

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 982 806**

51 Int. Cl.:

**A61N 1/04** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **30.04.2021 PCT/CN2021/091765**

87 Fecha y número de publicación internacional: **02.12.2021 WO21238593**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.04.2021 E 21812674 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **03.04.2024 EP 4159270**

54 Título: **Placa de electrodo y dispositivo de desfibrilación portátil**

30 Prioridad:

**29.05.2020 CN 202010479606**

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

**17.10.2024**

73 Titular/es:

**MICROPORT SOARING CRM (SHANGHAI) CO., LTD. (100.0%)  
Floor 3 and Room 401 of Building 3, No.400  
Fangchun Road, Pilot Free Trade Zone  
Shanghai 201203, CN**

72 Inventor/es:

**HE, MINGCHEN**

74 Agente/Representante:

**ELZABURU, S.L.P**

ES 2 982 806 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**

Placa de electrodo y dispositivo de desfibrilación portátil

**Campo técnico**

5 La presente invención se establece en las reivindicaciones adjuntas y se refiere en general al campo de los dispositivos médicos y, en particular, a una placa de electrodo y a un dispositivo de desfibrilación portátil.

**Antecedentes**

10 En la vida, la fibrilación cardíaca ventricular es una enfermedad cardíaca habitual, que se caracteriza por no presentar signos de aparición, un tiempo de rescate corto (solo 4 minutos desde el inicio hasta la muerte) y una alta tasa de muerte súbita. Para los pacientes con esta enfermedad, el planteamiento actual del tratamiento de emergencia es principalmente desfibrilar el corazón suministrando una CC de alta tensión al corazón, para restaurar el ritmo normal del corazón. Los dispositivos desfibriladores existentes se pueden clasificar principalmente en los cuatro tipos siguientes:

- (1) desfibriladores móviles, que se pueden mover pero que son incómodos de transportar debido a su volumen y, por lo tanto, se utilizan principalmente en hospitales;
- 15 (2) desfibriladores automáticos externos (DAE), que son fáciles de transportar y generalmente se colocan en ubicaciones muy visibles en lugares públicos;
- (3) cardiodesfibriladores implantables (CDI), que son operables de manera totalmente automática y pueden implantarse en pacientes; y
- 20 (4) cardiodesfibriladores portátiles (CDP), que son operables de manera totalmente automática y se utilizan principalmente para la protección del paciente desde el diagnóstico hasta la implantación del CDI y en pacientes no aptos para la implantación del CDI.

25 Los dos primeros tipos de dispositivos desfibriladores requieren un manejo manual. Sin embargo, un paciente normalmente pierde el conocimiento entre diez y veinte segundos después del inicio, y un periodo tan corto presentaría extremas dificultades para la operación manual. Por lo tanto, estos dispositivos no son adecuados para la protección constante del paciente. En cambio, los dos últimos tipos de dispositivos desfibriladores se pueden manejar de forma totalmente automática, no requieren manipulación manual y, por lo tanto, son adecuados para una protección constante del paciente. En la actualidad, los dispositivos CDP se han utilizado ampliamente en la práctica clínica debido a que no requieren implantación quirúrgica y pueden retirarse fácilmente.

30 La fig. 1 explica cómo se utiliza un dispositivo cardiodesfibrilador portátil (CDP) convencional. Como se muestra en la fig. 1, el dispositivo CDP está destinado a usarse en la parte superior del torso en forma de un arnés con correa para el hombro e incluye una correa 1 para el hombro, un parche de desfibrilación 2, un electrodo sensor 3, un receptor 4 y una bolsa de aire 5. El principio operativo específico es que el electrodo sensor 3 detecta una señal de ECG y envía la señal de ECG al receptor 4. El receptor 4 produce en respuesta un electrocardiograma y realiza una determinación en función del electrocardiograma. Si se determina que el paciente está padeciendo fibrilación ventricular, la bolsa de aire 5 en la correa 1 para el hombro se infla para comprimir el parche de desfibrilación 2 contra la piel del paciente y se hace que el parche de desfibrilación 2 suministre una CC de alta tensión para el tratamiento de la desfibrilación. Una dificultad con este dispositivo desfibrilador es que, antes de la desfibrilación eléctrica mediante la placa de electrodo, la resistencia de contacto entre el parche de desfibrilación 2 y la piel debe ser lo suficientemente pequeña, de lo contrario, una resistencia de contacto relativamente grande tendería a quemar la piel y el miocardio del paciente cuando se realiza la desfibrilación eléctrica mediante el parche de desfibrilación, o incluso fallaría la desfibrilación para la protección de emergencia del paciente.

45 Para afrontar este desafío, se revienta una cápsula que contiene una pasta conductora bajo la acción de una gran cantidad de gas producido por la ignición de una pastilla productora de gas, de modo que el parche de desfibrilación quede recubierto, reduciendo así la impedancia entre la superficie conductora del electrodo terapéutico y la piel del paciente. Sin embargo, este enfoque es desventajoso porque, para crear una presión de gas mediante la explosión del agente productor de gas, que sea lo suficientemente alto como para hacer que el gas rompa la cápsula, debería diseñarse una caja para contener la cápsula lo más resistente posible. Como resultado, la caja debe tener paredes suficientemente gruesas y duras, lo que causaría molestias al paciente que lleve puesto el dispositivo y haría que no quisiera ponérselo más. Asimismo, es difícil garantizar la seguridad del agente productor de gas. Además, en caso de que se utilicen varias cápsulas, si hay diferencias de fuerza entre ellas, algunas cápsulas individuales pueden romperse. Como las rotas provocarían una fuga de gas y, en consecuencia, una caída brusca de la presión, las demás ya no se pueden romper y la pasta conductora que contienen no se puede liberar. Como no se puede garantizar una cantidad uniforme de pasta conductora liberada, es imposible garantizar que el dispositivo desfibrilador pueda funcionar siempre de manera oportuna para brindar al paciente protección de emergencia. Por lo tanto, el enfoque adolece de una fiabilidad insuficiente. Los documentos US 2016/375262; US 2018/036546 y CN 108 290 035 describen desfibriladores portátiles conocidos.

