o una alineación 1:2. Por tanto, para cada porción de conector se pueden proporcionar una o más almohadillas de contacto eléctrico correspondientes. De forma alternativa, para cada almohadilla de contacto eléctrico se pueden proporcionar una o más porciones de conector correspondientes.

Como se explica en detalle anteriormente, otros modos de realización opcionales se pueden referir a la aplicación del adhesivo conductor anisótropo. Por tanto, el adhesivo conductor anisótropo se puede proporcionar comúnmente para una pluralidad de las porciones de conector y/o para una pluralidad de las almohadillas de contacto eléctrico, preferentemente de una manera no estampada, sin la necesidad de adaptar la conformación del adhesivo conductor anisótropo a la conformación de las porciones de conector y/o de las almohadillas de contacto eléctrico. Por tanto, en la etapa de preparación, una cantidad del adhesivo conductor anisótropo se puede aplicar comúnmente para la pluralidad de las porciones de conector y la pluralidad de las almohadillas de contacto eléctrico. En las mismas, en la etapa de unión, el adhesivo conductor anisótropo puede proporcionar la conexión eléctrica entre las porciones de conector correspondientes y las almohadillas de contacto eléctrico correspondientes. Por el contrario, debido a la anisotropía del adhesivo conductor anisótropo, las almohadillas de contacto eléctrico y las porciones de conector no correspondientes, así como los pares vecinos de porciones de conector y pares vecinos de almohadillas de contacto

eléctrico, se pueden aislar eléctricamente entre sí, preferentemente con una resistencia de al menos $10^8 \Omega$ o al menos $10^9 \Omega$.

Como se explica anteriormente, en la etapa de preparación, el adhesivo conductor anisótropo se aplica como un líquido o como una pasta. El adhesivo conductor anisótropo se puede aplicar mediante al menos un procedimiento de dispensación y/o al menos un procedimiento de impresión. Otros tipos de procedimientos de aplicación son posibles. La aplicación puede tener lugar, en general, en el sustrato de la unidad de evaluación en la región de la al menos una almohadilla de contacto eléctrico y/o en el sustrato del conector en la región de la al menos una porción de conector. En el mismo, preferentemente, una pluralidad de las porciones de conector y/o una pluralidad de las almohadillas de contacto eléctrico se pueden cubrir simultáneamente con la misma cantidad de adhesivo conductor anisótropo.

Además, en la etapa de preparación, el adhesivo conductor anisótropo se aplica en exceso de modo que, después de realizar la etapa de unión, se forme un cordón de adhesivo conductor anisótropo en exceso en al menos un borde del sustrato de la unidad de evaluación y el sustrato del conector. Por tanto, el al menos un sustrato de la unidad de evaluación y el al menos un sustrato del conector se pueden solapar en la región de la almohadilla de contacto eléctrico y la porción de conector, formando de este modo una región de solapamiento, que, más adelante, proporcionará la conexión eléctrica entre el unidad de sensor y la unidad de evaluación. En los bordes del solapamiento se pueden formar uno o más cordones de adhesivo conductor anisótropo en exceso, proporcionando de este modo una estabilidad mecánica adicional a la región de solapamiento. Por tanto, en general, en este modo de realización u otros modos de realización, el adhesivo conductor anisótropo puede proporcionar tanto una interconexión eléctrica como una interconexión mecánica entre la unidad de evaluación y la unidad de sensor. Por tanto, preferentemente, además de la interconexión proporcionada por el adhesivo conductor anisótropo, no se requiere ningún otro elemento de conexión, tal como abrazaderas y/o cualquier otro tipo de interconexión mecánica. Sin embargo, también se pueden proporcionar otros tipos de elementos de conexión.

El al menos un adhesivo conductor anisótropo, como se explica anteriormente, se aplica en forma líquida o en pasta. Además, el al menos un adhesivo conductor anisótropo puede comprender al menos una película adhesiva conductora anisótropa.

Como se explica anteriormente, el al menos un adhesivo conductor anisótropo puede comprender partículas eléctricamente conductoras. Las partículas eléctricamente conductoras pueden tener preferentemente un tamaño promedio de partícula definido por un diámetro equivalente.

En la etapa de unión, el adhesivo conductor anisótropo se puede comprimir preferentemente hasta un espesor de capa de menos de $20 \mu\text{m}$ y, lo más preferentemente, hasta un espesor de capa de menos de $10 \mu\text{m}$ o incluso menos de $5 \mu\text{m}$. El espesor óptimo de la capa puede depender del tamaño de partícula de las partículas eléctricamente conductoras que opcionalmente pueden estar contenidas en el adhesivo conductor anisótropo. Por tanto, preferentemente, el espesor de la capa del adhesivo conductor anisótropo se elige mediante compresión apropiada. Por tanto, como ejemplo, el espesor de la capa puede ser igual al tamaño de partícula promedio, puede estar en el intervalo del tamaño de partícula promedio o incluso puede estar por debajo del tamaño de partícula promedio de las partículas eléctricamente conductoras, permitiendo de este modo que las partículas eléctricamente conductoras creen una conexión eléctrica entre una superficie de la capa del adhesivo conductor anisótropo y una superficie opuesta, mientras que, en un plano perpendicular a esta dirección, las partículas están separadas por el material de matriz opcional, proporcionando de este modo aislamiento eléctrico en este plano. Como ejemplo, en la etapa de unión, el adhesivo conductor anisótropo se puede comprimir hasta un espesor de capa de menos de un 100 % del diámetro de las partículas conductoras respectivas, preferentemente hasta menos de un 80 %.

Como se explica anteriormente, en la etapa de unión, además de presión, preferentemente se puede aplicar uno o más de calor y radiación, tal como al sustrato del conector y/o al sustrato de la unidad de evaluación, preferentemente en la región de la porción de conector y/o en la región de la almohadilla de contacto eléctrico. La radiación se puede seleccionar del grupo que consiste en radiación electromagnética, tal como radiación electromagnética en el intervalo espectral ultravioleta, el intervalo espectral visible o el intervalo espectral infrarrojo, y radiación particular, tal como una radiación de electrones. Como ejemplo, se puede aplicar presión y calor, o se puede aplicar presión y radiación. Por tanto, preferentemente, se puede aplicar calor a la parte del sustrato de la unidad de evaluación que contiene la almohadilla de contacto eléctrico y/o a una parte del sustrato del conector que contiene la porción de conector, tal como desde un sitio opuesto, es decir, un lado del sustrato de la unidad de evaluación opuesto a la almohadilla de contacto eléctrico y/o desde un lado del sustrato del conector opuesto a la porción de conector. Por tanto, como se explica anteriormente, se puede aplicar calor usando al menos un sello calentado. En general, se puede aplicar una temperatura de 80°C a 220°C , preferentemente una temperatura de 100°C a 200°C y, más preferentemente, una temperatura de 150°C a 180°C . Sin embargo, otros modos de realización son factibles.

Además, como se explica anteriormente, en la etapa de unión, se puede aplicar una presión de 10 N - 100 N, preferentemente una presión de 20 N - 60 N. En términos de presiones dadas en MPa, se puede hacer referencia a las presiones preferentes mencionadas anteriormente.