**Compendio de la invención**

Para superar los problemas antes descritos, un objetivo de la presente invención consiste en proporcionar una placa de electrodo y un dispositivo de desfibrilación portátil, que permita el recubrimiento automático de una pasta conductora y pueda proteger al paciente de manera oportuna. Asimismo, la pasta conductora se libera de forma fiable y segura. En particular, la placa de electrodo puede hacerse lo suficientemente ligera y delgada para aumentar la comodidad y el cumplimiento del paciente.

Con este objetivo, en un aspecto de la presente invención, se proporciona una placa de electrodo para usar en desfibrilación cardíaca, que incluye:

una carcasa hermética que tiene una entrada para inflado y una abertura de rebosamiento, con la abertura de rebosamiento dispuesta en una superficie expuesta de la carcasa hermética, que es conductora;

una cápsula dispuesta dentro de la carcasa hermética, definiendo la cápsula una cavidad para el almacenamiento de una pasta conductora en su interior, definiendo la cavidad un orificio de entrada y un orificio de salida, con la abertura de rebosamiento dispuesta en el orificio de salida, la cavidad aislada de un espacio interno hueco de la carcasa hermética; y

una estructura de sellado que incluye un componente de sellado y un componente de aplicación de fuerza, con el componente de sellado dispuesto en la abertura de rebosamiento, el componente de sellado configurado para cerrar la abertura de rebosamiento y el orificio de salida cuando la carcasa hermética no esté inflada, el componente de aplicación de fuerza dispuesto en la carcasa hermética y acoplado al componente de sellado después insertarse en la cápsula a través del orificio de entrada, el componente de aplicación de fuerza configurado para tirar del componente de sellado como resultado del inflado y la expansión de la carcasa hermética y así abrir la abertura de rebosamiento y el orificio de salida y ponerlos en comunicación.

Opcionalmente, parte del componente de aplicación de fuerza puede disponerse fuera de la carcasa hermética, insertándose el resto del mismo en la cápsula a través del orificio de entrada y acoplado a rosca al componente de sellado.

Opcionalmente, la abertura de rebosamiento puede ser un agujero con rosca interna, insertándose el componente de sellado en el agujero con rosca interna y acoplado a rosca a la carcasa hermética de manera hermética.

Opcionalmente, una pared interior de la carcasa hermética puede estar provista de una protuberancia roscada que proporciona el agujero con rosca interna, en donde la protuberancia roscada se extiende a través del orificio de salida hacia el interior de la cápsula y en donde la cápsula está acoplada a la protuberancia roscada de manera hermética.

Opcionalmente, el componente de sellado puede incluir una lámina de barrera y un miembro de conexión dispuesto en la lámina de barrera, con la lámina de barrera dispuesta en la carcasa hermética para cubrir la abertura de rebosamiento, en donde el resto del componente de aplicación de fuerza se inserta a través del orificio de entrada en el interior de la cápsula y se acopla al miembro de conexión.

Opcionalmente, el miembro de conexión puede ser una protuberancia roscada que se extiende a través del orificio de salida hacia el interior de la cápsula y define un agujero roscado ciego, en donde el resto del componente de aplicación de fuerza se inserta a través del orificio de entrada en el interior de la cápsula y se acopla a rosca a la protuberancia roscada de manera hermética.

Opcionalmente, la carcasa hermética puede incluir un panel de desfibrilación y un miembro de carcasa trasero, que se acoplan entre sí para formar una cubierta cerrada, proporcionando el panel de desfibrilación la superficie expuesta, teniendo el panel de desfibrilación una resistencia del material que es mayor que la resistencia del material del miembro de carcasa trasero, con el miembro de carcasa trasero configurado para que pueda deformarse como consecuencia de llenar con gas la carcasa hermética a través de la entrada para inflado.

Opcionalmente, el panel de desfibrilación puede incluir un panel conductor y un miembro de carcasa frontal, en donde tanto el miembro de carcasa frontal como el miembro de carcasa trasero son aislantes y el panel conductor es un conductor, en donde el miembro de carcasa frontal y el miembro de carcasa trasero están acoplados entre sí para formar la cubierta cerrada, en donde el panel conductor proporciona la superficie expuesta y está dispuesto en el lado del miembro de carcasa frontal alejado del miembro de carcasa trasero, en donde la cápsula está dispuesta dentro de la cubierta cerrada y está dispuesta sobre el miembro de carcasa frontal, y en donde la resistencia del material del miembro de carcasa frontal es mayor que la resistencia del material del miembro de carcasa trasero.

Opcionalmente, la abertura de rebosamiento puede estar dispuesta en el miembro de carcasa frontal, estando dispuesto el componente de sellado sobre el panel conductor de manera que cubra la abertura de rebosamiento.

Opcionalmente, el panel de desfibrilación puede estar hecho de caucho conductor. Como alternativa, puede ser una estructura compuesta de caucho aislante y un material metálico o de un material metálico y plástico.

Opcionalmente, la lámina de barrera y la carcasa hermética pueden formarse integradas entre sí, disponiéndose un elemento debilitado en la lámina de barrera. El elemento debilitado puede ser capaz de soportar una presión máxima inferior a la presión máxima que puede soportar el resto de la carcasa hermética.

Opcionalmente, el elemento debilitado puede ser una ranura.

- 5 Opcionalmente, la lámina de barrera y el panel conductor pueden formarse integrados entre sí, disponiéndose la abertura de rebosamiento en el miembro de carcasa frontal.

Opcionalmente, se puede disponer en una superficie interior del miembro de carcasa trasero una prominencia que sobresale hacia el panel de desfibrilación y/o corrugaciones anulares.

- 10 Opcionalmente, la placa de electrodo puede incluir además una placa de fijación dispuesta en el lado del miembro de carcasa trasero alejado del panel de desfibrilación, en donde el miembro de carcasa trasero está acoplado al panel de desfibrilación a través de la placa de fijación mediante tornillos.

Opcionalmente, la placa de electrodo puede incluir además una placa de refuerzo, que está dispuesta en el lado del miembro de carcasa trasero alejado del panel de desfibrilación y acoplado al miembro de carcasa trasero.

- 15 Opcionalmente, se puede proporcionar un receptáculo de cápsula dentro de la carcasa hermética y la cápsula se puede fijar al receptáculo de cápsula.

Opcionalmente, la superficie interior del miembro de carcasa trasero puede estar provista de un saliente configurado para que la cápsula se apoye contra él.

Opcionalmente, el saliente puede ser una junta plana pegada al miembro de carcasa trasero.

- 20 Opcionalmente, la carcasa hermética puede incluir además una entrada de cable y un perno terminal, la entrada de cable configurada para el paso de un cable conductor externo a través de ella hacia la carcasa hermética y la conexión con el perno terminal, el perno terminal conectado eléctricamente a la superficie expuesta.

- 25 Opcionalmente, la cápsula puede incluir un cuerpo que define la cavidad y un collar que se extiende hacia fuera desde el cuerpo, definiendo el collar un canal hueco que actúa como orificio de salida, el collar provisto de una base de apoyo que se extiende hacia fuera, se extiende alrededor de un eje del collar y está dispuesto en una pared interior de la carcasa hermética.

Opcionalmente, la cápsula puede estar provista de corrugaciones anulares.

Opcionalmente, se puede incluir una pluralidad de cápsulas.

Opcionalmente, la carcasa hermética incluye además una entrada de inyección, a través de la cual se puede inyectar la pasta conductora en la cápsula.

- 30 En otro aspecto de la presente invención, se proporciona un dispositivo de desfibrilación portátil, que incluye un chaleco y, provisto en el chaleco, un electrodo sensor, un receptor, una bolsa de aire y la placa de electrodo como se ha definido en cualquiera de los párrafos anteriores.

Opcionalmente, la placa de electrodo puede configurarse como bolsa de aire.

- 35 En la placa de electrodo y el dispositivo de desfibrilación portátil de la presente invención, el componente de aplicación de fuerza extrae el componente de sellado de la abertura de rebosamiento y así lo separa del componente de sellado, bajo la acción de la expansión de la carcasa hermética, abriendo de este modo la abertura de rebosamiento y el orificio de salida de la cápsula. De esta forma, se consigue la aplicación automática de la pasta conductora, lo que facilita la protección oportuna de un paciente. En comparación con romper la cápsula bajo la acción de una presión de gas suficientemente alta creada brutalmente por la explosión de un agente productor de gas, según la presente invención,  
40 al introducir un gas en la placa de electrodo a través de la entrada de inflado, se puede garantizar que el componente que aplica fuerza tira del componente de sellado para provocar su separación total o parcial de la abertura de rebosamiento bajo el efecto de una presión de inflado relativamente segura. Por lo tanto, la placa de electrodo y el dispositivo de desfibrilación portátil de la presente invención proporcionan seguridad y fiabilidad particularmente altas. Además, la carcasa hermética de la presente invención se puede expandir inflándola a una presión de inflado relativamente baja. Esto permite que la carcasa hermética se diseñe lo suficientemente ligera y delgada para proporcionar mayor comodidad y cumplimiento. Asimismo, la placa de electrodo de la presente invención es un producto desechable económico, lo que puede aliviar la carga del tratamiento del paciente.

- 50 La carcasa hermética de la placa de electrodo de la presente invención incluye un panel de desfibrilación y un miembro de carcasa trasero, la resistencia del material del panel de desfibrilación es mayor que la del miembro de carcasa trasero. Con esta disposición, por un lado, la placa de electrodo es en general suave y puede proporcionar una buena comodidad de uso y, por otro lado, todavía muestra suficiente dureza, lo que evita la degradación del rendimiento de desfibrilación de la placa de electrodo cuando se tuerce y deforma durante el uso diario del paciente, por ejemplo,

durante sus actividades físicas.

Para permitir que se pueda tirar del componente de sellado para abrir la abertura de rebosamiento y el orificio de salida y así ponerlos en comunicación entre sí, en la placa de electrodo de la presente invención, la abertura de rebosamiento puede estar configurada como un agujero con rosca interna, lo que permite obstruir y cerrar la abertura de rebosamiento simplemente bloqueando el componente de sellado en la misma. Asimismo, simplemente apretando el componente de aplicación de fuerza y el componente de sellado entre sí, el componente de aplicación de fuerza es capaz de tirar del componente de sellado y provocar de este modo su separación total o parcial de la abertura de rebosamiento como resultado de inflar la carcasa hermética para provocar su expansión. Como alternativa, la lámina de barrera puede proporcionarse para cubrir la abertura de rebosamiento y la abertura de rebosamiento y el orificio de salida pueden abrirse y ponerse en comunicación entre sí, simplemente haciendo que el componente de aplicación de fuerza tire del miembro conector en la lámina de barrera. Estas configuraciones tienen una estructura simple y son fáciles de lograr, a la vez que brindan alta seguridad y fiabilidad.

En la placa de electrodo de la presente invención, el miembro de carcasa trasero de la carcasa hermética está provisto en una superficie interior del mismo de una prominencia que sobresale hacia el panel de desfibrilación y/o el miembro de carcasa trasero está provisto en una superficie interior del mismo de corrugaciones anulares. Tanto las corrugaciones anulares como las prominencias pueden aumentar la cantidad de deformación de la carcasa hermética, lo que transmite controlabilidad al proceso de tirar de la carcasa hermética para abrir la abertura de rebosamiento y permite una liberación más fiable y conveniente de la pasta conductora.