Como se explica anteriormente, se puede crear un solapamiento en la etapa de preparación entre el sustrato de la unidad de evaluación y el sustrato del conector. Por tanto, la etapa de preparación se puede realizar de modo que el sustrato de la unidad de evaluación y el sustrato del conector se solapen en un área de solapamiento. El área de solapamiento tiene preferentemente una dimensión de 1 mm² - 50 mm², preferentemente 25 mm² - 20 mm² y, lo más preferentemente, 15 mm². Sin embargo, otras dimensiones son factibles.

Otros modos de realización preferentes del procedimiento se pueden referir a una esterilización del dispositivo, la unidad de evaluación, la unidad de sensor o partes de los mismos. Por tanto, lo más preferentemente, después de realizar la etapa de unión, el dispositivo se puede esterilizar al menos parcialmente. Para la esterilización, preferentemente, se puede usar una esterilización por radiación, más preferentemente una esterilización por una radiación de electrones, tal como una esterilización β . Como ejemplo, se pueden usar haces de electrones que proporcionan una dosis de 5 kGy - 50 kGy, más preferentemente 10 kGy - 40 kGy y, lo más preferentemente, 20 kGy - 30 kGy y, específicamente, 25 kGy.

En otro aspecto de la presente invención se divulga un dispositivo de monitorización de al menos una función corporal de un usuario. Como se explica con más detalle a continuación, el dispositivo se puede obtener preferentemente usando el procedimiento de acuerdo con uno o más de los procedimientos mencionados anteriormente y/o usando uno o más de los modos de realización del procedimiento divulgado con más detalle a continuación. Adicionalmente o de forma alternativa, el procedimiento se puede adaptar para generar un dispositivo de acuerdo con la memoria descriptiva. Por tanto, para otros detalles opcionales del dispositivo, se puede hacer referencia al procedimiento de acuerdo con la invención, y viceversa, para otros detalles opcionales del procedimiento, se puede hacer referencia a la divulgación del dispositivo de acuerdo con la presente invención. Sin embargo, otros modos de realización son factibles.

El dispositivo comprende al menos una unidad de evaluación y al menos una unidad de sensor. La unidad de evaluación tiene al menos una almohadilla de contacto eléctrico aplicada a al menos un sustrato de la unidad de evaluación. La almohadilla de contacto eléctrico se conecta eléctricamente a al menos un dispositivo electrónico de la unidad de evaluación. La unidad de sensor comprende al menos una parte de conector, en la que la parte de conector comprende al menos un sustrato del conector y al menos un circuito conductor aplicado al sustrato del conector. El circuito del conector comprende al menos un material eléctricamente conductor que comprende al menos un polímero eléctricamente conductor. Además, se pueden usar uno o más de otros tipos de materiales eléctricamente conductores, tales como uno o más de los materiales eléctricamente conductores enumerados anteriormente. El circuito conductor tiene al menos una porción de conector. La porción de conector se alinea junto a la almohadilla de contacto eléctrico de modo que la porción de conector mira hacia la almohadilla de contacto eléctrico. Se proporciona al menos un adhesivo conductor anisótropo entre la almohadilla de contacto eléctrico y la porción de conector. El sustrato de la unidad de evaluación y el sustrato del conector se conectan de modo que se crea una conexión eléctrica entre la almohadilla de contacto eléctrico y la porción de conector por medio del adhesivo conductor anisótropo. En el mismo, preferentemente, el adhesivo conductor anisótropo puede estar presente en una forma endurecida, tal como después de un procedimiento de curado o fraguado. Por tanto, en la etapa d) del procedimiento divulgado anteriormente, es decir, la etapa de unión, además de presión, se puede aplicar uno o más de calor y radiación para crear la conexión eléctrica de la almohadilla de contacto eléctrico y la porción de conector. Aplicando la presión y/o el calor y/o la radiación, el adhesivo conductor anisótropo se puede comprimir en una capa delgada, tal como una capa delgada que tiene el espesor que se divulga anteriormente, creando de este modo una conexión eléctrica entre la almohadilla de contacto eléctrico y la porción de conector. Además, se puede iniciar un procedimiento de curado, endureciendo de este modo el adhesivo conductor anisótropo, de modo que, cuando se eliminan el calor y/o la presión y/o la radiación, el adhesivo conductor anisótropo permanece en forma de una película delgada que conecta eléctricamente la almohadilla de contacto eléctrico y la porción de conector, mientras que, debido a las propiedades conductoras anisótropas, en una dirección arbitraria perpendicular a la interconexión se proporcionan propiedades aislantes.

El procedimiento y el dispositivo de acuerdo con la presente invención proporcionan una gran cantidad de ventajas con respecto a los procedimientos y dispositivos conocidos. Por tanto, asombrosamente, se descubrió en una serie de experimentos que se pueden generar interconexiones fiables entre la unidad de evaluación y la unidad de sensor, que proporcionan tanto conexiones eléctricas como conexiones mecánicas, de manera simple usando el adhesivo conductor anisótropo. Por tanto, se puede lograr un procedimiento simple de puesta en contacto. Para realizar el procedimiento, se puede aplicar una pequeña cantidad de adhesivo conductor anisótropo, tal como una cantidad de menos de 10 μ l, preferentemente de menos de 2 μ l, a la al menos una almohadilla de contacto eléctrico y/o a la al menos una porción de conector. Además, la alineación puede tener lugar, tal como alineando la parte del sustrato del conector que contiene la porción de conector con la parte del sustrato de la unidad de evaluación que contiene la almohadilla de contacto eléctrico y aplicando presión. En el mismo, se puede generar una película adhesiva delgada y continua sobre una, más de una o incluso la totalidad de las almohadillas de contacto eléctrico y/o una, más de una o incluso la totalidad de las porciones de conector. La presión se puede aplicar fácilmente usando un sello calentable. La presión crea un contacto eléctrico entre la porción de conector y la almohadilla de contacto eléctrico, por medio del adhesivo conductor anisótropo, tal como por medio de las partículas contenidas en el mismo, tal como partículas de oro y/o partículas recubiertas con un metal tal como oro. Aplicando calor se puede inducir fácilmente

un procedimiento de curado, tal como un procedimiento de termofraguado. De este modo, usando un procedimiento de curado, se puede crear una interconexión permanente mecánicamente robusta y eléctricamente conductora. Sorprendentemente, en los experimentos divulgados con más detalle a continuación se descubrió que, incluso cuando se usa un estampado fino, la resistencia eléctrica del adhesivo conductor anisótropo entre los electrodos puede exceder de $10^9 \Omega$. La conexión de encolado usando el adhesivo conductor anisótropo resultó ser mecánicamente robusta cuando se usaron cordones adicionales de adhesivo conductor anisótropo en exceso en los bordes del sustrato de la unidad de evaluación y/o el sustrato del conector en una región de solapamiento. La adhesión del adhesivo eléctricamente conductor a uno o más del sustrato del conector, el sustrato de la unidad de evaluación, la porción de conector y la almohadilla de contacto eléctrico se puede incrementar aún más mediante una etapa opcional de limpieza por plasma o grabado con plasma de uno o más de estos elementos antes de aplicar el adhesivo eléctricamente conductor. Por tanto, se descubrió que la adhesión del adhesivo conductor anisótropo a una almohadilla de contacto hecha total o parcialmente de un metal, tal como oro, se incrementaba significativamente cuando la almohadilla de contacto había sido sometida previamente a una etapa de limpieza usando un procedimiento de limpieza con plasma atmosférico.

Además, sorprendentemente, resultó que la unión usando el adhesivo conductor anisótropo era altamente resistente a los procedimientos de esterilización. Por tanto, tanto la interconexión mecánica como la interconexión eléctrica a través del adhesivo conductor anisótropo resultaron ser robustas frente a una esterilización por haz de electrones que tiene una dosis de 25 kGy, sin deterioro del contacto eléctrico o sin incrementar una conductividad no deseada entre electrodos vecinos.

Además, el procedimiento de acuerdo con la presente invención se puede lograr fácilmente en un procedimiento de fabricación a gran escala que tiene un alto rendimiento. Por tanto, preferentemente, se puede implementar un procedimiento de carrete a carrete, creando de este modo una gran cantidad de unidades de sensor en un sustrato común. Posteriormente, las unidades de sensor se pueden singularizar y unir a la unidad de evaluación, usando el procedimiento de acuerdo con la presente invención y usando el adhesivo conductor anisótropo. Por tanto, se puede lograr un procedimiento rentable a gran escala que tenga un alto rendimiento.

Breve descripción de las figuras

Otros rasgos característicos y modos de realización se divulgarán con más detalle en la posterior descripción. En la misma, los rasgos característicos opcionales respectivos se pueden lograr de forma aislada, así como en cualquier combinación factible arbitraria, como se dará cuenta el experto en la técnica. El alcance de la invención no está restringido por los modos de realización preferentes. Los modos de realización se representan esquemáticamente en las figuras. En las mismas, los números de referencia idénticos en estas figuras se refieren a elementos idénticos o funcionalmente comparables.

En las figuras:

- la figura 1 muestra una vista superior de un modo de realización de un dispositivo de monitorización de al menos una función corporal de un usuario;
- la figura 2 muestra una vista superior de una unidad de sensor que se puede usar en el dispositivo de acuerdo con la figura 1;
- la figura 3 muestra una vista lateral del dispositivo de acuerdo con la figura 1;
- la figura 4 muestra una vista en sección transversal de un área de solapamiento del dispositivo de acuerdo con la figura 1; y
- las figuras 5 y 6 muestran otros detalles de una interconexión eléctrica en el área de solapamiento, generada usando un adhesivo conductor anisótropo.

Descripción detallada de los modos de realización

En las figuras 1-4, en varias vistas, se representa un modo de realización ejemplar de un dispositivo 110 para monitorizar al menos una función corporal de un usuario. En lo siguiente se hace referencia a la totalidad de estas figuras.

El dispositivo 110 comprende una unidad de evaluación 112 y una unidad de sensor 114. En el mismo, la figura 1 muestra una vista superior del dispositivo 110 con la unidad de evaluación 112 en un estado abierto, la figura 2 muestra una vista superior de un modo de realización ejemplar de la unidad de sensor 114 que se puede usar en el dispositivo 110 de acuerdo con la figura 1, la figura 3 muestra una vista lateral del dispositivo 110 con la unidad de evaluación 112 en un estado cerrado, y la figura 4 muestra una vista detallada de una región de conexión 116 en la que se proporciona una conexión mecánica y eléctrica entre la unidad de evaluación 112 y la unidad de sensor 114.

Como se representa en la figura 2, la unidad de sensor 114 puede comprender específicamente una unidad de sensor implantable 118 que tiene al menos una porción implantable 120 adaptada para la implantación en un tejido corporal del usuario. La porción implantable 120 puede sobresalir de la unidad de evaluación 112, permitiendo de este modo que la unidad de evaluación 112 descanse sobre una superficie corporal del usuario, mientras que la porción implantable 120 sobresale en el tejido corporal.

Como se representa específicamente en la figura 2, la unidad de sensor 114 puede comprender un sustrato de la unidad de sensor 122, una parte del cual está formada por un sustrato del conector 124. Como se explicará con más detalle a continuación, el sustrato del conector 124 y el sustrato de la unidad de sensor 122 se pueden formar preferentemente usando un material plástico flexible.

La unidad de sensor 114 comprende además al menos dos electrodos del sensor 126. En la misma, los electrodos del sensor 126 comprenden preferentemente al menos un electrodo de trabajo 128 que tiene al menos una sustancia detectora 130 tal como una enzima, al menos un contraelectrodo 132 y, opcionalmente, al menos un electrodo de referencia 134. Los electrodos del sensor 126 están conectados eléctricamente a circuitos conductores 136, que están total o parcialmente formados por un material eléctricamente conductor 138, preferentemente un material orgánico eléctricamente conductor tal como un polímero eléctricamente conductor. Los circuitos conductores 136 se extienden desde los respectivos electrodos del sensor 126 hasta una pluralidad de porciones de conector 140 localizadas en una parte de conector 142 de la unidad de sensor 114. En este modo de realización, como ejemplo, cada electrodo del sensor 126 se puede poner en contacto por medio de una porción del conector 140 respectiva. Sin embargo, otros modos de realización son factibles.

Además, como se indica en la figura 2, la unidad de sensor 114 puede estar total o parcialmente cubierta por al menos una capa aislante 144. Esta capa aislante 144 puede cubrir los circuitos conductores 136 de modo que los electrodos del sensor 126 y las porciones de conector 140 permanezcan descubiertas, mientras que las partes restantes de los circuitos conductores 136 están cubiertas, proporcionando de este modo un aislamiento eléctrico entre los circuitos conductores 136 y el tejido corporal circundante en un estado implantado. Además, adicionalmente o de forma alternativa a la capa aislante opcional 144, que, como ejemplo, puede comprender al menos una resina aislante o fotorresistente, se pueden proporcionar otros tipos de cobertura. Por tanto, como se analiza con más detalle anteriormente, la unidad de sensor implantable 118 puede estar total o parcialmente cubierta por al menos una membrana, que no se representa en las figuras. Por tanto, la al menos una membrana puede cubrir específicamente el electrodo de trabajo 128 y/u otros electrodos de los electrodos del sensor 126. Como ejemplo, se puede proporcionar una membrana semipermeable, que hace que la unidad de sensor 114 sea biocompatible al evitar que la sustancia detectora 130 migre al tejido corporal, permitiendo simultáneamente que el analito que se va a detectar migre a la sustancia detectora 130 y/o permitiendo que un electrolito tal como agua penetre en la membrana semipermeable hasta los electrodos del sensor 126.

La unidad de evaluación 112, como se representa específicamente en las figuras 1 y 3, comprende al menos un sustrato de la unidad de evaluación 146 tal como una placa de circuito impreso. Sobre el mismo se proporciona una pluralidad de almohadillas de contacto eléctrico 148. Las almohadillas de contacto eléctrico 148 están conectadas eléctricamente a al menos un dispositivo electrónico 150 por medio de una pluralidad de cables 152. Por tanto, el dispositivo electrónico 150 puede comprender uno o más potenciómetros.

La unidad de evaluación 112 puede comprender además una o más envolturas 154, tales como una envoltura que tiene una parte inferior 156 o parche que se podría aplicar a una superficie corporal del usuario, y/o una parte superior 158 o cubierta que encierra total o parcialmente un espacio interior 160 de la unidad de evaluación 112.