En la placa de electrodo de la presente invención, el saliente proporcionado en la superficie interior del miembro de carcasa trasero puede comprimir y sujetar la cápsula para evitar que se caiga durante el uso diario. Para fijar con más firmeza la cápsula, el receptáculo de la cápsula puede estar previsto en la carcasa hermética.

En la placa de electrodo de la presente invención, preferiblemente se incluye una pluralidad de cápsulas para lograr una mayor cantidad de pasta conductora liberada, una mayor área recubierta y mayor seguridad de desfibrilación. En particular, durante la liberación de la pasta conductora, ya que todas las cavidades de las cápsulas están aisladas del espacio interno hueco de la carcasa hermética, incluso cuando se abre cualquier abertura de rebosamiento, no se producirá ninguna caída de presión que pueda imposibilitar la apertura de las cápsulas restantes dentro de la carcasa hermética, lo que garantiza una liberación fiable de la pasta conductora.

La placa de electrodo de la presente invención puede funcionar directamente como bolsa de aire. De esta forma, se prescinde del uso de una bolsa de aire independiente y la placa de electrodo se puede comprimir contra la piel del paciente y se puede liberar la pasta conductora, simplemente inflando la placa de electrodo. Esto hace que el dispositivo de desfibrilación tenga una estructura más simple y sea más fácil de operar.

### Breve descripción de los dibujos

Los dibujos adjuntos se proporcionan para facilitar una mejor comprensión de la presente invención y no limitan indebidamente el alcance de la misma en ningún sentido. En estas figuras:

La fig. 1 explica cómo se utiliza un cardiodesfibrilador portátil convencional;

la fig. 2 es una vista esquemática montada de una placa de electrodo según una primera realización de la presente invención;

las figs. 3 a 4 son vistas despiezadas esquemáticas de la placa de electrodo según la primera realización preferida de la presente invención;

la fig. 5 es un diagrama tridimensional esquemático de una cápsula según la primera realización preferida de la presente invención;

la fig. 6 es una vista en sección transversal de la cápsula según la primera realización preferida de la presente invención;

la fig. 7 es una vista frontal de la placa de electrodo según la primera realización preferida de la presente invención, que muestra la línea transversal B-B;

la fig. 8 es una vista en sección transversal de la placa de electrodo de la fig. 7 tomada a lo largo de la línea B-B;

la fig. 9 es otra vista frontal de la placa de electrodo según la primera realización preferida de la presente invención, que muestra la línea de sección transversal D-D;

la fig. 10 es una vista en sección transversal de la placa de electrodo de la fig. 9 tomada a lo largo de la línea D-D;

la fig. 11 es una vista parcial ampliada de la placa de electrodo de la fig. 8;

la fig. 12 es una vista parcial ampliada de la placa de electrodo de la fig. 10;

la fig. 13 es una vista parcial ampliada de un miembro de carcasa trasero según la primera realización preferida de la presente invención;

la fig. 14 explica cómo se utiliza un dispositivo de desfibrilación portátil según la primera realización preferida de la presente invención;

5 la fig. 15 es una vista frontal esquemática montada de una placa de electrodo según una segunda realización de la presente invención, en la que aún no se ha rasgado una lámina de barrera;

la fig. 15 es otra vista frontal esquemática montada de la placa de electrodo según la segunda realización de la presente invención, en la que la lámina de barrera ya se ha rasgado;

10 la fig. 17 es una vista despiezada esquemática de la placa de electrodo según la segunda realización de la presente invención;

la fig. 18 es una vista trasera esquemática montada de la placa de electrodo según la segunda realización de la presente invención;

la fig. 19 es un diagrama tridimensional de un panel conductor según la segunda realización de la presente invención;

15 la fig. 20 es un diagrama tridimensional de un miembro de carcasa frontal según la segunda realización de la presente invención.

#### Descripción de los números de referencia en los dibujos

1-Correa para el hombro; 2-Placa de electrodo; 3-Electrodo sensor; 4-Receptor; 5-Bolsa de aire;

20 100, 600-Placa de electrodo; 110, 610-Carcasa hermética; 111-Entrada de inflado; 112, 612-Abertura de rebosamiento; 113-Superficie expuesta; 114-Agujero de montaje; 115-Protuberancia roscada; 116-Entrada de cables; 117-Receptáculo de tornillo;

110a, 610a-Panel de desfibrilación; 110b, 610b-Miembro de carcasa trasero; 610c-Panel conductor; 610d-Miembro de carcasa frontal; 613-Perno terminal; 614-Receptáculo de cápsula; 615-Prominencia;

25 120, 620-Cápsula; 121-Cuerpo; 122-Cavidad; 123-Orificio de entrada; 124-Orificio de salida; 125-Collar; 126-Base de apoyo;

130, 630-Estructura de sellado; 131, 631-Tornillo de sujeción; 132-Tornillo de sellado; 632-Lámina de barrera; 633-Protuberancia roscada;

640-Placa de fijación; 650-Placa de refuerzo; 660-Junta plana;

S-Pasta conductora; 200-Chaleco; 300-Electrodo sensor; 400-Receptor; 500-Bolsa de aire.

#### 30 Descripción detallada

A continuación se describirán realizaciones de la presente invención a modo de ejemplos particulares. A partir de la descripción y las enseñanzas proporcionadas en el presente documento, una persona experta habitual en la técnica se dará cuenta fácilmente de otras ventajas y beneficios proporcionados por la presente invención. La presente invención también puede realizarse o aplicarse de otra manera mediante diferentes realizaciones y se pueden realizar diversas modificaciones o cambios a los detalles descritos en el presente documento desde diferentes puntos de vista o para diferentes aplicaciones, sin desviarse del espíritu de la presente invención. Cabe señalar que los dibujos adjuntos se proporcionan en el presente documento solo para ilustrar esquemáticamente el concepto básico de la presente invención. Por consiguiente, solo muestran componentes relacionados con la presente invención pero no necesariamente representan todos los componentes así como sus formas y dimensiones reales en implementaciones prácticas. En la práctica, las configuraciones, los recuentos y las escalas relativas de los componentes pueden variar arbitrariamente y sus disposiciones pueden ser más complicadas.