No se muestra una capa adhesiva o parche adhesivo para unir de manera desprendible la unidad de evaluación a la piel de un usuario, que se puede proporcionar adicionalmente.

Como se puede ver en las figuras 1 y 3, la unidad de sensor 114 está conectada preferentemente a la unidad de evaluación 112 con la parte de conector 142 total o parcialmente localizada en el interior del espacio interior 160. Por medio de una o más aberturas 162 en el sustrato de la unidad de evaluación 146 y/o la parte inferior opcional 156 de la envoltura 154, la unidad de sensor 114, específicamente la porción implantable 120 de la unidad de sensor 114, se puede extender al interior de un tejido corporal del usuario, mientras que la unidad de evaluación 112 puede permanecer fuera del tejido corporal. Se debe observar que son factibles otros modos de realización para conectar la unidad de sensor 114 a la unidad de evaluación 112. Por tanto, en lugar de usar una o más aberturas 162, se pueden proporcionar uno o más rebajes o espacios libres, tales como a través del sustrato de la unidad de evaluación 146 y/o a través de una parte inferior opcional 156 de la envoltura 154. Adicionalmente o de forma alternativa, el sustrato de la unidad de evaluación se puede invertir para tener las almohadillas de contacto 148 en el lado orientado hacia la parte inferior 156. De este modo, se puede evitar una extensión de la porción implantable 120 de la unidad de sensor 114 al interior de la unidad de evaluación 112, tal como a través de aberturas 162 en el sustrato de la unidad de evaluación 146.

Como se representa en la figura 1, la parte de conector 142 de la unidad de sensor 114 está conectada mecánica y eléctricamente al sustrato de la unidad de evaluación 146. En la figura 2, la parte de conector 142 está realizada

como un conector que tiene una pluralidad de dedos separados 164. Sin embargo, otros modos de realización son factibles, tales como modos de realización que tienen solo un extremo de la parte de conector 140, en el que todas las porciones de conector 140 están localizadas dentro del mismo extremo de la parte de conector 142.

- 5 Con referencia a las figuras 4, 5 y 6, se divulgará con mayor detalle un modo de realización potencial de un procedimiento para conectar la unidad de sensor 114 a la unidad de evaluación 112.

Por tanto, en primer lugar, como se representa en la figura 4, se aplica un adhesivo conductor anisótropo 166 entre las porciones de conector 140 y las almohadillas de contacto eléctrico 148, tal como mediante aplicación en grandes
10 áreas del adhesivo conductor anisótropo 166 sobre las almohadillas de contacto eléctrico 148. Simultáneamente o posteriormente, la parte de conector 142 se alinea con el sustrato de la unidad de evaluación 146, de modo que las porciones de conector 140 se alinean con las correspondientes almohadillas de contacto eléctrico 148. Por tanto, como ejemplo, en el modo de realización de la figura 2 que tiene una pluralidad de dedos 164, cada uno de los
15 dedos 164 se puede alinear con la almohadilla de contacto eléctrico respectiva 148. Sin embargo, otros tipos de alineación son posibles.

Posteriormente, el calor 168 y/o la presión 170, ambos simbólicamente indicados con flechas en la figura 4, se aplican al sustrato de la unidad del sensor 122 en la región de las porciones de conector 140 y/o al sustrato de la
20 unidad de evaluación 146 en la región de las almohadillas de contacto eléctrico 148. Para este propósito se pueden usar uno o más sellos apropiados, para aplicar tanto calor 168 como presión 170. Como se explica anteriormente, se pueden realizar otros tipos de unión, tal como aplicando presión 170 y radiación.

Como se puede ver además en la figura 4, preferentemente, se puede aplicar una cantidad en exceso de adhesivo conductor anisótropo 166 de modo que, a lo largo de uno o más bordes 172 del sustrato de la unidad de evaluación
25 146 y/o el sustrato de la unidad de sensor 122, se forman uno o más cordones 174, mejorando de este modo la estabilidad mecánica de la junta unida.

Cuando se aplica la presión 170, el adhesivo conductor anisótropo 166 se comprime en una dirección de aplicación de la presión 170 (dirección de las flechas en la figura 4), formando de este modo una película o capa delgada 176
30 que tiene propiedades conductoras anisótropas. Por tanto, se proporciona una conductividad eléctrica en una dirección perpendicular a los sustratos 122, 146 en la figura 4, es decir, una dirección indicada como z en la figura 4, que es una dirección desde las almohadillas de contacto eléctrico 148 hacia las porciones de conector respectivas 140 o viceversa, en las que, en cualquier dirección perpendicular a la dirección z, se proporciona un aislamiento eléctrico.

En las figuras 5 y 6 se representan detalles de la región de conexión 116 con el adhesivo conductor anisótropo 166 aplicado. En las mismas se representa una configuración que se desvía ligeramente de la configuración de la figura
35 2, que tiene una pluralidad de dedos 164. Por tanto, la figura 5 muestra una configuración en la que todas las porciones de conector 140 de la unidad de sensor 114 se localizan en el mismo extremo del sustrato del conector 124. Sin embargo, otros modos de realización son factibles.

Como se representa en la figura 5, las porciones de conector 140 están alineadas frente a las contrapartes respectivas en el lado de las almohadillas de contacto eléctrico 148, de modo que cada porción de conector mira
40 hacia una almohadilla de contacto eléctrico respectiva. Por tanto, la figura 5 muestra una vista en sección transversal de la región de conexión 116, perpendicular a la extensión de los circuitos conductores 136, mientras que la figura 6 muestra una vista en sección transversal con más detalle, indicando la deformación de la sección transversal circular de las partículas conductoras 180 en una conformación casi elíptica.

Entre las porciones de conector 140 y las almohadillas de contacto eléctrico 148 está comprendido el adhesivo conductor anisótropo 166. Como se representa en las figuras 5 y 6, este adhesivo conductor anisótropo 166
50 comprende al menos un material de matriz 178, que, preferentemente, tiene propiedades eléctricamente aislantes y que, preferentemente, es curable, tal como aplicando calor 168 (material termoendurecible) y/o mediante curado fotoquímico (tal como aplicando radiación) y/o mediante curado químico. Por tanto, como ejemplo, el material de matriz 178 puede comprender al menos una resina epoxídica. El material de matriz 178 puede estar formado por un
55 material de matriz de un componente 178 y/o un material de matriz de múltiples componentes 178, tal como proporcionando una pluralidad de componentes que pueden realizar una reacción de reticulación química para propósitos de curado.

Como se representa en las figuras 5 y 6, el adhesivo conductor anisótropo 166 puede comprender además una pluralidad de partículas conductoras 180. Como ejemplo, se pueden usar partículas conductoras que tienen un
60 tamaño de partícula promedio de 3 μm . Otros tamaños de partícula son posibles. Como se indica además en las figuras 5 y 6, cuando se aplica presión 170 (como se representa, por ejemplo, en la figura 4), el adhesivo conductor anisótropo 166 se comprime para formar una capa 176 del adhesivo conductor anisótropo. Específicamente en la región de las porciones de conector 140 y/o las almohadillas de contacto eléctrico 148, específicamente entre estas
65 porciones de conector 140 y almohadillas de contacto eléctrico 148, la capa 176 puede tener un espesor de capa que es más pequeño que el tamaño de las partículas conductoras prístinas 180. Debido a la presión 170 aplicada,

las partículas conductoras 180 se pueden deformar desde una sección transversal circular hasta una casi elíptica. Además, los materiales conductores de las almohadillas de contacto 148 respectivas a las porciones de conector 140 se pueden deformar ligeramente. De ese modo, se puede proporcionar una conexión eléctrica en la dirección z entre las porciones de conector 140 y sus almohadillas de contacto eléctrico correspondientes 148, por medio de las partículas conductoras 180, mientras que se proporciona un aislamiento eléctrico en cualquier dirección perpendicular a la dirección z. De este modo, la capa 176 formada por el adhesivo conductor anisótropo comprimido 166 tiene propiedades conductoras anisótropas.

En lo siguiente se divulgan modos de realización ejemplares de configuraciones experimentales para someter a prueba la interconexión mecánica/eléctrica de la unidad de evaluación 112 y la unidad de sensor 114.

Modo de realización ejemplar 1: Fabricación de una unidad de sensor con circuitos conductores hechos de oro:

Como una referencia para comparar dispositivos que tienen materiales orgánicos eléctricamente conductores y dispositivos que tienen otros tipos de materiales eléctricamente conductores, se fabricó una unidad de sensor ficticia 114 usando circuitos conductores hechos de oro como material eléctricamente conductor en lugar de materiales orgánicos eléctricamente conductores. Como sustrato del conector 124 se usó una lámina de PET blanca que tenía un espesor de 350 μm , obtenida de Mitsubishi Polyester Film GmbH, Wiesbaden, Alemania. Sobre la misma se depositaron circuitos conductores 136 usando oro como metal conductor, que tenía un espesor de 100 nm. Usando una técnica de ablación por láser (láser ultravioleta), se elimina una parte de la capa de oro para estampar los circuitos conductores, los electrodos del sensor 126 y las porciones de conector 140. Posteriormente, usando un láser de CO_2 , se cortan unidades de sensor único 114 de la lámina de PET.

Modo de realización ejemplar 2: Fabricación de una unidad de sensor con circuitos conductores hechos de PEDOT:PSS:

Además, se fabricó una unidad de sensor 114 que tiene circuitos conductores 136 hechas de un material orgánico eléctricamente conductor, específicamente un polímero eléctricamente conductor, usando PEDOT:PSS como el material orgánico eléctricamente conductor. Para este propósito, en una lámina de PET blanca con un espesor de 350 μm , proporcionada por Mitsubishi Polyester Film GmbH, Wiesbaden, Alemania, se aplicó una dispersión de PEDOT:PSS (Clevios SV4, Heraeus, Leverkusen, Alemania) mediante recubrimiento de grandes áreas usando una técnica de huecograbado. De este modo, después de secar a 100 $^{\circ}\text{C}$ durante 60 minutos a presión ambiente, se generó un espesor de capa seca de PEDOT:PSS de 2 μm . Usando un láser de CO_2 , se estamparon circuitos conductores únicos en la capa de PEDOT:PSS, incluyendo las porciones de conector correspondientes y que tienen almohadillas conductoras para electrodos del sensor 126. La geometría del estampado correspondía a la geometría del modo de realización ejemplar 1 anterior. Usando un láser de CO_2 , se cortan unidades de sensor único 114 de la lámina de PET.

Cabe destacar que, en los modos de realización ejemplares 1 y 2, las unidades de sensor fabricadas se usaron como elementos ficticios y, por tanto, no se completaron totalmente mediante las etapas posteriores apropiadas. Por tanto, como ejemplo, no se añadió sustancia detectora 130 a los electrodos del sensor 126. Por tanto, cuando se hace referencia a los elementos fabricados de acuerdo con los modos de realización ejemplares 1 y 2 anteriores como unidades de sensor, cabe destacar que estas unidades de sensor se usaron solo como unidades de sensor ficticias con el propósito de someter a prueba la interconexión mecánica y/o eléctrica usando el procedimiento de acuerdo con la presente divulgación, sin proporcionar la capacidad real de detectar un analito.

Modo de realización ejemplar 3: Unión de la unidad de sensor de acuerdo con el modo de realización ejemplar 1 anterior a una placa de circuito impreso:

En este experimento, una parte de conector de la unidad de sensor 114 de acuerdo con el modo de realización ejemplar 1 anterior se encoló a las almohadillas de contacto eléctrico apropiadas de una placa de circuito impreso. Para este propósito se usó una placa de circuito impreso que tiene un sustrato del conector hecho de FR4. En la misma se aplicaron almohadillas de contacto eléctrico hechas de oro por deposición galvánica, que tenían una simetría especular respecto a las porciones de conector de las unidades de sensor. Las porciones de conector se alinearon con las almohadillas de contacto eléctrico, con 4 μl de Elecolit® 3061, obtenido por Panacol-Elosol GmbH, Steinbach, Alemania, aplicado entre las porciones de conector y las almohadillas de contacto eléctrico. Se eligió una área de solapamiento de aproximadamente 5x3 mm². Se presionó un sello calentado que tenía una temperatura de aproximadamente 170 $^{\circ}\text{C}$ sobre la parte posterior de la lámina de PET y se presionó con una fuerza de aproximadamente 40 N durante aproximadamente 45 s. En la misma, a diferencia de los parámetros recomendados proporcionados por el fabricante del adhesivo conductor anisótropo (Elecolit® 3061), la temperatura y el tiempo de presión se incrementaron, puesto que las láminas de PET resultaron tener una conductividad térmica más baja en comparación con el silicio.

Después de enfriar el dispositivo, se detectó una interconexión rígida entre la unidad de sensor y la unidad de evaluación. Entre los circuitos conductores de la unidad de sensor y las almohadillas de contacto eléctrico correspondientes en el sustrato de la unidad de evaluación se detectó un contacto eléctrico de baja resistencia.

Entre los circuitos conductores vecinos se detectó un aislamiento eléctrico que tenía una resistencia de más de $10^9 \Omega$.

Modo de realización ejemplar 4: Unión de unidades de sensor que tienen PEDOT:PSS a un sustrato de la unidad de evaluación:

De forma análoga al modo de realización ejemplar 3 anterior, la unidad de sensor del modo de realización ejemplar 2 se encoló a una placa de circuito impreso como se describe anteriormente en el modo de realización ejemplar 3. Se obtuvieron resultados similares a los divulgados en el modo de realización ejemplar 3.

Modo de realización ejemplar 5: Unión de una unidad de sensor que tiene PEDOT:PSS a una unidad de sensor con circuitos conductores de oro:

En otro modo de realización ejemplar, la unidad de sensor del modo de realización ejemplar 1 se encoló a la unidad de sensor del modo de realización ejemplar 2, encolando las porciones de conector de la unidad de sensor de acuerdo con el modo de realización ejemplar 1 a las porciones de conector correspondientes de la unidad de sensor de acuerdo con el modo de realización ejemplar 2, usando el procedimiento de encolado como se divulga en el modo realización ejemplar 3 anterior. En el mismo, al aplicar el adhesivo conductor anisótropo se tuvo cuidado de proporcionar una cantidad en exceso de adhesivo conductor anisótropo, para crear los cordones como se divulga anteriormente.