A continuación, se describe cada una de las realizaciones con una o más características técnicas. Sin embargo, esto no significa que la presente invención deba practicarse necesariamente con todas esas características técnicas, o por separado con algunas o todas las características técnicas en cualquiera de las realizaciones. Dicho de otro modo, siempre que pueda ponerse en práctica la presente invención, una persona experta en la técnica puede elegir algunas o todas las características técnicas en cualquiera de las realizaciones o combinar algunas o todas las características técnicas en diferentes realizaciones según las enseñanzas del presente documento y dependiendo de las especificaciones de diseño relevantes o los requisitos de las aplicaciones prácticas. De esta forma, la presente invención se puede llevar a cabo de forma más flexible.

50

Como se emplea en esta memoria, las formas en singular "un/a", "uno" y "el/la" incluyen referentes en plural, a menos que el contexto indique claramente lo contrario. Como se emplea en esta memoria, el término "una pluralidad de" significa dos o más de dos, a menos que el contexto indique claramente lo contrario. Como se emplea en esta memoria, el término "o" se emplea en un sentido que incluye "y/o" a menos que el contexto indique claramente lo contrario. Adicionalmente, cabe señalar que los números y/o caracteres de referencia pueden usarse repetidamente en todas las realizaciones descritas a continuación en el presente documento. Dicho uso repetido tiene como objetivo una mayor simplicidad y claridad y no implica ninguna relación entre las realizaciones y/o configuraciones analizadas. También cabe señalar que, cuando un componente se describe en el presente documento como "conectado" a otro componente, puede estar conectado al otro componente directamente o mediante uno o más elementos intermedios.

En general, con la presente invención se busca proporcionar una placa de electrodo principalmente para uso en desfibrilación cardíaca. La placa de electrodo incluye una carcasa hermética y una cápsula alojada en la carcasa hermética. La carcasa hermética tiene una entrada de inflado y una abertura de rebosamiento (una abertura de rebosamiento de pasta). La abertura de rebosamiento está dispuesta en una superficie expuesta de la carcasa hermética, que es conductora. La cápsula define una cavidad para almacenar en su interior una pasta conductora. La cavidad define un orificio de entrada y un orificio de salida. La abertura de rebosamiento está dispuesta en el orificio de salida y la cavidad está aislada de un espacio interno hueco de la carcasa hermética. La placa de electrodo incluye además una estructura de sellado, que incluye un componente de sellado y un componente de aplicación de fuerza. El componente de sellado está dispuesto en la abertura de rebosamiento y configurado para cerrar la abertura de rebosamiento y el orificio de salida cuando la carcasa hermética no está inflada. El componente de aplicación de fuerza está dispuesto sobre la carcasa hermética para pasar a través de la cápsula por el orificio de entrada de la misma y acoplarse al componente de sellado. El componente de aplicación de fuerza está configurado para, como resultado del inflado y la expansión de la carcasa hermética, tirar del componente de sellado para abrir la abertura de rebosamiento y el orificio de salida de modo que entren en comunicación entre sí.

Durante el uso de la placa de electrodo, cuando no se introduce gas en la carcasa hermética, sin estar sujeto a una fuerza de tracción del componente de aplicación de fuerza, el componente de sellado bloquea la abertura de rebosamiento y la mantiene en la configuración cerrada, donde la abertura de rebosamiento no comunica con el orificio de salida y se impide que se libere la pasta conductora. Cuando se introduce un gas en la carcasa hermética a través de la entrada de inflado, bajo el efecto de la expansión de la carcasa hermética, el componente de aplicación de fuerza tira del componente de sellado y lo separa total o parcialmente de la abertura de rebosamiento, colocándolo en la configuración abierta, donde está en comunicación con el orificio de salida, liberando de este modo la pasta conductora, bajo la acción de la presión de gas, la pasta conductora rebosa del orificio de salida y fluye sobre la superficie expuesta a través de la abertura de rebosamiento. Aquí, la superficie expuesta está configurada para entrar en contacto con la piel del paciente y, por lo tanto, la pasta conductora introducida entre la piel del paciente y la superficie expuesta efectúa un descenso de la impedancia.

La placa de electrodo de la presente invención permite la aplicación automática de la pasta conductora, lo que ayuda a que un dispositivo de desfibrilación portátil proporcione al paciente una protección oportuna. Asimismo, la abertura de rebosamiento se puede abrir de una manera más segura y fiable, en comparación con provocar la rotura de la cápsula por la explosión de un agente productor de gas. De manera adicional, la carcasa hermética de la placa de electrodo se puede diseñar lo suficientemente ligera y delgada para aumentar la comodidad de uso y el cumplimiento. Además, dado que la placa de electrodo de la presente invención es un producto desechable, es económico y puede aliviar la carga del tratamiento del paciente.

La placa de electrodo y el dispositivo de desfibrilación portátil proporcionados en la presente invención se describirán con más detalle a continuación con referencia a los dibujos adjuntos que presentan varias realizaciones preferidas de la invención.

#### 45 **Realización 1**

La fig. 2 es una vista esquemática montada de una placa de electrodo según una realización preferida de la presente invención. Las figs. 3 y 4 son vistas despiezadas esquemáticas de la placa de electrodo según la realización preferida de la presente invención. La fig. 5 es un diagrama tridimensional de una cápsula según la realización preferida de la presente invención. La fig. 6 es una vista en sección transversal de la cápsula según la realización preferida de la presente invención.

Como se muestra en las figs. 2 a 4, la placa de electrodo 100 de la presente realización está destinada principalmente a su uso en desfibrilación cardíaca e incluye una carcasa hermética 110 y una cápsula 120. La cápsula 120 está dispuesta dentro de la carcasa hermética 110 y configurada para almacenar una pasta conductora en su interior. Como se muestra en las figs. 5 a 6, la cápsula 120 incluye un cuerpo 121, el cuerpo 121 define una cavidad hueca 122 en la que se almacena la pasta conductora. La cavidad 122 define un orificio de entrada 123 y un orificio de salida 124. La pasta conductora se inyecta en la cápsula 120 a través del orificio de entrada 123 y se libera de la misma a través del orificio de salida 124.

Haciendo referencia de nuevo a las figs. 2 a 4, la carcasa hermética 110 tiene una entrada de inflado 111 y una abertura de rebosamiento 112. A través de la entrada de inflado 111, se puede introducir gas externo (preferiblemente aire) en la carcasa hermética 110. En esta realización, la carcasa hermética 110 puede inflarse usando una bomba de inflado incluida en un dispositivo de desfibrilación portátil, lo que puede proporcionar una presión de inflado relativamente segura. La abertura de rebosamiento 112 está dispuesta en una superficie expuesta 113 de la carcasa hermética 110, la superficie expuesta 113 es conductora y está destinada a entrar en contacto con la piel del paciente. La cápsula 120 está fijada a la carcasa hermética 110 en correspondencia con la abertura de rebosamiento 112 de modo que el orificio de salida 124 de la cápsula 120 esté alineado con la abertura de rebosamiento 112 para permitir la liberación de la pasta conductora a través de la abertura de rebosamiento 112. Aquí, la presente invención no está limitada en cuanto al modo de fijación de la cápsula 120. Por ejemplo, la cápsula 120 puede estar pegada a una pared interior de la carcasa hermética 110. Preferiblemente, se puede proporcionar un receptáculo de cápsula (no mostrado) en la pared interior de la carcasa hermética 110. En este caso, la cápsula 120 puede asentarse y pegarse al receptáculo de la cápsula. De esta forma, la cápsula 120 se puede fijar con firmeza, de modo que no sea fácil que se caiga durante el uso.

La placa de electrodo 100 incluye además una estructura de sellado 130, la estructura de sellado 130 incluye un componente de aplicación de fuerza y un componente de sellado. En esta realización, el componente de aplicación de fuerza es un tornillo de sujeción 131 y el componente de sellado es un tornillo de sellado 132. Adicionalmente, la abertura de rebosamiento 112 es un agujero con rosca interna. En el uso práctico, el tornillo de sellado 132 se enrosca en la abertura de rebosamiento 112 y se aprieta a rosca de manera estanca. Posteriormente, la cápsula 120 se coloca fuera del tornillo de sellado 132 y a continuación el tornillo de sujeción 131 se inserta y aprieta en el tornillo de sellado 132. Más específicamente, el tornillo de sujeción 131 se pasa sucesivamente a través de un orificio de montaje 114 en la carcasa hermética 110 y el orificio de entrada 123 de la cápsula 120 al interior de la cápsula 120 y después se aprieta a rosca en el tornillo de sellado 132. Dicho de otro modo, parte del tornillo de sujeción 131 se recibe en el orificio de montaje 114 de la carcasa hermética 110 (véase la fig. 4) y el resto se inserta a través del orificio de entrada 123 de la cápsula 120 en el interior de la cápsula 120 y después se aprieta a rosca en el tornillo de sellado 132. De esta forma, la abertura de rebosamiento 112 puede asumir una configuración cerrada o una configuración abierta. Cuando no se introduce gas en la carcasa hermética 110, sin estar sometido a una fuerza de tracción del tornillo de sujeción 131, el tornillo de sellado 132 permanece apretado en la abertura de rebosamiento 112, manteniendo la abertura de rebosamiento 112 en la configuración cerrada, donde se evita que la pasta conductora se libere de la cápsula 120. Por el contrario, cuando se introduce un gas en la carcasa hermética 110 a través de la entrada de inflado 111, bajo el efecto de la expansión de la carcasa hermética 110, el tornillo de sujeción 131 comienza a tirar del tornillo de sellado 132 y, cuando la fuerza de tracción aumenta hasta un nivel determinado, el tornillo de sellado 132 se separa de la abertura de rebosamiento 112, situando la abertura de rebosamiento 112 en la configuración abierta, donde la cavidad 122 de la cápsula 120 está en comunicación directa con la abertura de rebosamiento 112, lo que permite que la pasta conductora en la cápsula 120 se desborde por el orificio de salida 124 en la cápsula 120 bajo la acción de una presión de gas y fluya a través de la abertura de rebosamiento 112 hacia un espacio entre la superficie expuesta 113 y la piel del paciente para efectuar un descenso de la impedancia. En este punto, la placa de electrodo 100 puede suministrar una CC de alta tensión para el tratamiento de desfibrilación. El orificio de montaje 114 para recibir el tornillo de sujeción 131 se proporciona en una superficie de la carcasa hermética 110 que está enfrente de la superficie expuesta 113. Se debe apreciar que el componente de aplicación de fuerza no se limita a estar acoplado a rosca al componente de sellado. En otras realizaciones, el componente de aplicación de fuerza puede acoplarse al componente de sellado mediante un ajuste de interferencia o pegamento. De forma similar, el componente de sellado no se limita a estar acoplado a rosca a la abertura de rebosamiento 112, ya que también puede acoplarse a la misma mediante un ajuste de interferencia o pegamento. Dado que la placa de electrodo 100 es un producto desechable, también es posible una conexión no desmontable que no se pueda restablecer una vez destruida. La presente invención no se limita a ningún material particular del tornillo de sujeción 131 ni del tornillo de sellado 132 y son posibles materiales tanto metálicos como no metálicos. Debe entenderse que el tornillo de sellado 132 debe configurarse con un buen rendimiento de sellado que garantice que no haya fugas de la pasta conductora incluso cuando esté bajo presión. Asimismo, se debe apreciar que, ya que la cavidad 122 de la cápsula 120 está aislada del espacio interno hueco de la carcasa hermética 110, la pasta conductora que ha salido del orificio de salida 124 de la cápsula 120 no entrará en el interior de la carcasa hermética 110 y, cuando se abra la abertura de rebosamiento 112, no se producirá un descenso de la presión dentro de la carcasa hermética 110. Por lo tanto, se puede garantizar el hermetismo de la carcasa hermética 110.