Después de enfriar la configuración, se detectó una interconexión mecánica rígida entre las dos unidades de sensor. Además, entre los circuitos conductores correspondientes de la unidad de sensor se detectó un contacto eléctrico de baja resistencia. Entre los circuitos conductores vecinos no se detectó ningún contacto ni aislamiento que tenía una resistencia de más de $10^9 \Omega$.

Modo de realización ejemplar 6: Esterilización de la configuración del modo de realización ejemplar 5:

Además, la configuración obtenida de acuerdo con el modo de realización ejemplar 5, que tenía una unidad de sensor que comprende circuitos conductores hechos de oro y una unidad de sensor que comprende circuitos conductores hechos de PEDOT:PSS, se esterilizó usando una esterilización por radiación. Para este propósito se aplicó una esterilización con haz de electrones que proporciona una dosis de 25 kGy. La esterilización se realizó en BGS BETA-GAMMA-SERVICE GmbH, Bruchsal, Alemania.

Se descubrió que, después de la esterilización, las propiedades tanto eléctricas como mecánicas de la configuración no diferían sustancialmente de los resultados como se divulga en el modo de realización ejemplar 5 anterior. Por tanto, la esterilización por radiación obviamente no da lugar a un deterioro de las propiedades mecánicas y/o eléctricas.

Lista de números de referencia

110	dispositivo de monitorización de al menos una función corporal	178	material de matriz
		180	partículas conductoras
112	unidad de evaluación		
114	unidad de sensor		
116	región de conexión		
118	unidad de sensor implantable		
120	porción implantable		
122	sustrato de la unidad de sensor		
124	sustrato del conector		
126	electrodo del sensor		
128	electrodo de trabajo		
130	sustancia detectora		
132	contraelectrodo		
134	electrodo de referencia		
136	circuito conductor		
138	material eléctricamente conductor		
140	porción de conector		
142	parte de conector		
144	capa aislante		
146	sustrato de la unidad de evaluación		
148	almohadilla de contacto eléctrico		
150	dispositivo electrónico		
152	cable		
154	envoltura		
156	parte inferior		
158	parte superior		
160	espacio interior		
162	abertura		
164	dedos		
166	adhesivo conductor anisótropo		
168	calor		
170	presión		
172	borde		
174	cordón		
176	capa		

REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento de fabricación de un dispositivo (110) para monitorizar al menos una función corporal de un usuario, en el que el dispositivo (110) comprende al menos una unidad de evaluación (112) y al menos una unidad de sensor (114), en el que el procedimiento comprende las siguientes etapas:

a) una etapa de proporcionar la unidad de evaluación (112), en la que la unidad de evaluación (112) tiene al menos una almohadilla de contacto eléctrico (148) aplicada a al menos un sustrato de la unidad de evaluación (146), en la que la almohadilla de contacto eléctrico (148) se conecta eléctricamente a al menos un dispositivo electrónico (150) de la unidad de evaluación (112);

b) una etapa de proporcionar la unidad de sensor (114), en la que la unidad de sensor (114) comprende al menos una parte de conector (142), en la que la parte de conector (142) comprende al menos un sustrato del conector (124) y al menos un circuito conductor (136) aplicado al sustrato del conector (124), en la que el circuito conductor (136) comprende al menos un material eléctricamente conductor (138), en la que el material eléctricamente conductor (138) comprende al menos un polímero orgánico eléctricamente conductor, y en la que el circuito conductor (136) tiene al menos una porción de conector (140);

c) una etapa de preparación, en la que la porción de conector (140) se alinea junto a la almohadilla de contacto eléctrico (148) de modo que la porción de conector (140) mira hacia la almohadilla de contacto eléctrico (148), en la que se proporciona al menos un adhesivo conductor anisótropo (166) entre la almohadilla de contacto eléctrico (148) y la porción de conector (140);

d) una etapa de unión, en la que el sustrato de la unidad de evaluación (146) y el sustrato del conector (124) se presionan uno contra el otro, en la que la almohadilla de contacto eléctrico (148) y la porción de conector (140) se presionan una contra la otra, en la que se crea una conexión eléctrica de la almohadilla de contacto eléctrico (148) y la porción de conector (140) por medio del adhesivo conductor anisótropo (166), caracterizado por que,

en la etapa de preparación, el adhesivo conductor anisótropo (166) se aplica en forma líquida o como una pasta, y en exceso de modo que, después de realizar la etapa de unión, se forme un cordón de adhesivo conductor anisótropo en exceso en al menos un borde de al menos uno del sustrato de la unidad de evaluación (146) y el sustrato del conector (124).

2. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación precedente, en el que la unidad de sensor (114) comprende al menos una unidad de sensor implantable (118), en el que la unidad de sensor implantable (118) comprende al menos una porción implantable (120) adaptada para la implantación en un tejido corporal del usuario.

3. El procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes, en el que la unidad de sensor (114) comprende al menos dos electrodos del sensor (126), en el que los al menos dos electrodos del sensor (126) están adaptados para determinar electroquímicamente al menos una concentración de un analito en un tejido corporal o líquido corporal del usuario.

4. El procedimiento de acuerdo con la reivindicación precedente, en el que los electrodos del sensor (126) comprenden al menos un electrodo de trabajo (128), teniendo el electrodo de trabajo (128) al menos una sustancia detectora (130) adaptada para realizar al menos una reacción electroquímica en presencia del analito.

5. El procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes, en el que la etapa de proporcionar la unidad de sensor (114) comprende al menos una subetapa de estructuración del circuito conductor (136).

6. El procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes, en el que el sustrato del conector (124) comprende al menos un sustrato plástico.

7. El procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes, en el que la etapa b) comprende proporcionar una pluralidad de unidades de sensor (114) sobre un sustrato común y, además, al menos una etapa de corte, en el que las unidades de sensor (114) se cortan del sustrato común.

8. El procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes, en el que el sustrato del conector (124) es flexible o deformable.

9. El procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes, en el que la unidad de sensor (114) comprende una pluralidad de circuitos conductores (136), teniendo cada circuito conductor (136) al menos una porción de conector (140), en el que la unidad de evaluación (112) comprende una pluralidad de almohadillas de contacto eléctrico (148), en el que, en la etapa de alineación, cada porción de conector (140) se alinea con una almohadilla de contacto eléctrico correspondiente (148).