En esta realización, la carcasa hermética 110 está provista en la pared interior de una protuberancia roscada 115 (véase la fig. 4) que define un agujero con rosca interna configurado como la abertura de rebosamiento 112. Específicamente, la protuberancia roscada 115 se proyecta desde la superficie expuesta 113 hacia el interior de la carcasa hermética 110 (véase la fig. 4) y el agujero con rosca interna se extiende axialmente a través de la protuberancia roscada 115. La protuberancia roscada 115 se extiende a través del orificio de salida 124 de la cápsula 120 hacia el interior de la cápsula 120 y la cápsula 120 está acoplada de forma sellada a la protuberancia roscada 115. Durante el montaje práctico, la abertura de rebosamiento 112 se puede sellar simplemente insertando el tornillo de sellado 132 la protuberancia roscada 115 y acoplándolo a rosca a la carcasa hermética 110 de manera hermética. Esto implica una estructura simple y una operación sencilla. Después de apretar herméticamente el tornillo de sellado 132 en la protuberancia roscada 115, la cápsula 120 se coloca fuera de la protuberancia roscada 115 y, a continuación, se establece un acoplamiento de sellado entre la cápsula 120 y la protuberancia roscada 115. Adicionalmente, la

superficie expuesta 113 puede estar provista de un perno terminal (no mostrado) y puede atarse un cable conductor externo conectado al receptor 400 descrito a continuación al perno terminal para permitir el suministro de una corriente eléctrica.

5 Como se muestra en la fig. 14, en esta realización, también se proporciona un dispositivo cardiodesfibrilador portátil (CDP) que incluye un chaleco 200 y, provistos en el chaleco 200, la placa de electrodo 100, un electrodo sensor 300, un receptor 400 y una bolsa de aire 500. Con referencia a la figura 14, en el uso práctico, el paciente lleva puesto el chaleco 200, y el principio operativo del dispositivo CDP es que el electrodo sensor 300 detecta una señal de ECG y envía la señal de ECG al receptor 400. El receptor 400 produce en respuesta un electrocardiograma y realiza una determinación en función del mismo. Si el receptor 400 determina que el paciente necesita desfibrilación, se inflan la  
10 bolsa de aire 500 y la placa de electrodo 100. La bolsa de aire 500 inflada comprime la placa de electrodo 100 contra la piel del paciente y el inflado de la placa de electrodo 100 hace que la carcasa hermética 110 se expanda y ejerza una fuerza de tracción sobre el tornillo de sujeción 131. A medida que aumenta la presión interna dentro de la carcasa hermética 110, el tornillo de sellado 132 se separará finalmente de la protuberancia roscada 115, abriendo de este modo la abertura de rebosamiento 112. En consecuencia, la presión del gas impulsa la pasta conductora contenida  
15 en la cápsula 120 para que salga de la misma a través de la abertura de rebosamiento 112 en la carcasa hermética 110 hacia un espacio entre la superficie expuesta 113 y la piel del paciente, efectuando un descenso de la impedancia. Cuando esto sucede, la placa de electrodo 100 puede suministrar una CC de alta tensión para el tratamiento de desfibrilación. Debe entenderse que la placa de electrodo 100 y la bolsa de aire 500 pueden inflarse simultánea o sucesivamente, sin limitar en modo alguno la presente invención, siendo más preferido el inflado simultáneo. Más  
20 preferiblemente, la placa de electrodo 100 también funciona como bolsa de aire 500. De esta forma, se prescinde del uso de una bolsa de aire independiente y la placa de electrodo 100 se puede comprimir contra la piel del paciente y se puede liberar la pasta conductora, simplemente inflando la placa de electrodo 100. Esto hace que el dispositivo de desfibrilación tenga una estructura más simple y sea más fácil de operar. También debe entenderse que la abertura de rebosamiento 112 puede abrirse como resultado de la separación total o parcial del tornillo de sellado 132 de la  
25 abertura de rebosamiento 112. Por "separación parcial de la abertura de rebosamiento 112", se entiende que la pasta conductora se puede liberar siempre que haya un espacio de fuga entre el tornillo de sellado 132 y la abertura de rebosamiento 112.

Debe entenderse que la resistencia estructural de la carcasa hermética 110 de la presente invención debería ser suficiente para evitar que la placa de electrodo 100 experimente degradaciones en el rendimiento de desfibrilación  
30 debido a sus deformaciones que se producen cuando se comprime o se tuerce durante las actividades físicas del paciente en su uso diario y para evitar que las cápsulas 120 que contiene se compriman y rompan accidentalmente. Por otro lado, la carcasa hermética 110 también debería tener suficiente flexibilidad, que garantice que se expanda cuando se infle. Esto produce descensos de la presión de inflado, que garantizan la seguridad y fiabilidad del proceso de inflado y mejoran la comodidad y el cumplimiento del paciente. Por estos motivos, la carcasa hermética 110 está  
35 configurada estructuralmente con suficiente resistencia y un cierto grado de flexibilidad. Por lo tanto, el uso de la placa de electrodo 100 permite que el dispositivo CDP funcione de forma totalmente automática, lo que facilita la protección oportuna del paciente. Asimismo, antes de que la placa de electrodo 100 realice la acción de desfibrilación, se consigue aplicar de forma automática la pasta conductora para garantizar eficazmente una resistencia de contacto suficientemente baja entre la placa de electrodo 100 y la piel, lo que garantiza una desfibrilación segura y eficaz.  
40 Además, la placa de electrodo 100 es un producto desechable de bajo coste y su uso puede aliviar la carga del paciente con respecto a la cirugía.