10. El procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes, en el que, en la etapa de unión, se aplican una o más de presión, calor y radiación.
11. El procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes, en el que, después de realizar la etapa de unión, el dispositivo (110) se esteriliza al menos parcialmente mediante esterilización por radiación.
12. Un dispositivo (110) para monitorizar al menos una función corporal de un usuario, en el que el dispositivo (110) comprende al menos una unidad de evaluación (112) y al menos una unidad de sensor (114),
 - en el que la unidad de evaluación (112) tiene al menos una almohadilla de contacto eléctrico (148) aplicada a al menos un sustrato de la unidad de evaluación (146), en el que la almohadilla de contacto eléctrico (148) se conecta eléctricamente a al menos un dispositivo electrónico (150) de la unidad de evaluación (112),
 - en el que la unidad de sensor (114) comprende al menos una parte de conector (142), en el que la parte de conector (142) comprende al menos un sustrato del conector (124) y al menos un circuito conductor (136) aplicado al sustrato del conector (124), en el que el circuito conductor (136) comprende al menos un material eléctricamente conductor (138), en el que el material eléctricamente conductor (138) comprende al menos un polímero orgánico eléctricamente conductor, y en el que el circuito conductor (136) tiene al menos una porción de conector (140),
 - en el que la porción de conector (140) se alinea junto a la almohadilla de contacto eléctrico (148) de modo que la porción de conector (140) mira hacia la almohadilla de contacto eléctrico (148), en el que se proporciona al menos un adhesivo conductor anisótropo (166) entre la almohadilla de contacto eléctrico (148) y la porción del conector (140),
 - en el que el sustrato de la unidad de evaluación (146) y el sustrato del conector (124) se conectan de modo que se crea una conexión eléctrica entre la almohadilla de contacto eléctrico (148) y la porción de conector (140) por medio del adhesivo conductor anisótropo (166), caracterizado por que el adhesivo conductor anisótropo (166) se aplica en forma líquida o como una pasta, en el que el adhesivo conductor anisótropo (166) se aplica en exceso de modo que se forme un cordón de adhesivo conductor anisótropo en exceso en al menos un borde de al menos uno del sustrato de la unidad de evaluación (146) y el sustrato del conector (124).
13. El dispositivo (110) de acuerdo con la reivindicación precedente, en el que el dispositivo (110) se puede obtener mediante el procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes que se refieren a un procedimiento.

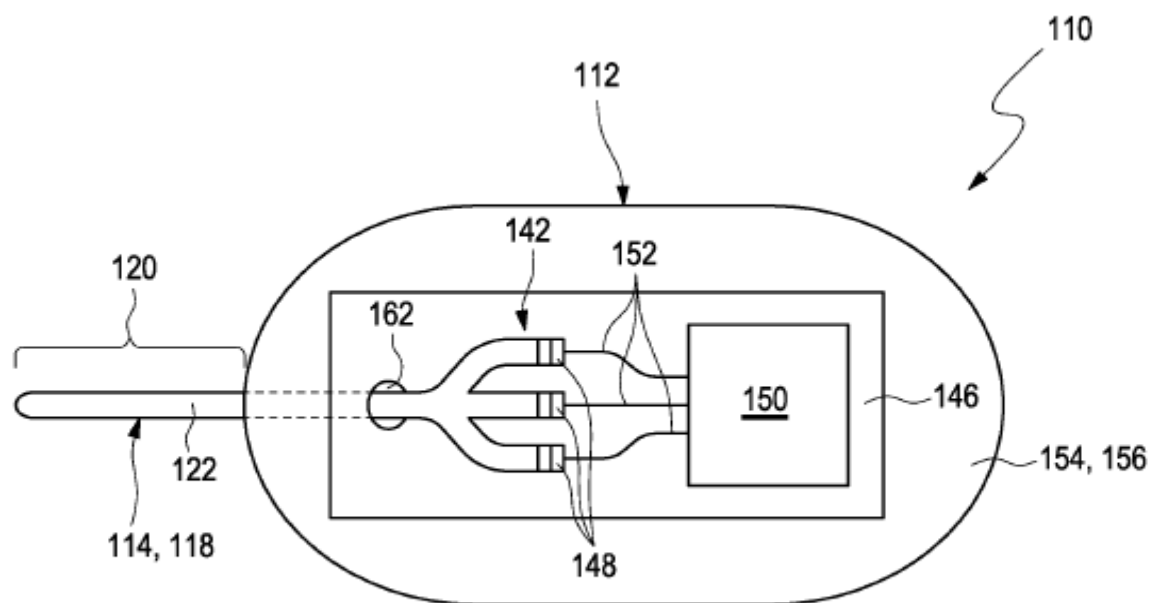


Fig. 1

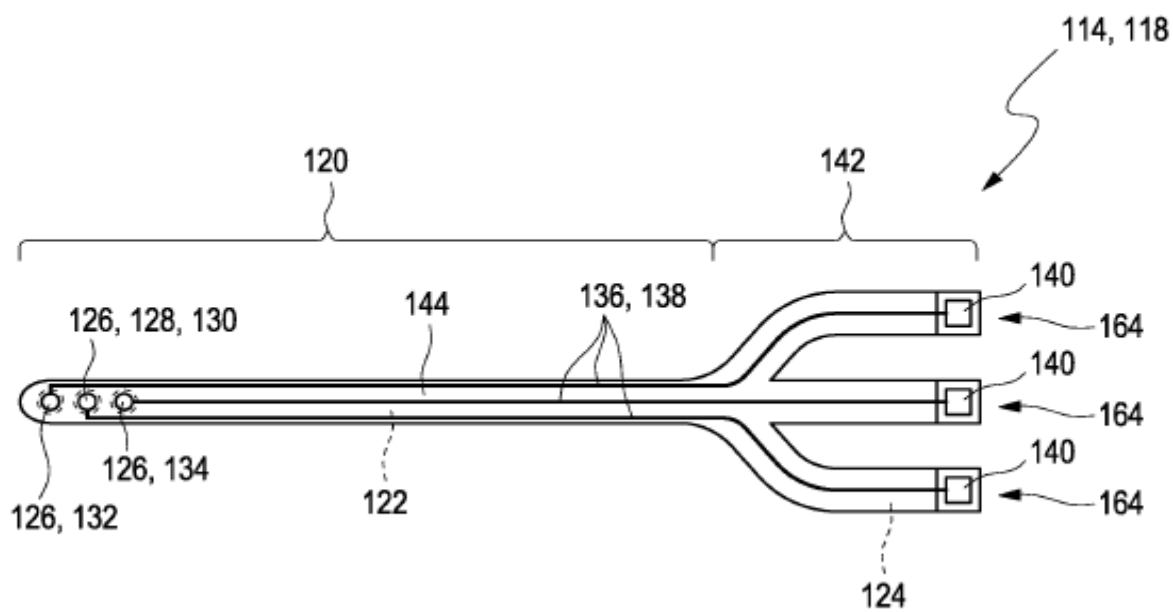


Fig. 2

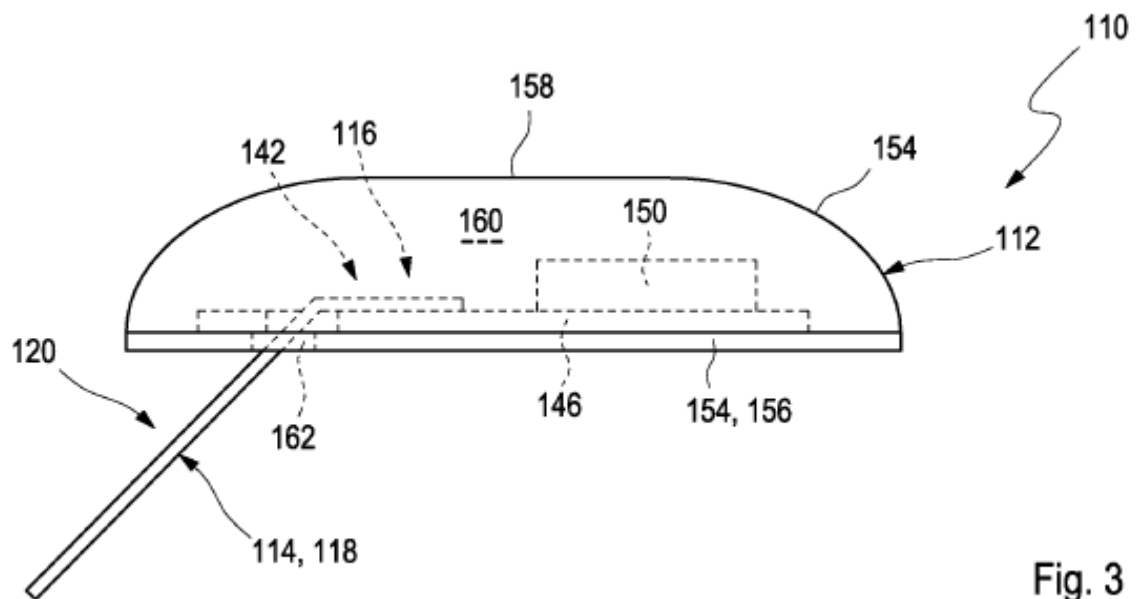


Fig. 3

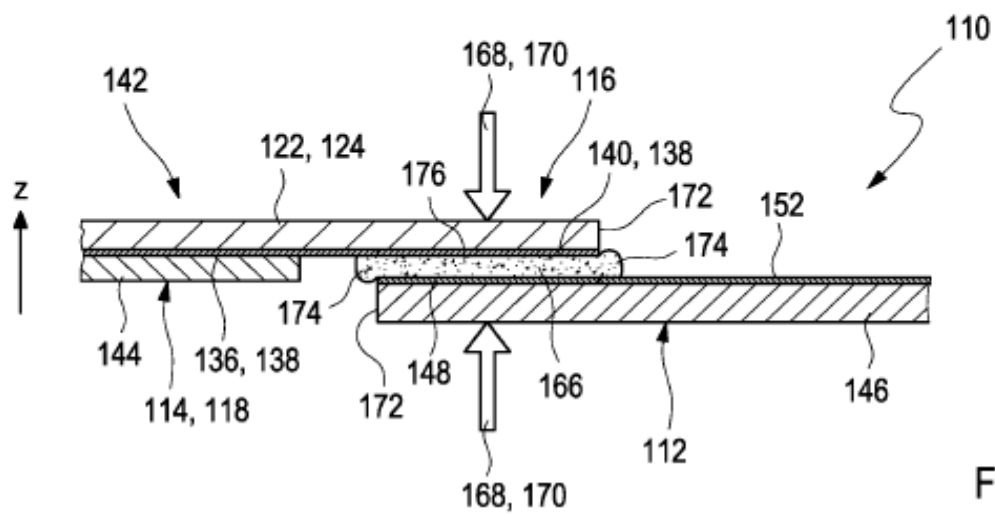


Fig. 4

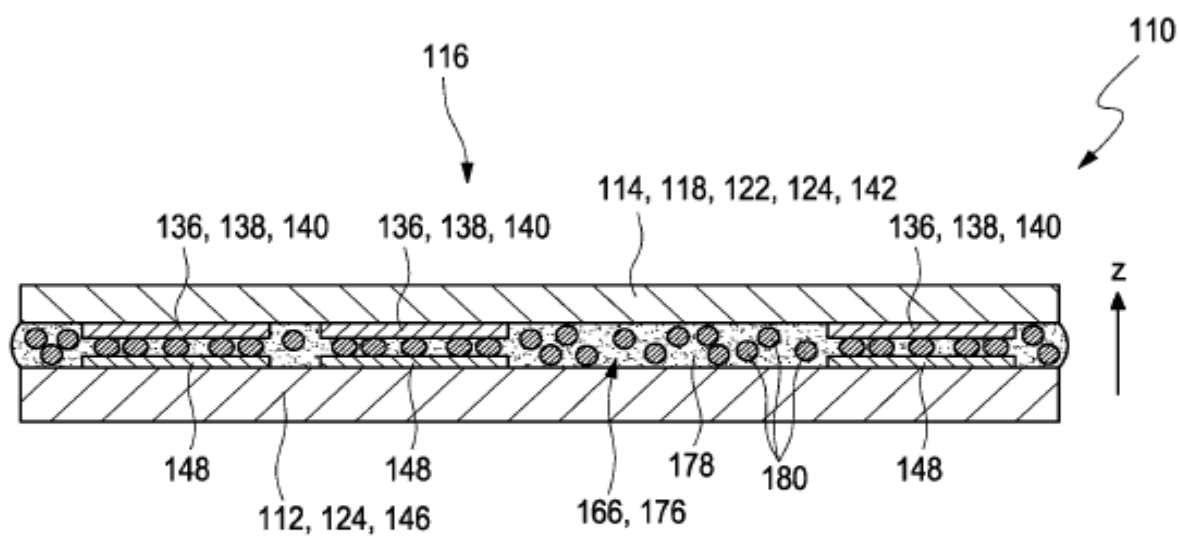


Fig. 5

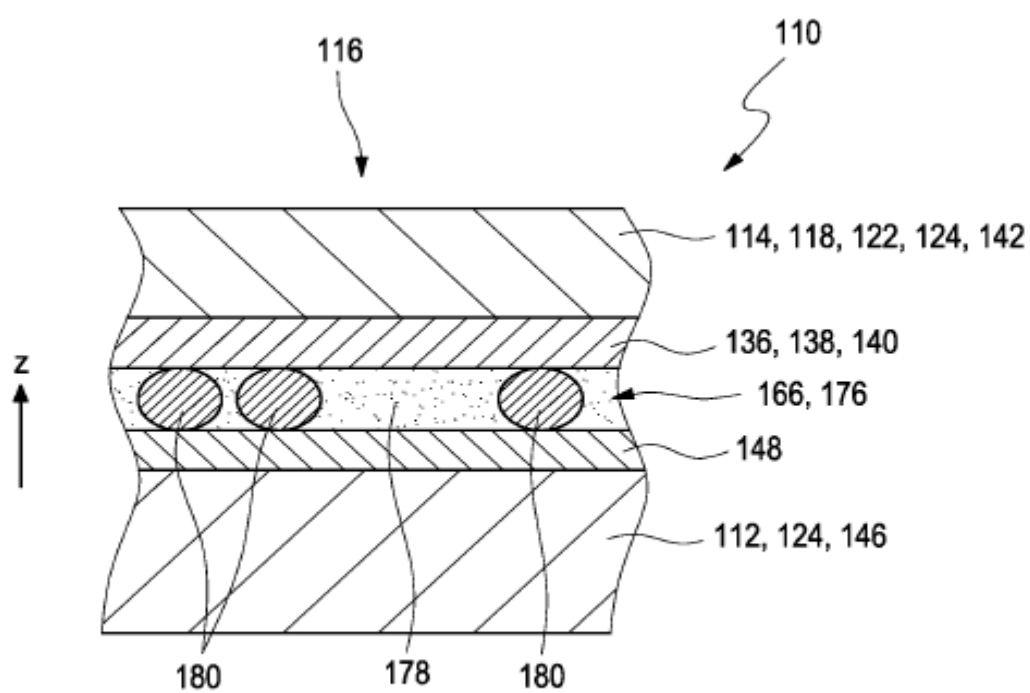


Fig. 6