En esta realización, la carcasa hermética 110 incluye un panel de desfibrilación 110a y un miembro de carcasa trasero 110b (véase la fig. 3), que se acoplan entre sí para formar una cubierta cerrada. Una superficie externa del panel de  
45 desfibrilación 110a sirve como superficie expuesta 113 y la cápsula 120 está fijada al panel de desfibrilación 110a en el lado del mismo orientado hacia el miembro de carcasa trasero 110b. El panel de desfibrilación 110a y el miembro de carcasa trasero 110b pueden estar pegados entre sí. Preferiblemente, la resistencia del material del panel de desfibrilación 110a es mayor que la del miembro de carcasa trasero 110b. De esta forma, el panel de desfibrilación 110a permite que la placa de electrodo 100 tenga suficiente resistencia, mientras que el miembro de carcasa trasero 110b permite que la placa de electrodo 100 tenga suficiente flexibilidad. Asimismo, el miembro de carcasa trasero  
50 110b relativamente flexible puede efectuar descensos de la presión de inflado para garantizar un inflado seguro y fiable. La presente invención no se limita a ningún material particular del panel de desfibrilación 110a y el miembro de carcasa trasero 110b, siempre que el miembro de carcasa trasero 110b pueda proporcionar propiedades aislantes y la superficie expuesta 113 del panel de desfibrilación 110a sea conductora. Como ejemplo no limitante, el panel de desfibrilación 110a puede fabricarse a partir de caucho conductor o proporcionarse como una lámina aislante de  
55 caucho/metal o una estructura compuesta de material metálico/plástico. El miembro de carcasa trasero 110b está hecho de un material blando, cuyos ejemplos pueden incluir, pero sin limitación, caucho, PVC y TPU.

Para facilitar el control de una cantidad de deformación del miembro de carcasa trasero 110b, que transmite controlabilidad al proceso de tirar del tornillo de sellado 132 para abrir la abertura de rebosamiento 112 y permite una liberación más fiable y conveniente de la pasta conductora, el miembro de carcasa trasero 110b está provisto  
60 preferiblemente en una superficie interna del mismo de una prominencia (no etiquetada) que sobresale hacia el panel de desfibrilación 110a, o el miembro de carcasa trasero 110b está provisto en una superficie interna del mismo de corrugaciones anulares (no mostradas) o provisto tanto de la prominencia como de las corrugaciones anulares. Preferiblemente, la placa de electrodo 100 incluye además una placa de refuerzo (no mostrada) dispuesta en el lado

del miembro de carcasa trasero 110b alejado del panel de desfibrilación 110a. La placa de refuerzo está unida al miembro de carcasa trasero 110b para proporcionar soporte al miembro de carcasa trasero 110b. La placa de refuerzo puede ser un material metálico o no metálico.

5 En algunas realizaciones, el panel de desfibrilación 110a es un componente de dos piezas que consta de un panel conductor y un miembro de carcasa frontal. El miembro de carcasa frontal es un aislante, mientras que el panel conductor es un conductor. En este caso, el miembro de carcasa frontal y el miembro de carcasa trasero 110b están acoplados entre sí para formar una cubierta cerrada y el panel conductor proporciona la superficie expuesta 113 y está dispuesto en el lado del miembro de carcasa frontal alejado del miembro de carcasa trasero 110b. Asimismo, la cápsula 120 está unida al miembro de cubierta frontal, y la abertura de rebosamiento 112 puede consistir en dos partes, una de los cuales está dispuesta en el panel conductor y la otra en el miembro de carcasa frontal. Preferiblemente, la resistencia del material del miembro de carcasa frontal es mayor que la del miembro de carcasa trasero. En el funcionamiento práctico, el panel conductor puede estar pegado al miembro de carcasa frontal y puede estar formado de caucho conductor o una placa metálica que sea menos costosa. El miembro de carcasa frontal puede estar hecho de un material metálico o no metálico. Un ejemplo no limitativo de material no metálico es el plástico. En otras realizaciones, se puede omitir el panel conductor. En este caso, el panel de desfibrilación está formado únicamente por el miembro de carcasa frontal y al menos la superficie expuesta 113 del miembro de carcasa frontal es conductora.

La presente invención no se limita a ningún material particular del que esté hecha la cápsula 120 y los ejemplos del material pueden incluir, pero sin limitación, gel de sílice, látex, TPU, etc. La cápsula 120 puede fabricarse integrada o por separado. Haciendo referencia adicional a las figs. 5 y 6, se prefiere que la cápsula 120 incluya además un collar 125 que se extienda hacia fuera desde el cuerpo 121. El collar 125 define un canal hueco que proporciona el orificio de salida 124. En este caso, el collar 125 de la cápsula 120 puede montarse sobre la protuberancia roscada 115. Adicionalmente, el collar 125 puede tener una base de apoyo 126, que se extiende hacia fuera desde el mismo y se extiende alrededor de un eje del mismo. La base de apoyo 126 está dispuesta en la pared interior de la carcasa hermética 110, logrando la fijación de la cápsula 120. Aquí, el collar 125 puede mejorar la resistencia al aplastamiento de la cápsula 120, evitando que se dañe por accidente. Además, la cápsula 120 puede diseñarse con corrugaciones anulares para aumentar su grado de deformabilidad, evitando que se rompa al tirar.

A continuación, se hace referencia a las figs. 7-8, la fig. 7 es una vista frontal ensamblada de la placa de electrodo según una realización preferida de la presente invención y la fig. 8 es una vista en sección transversal tomada a lo largo de la línea B-B en la fig. 7. Un agujero interno del collar 125 (es decir, el canal antes mencionado) se coloca sobre la protuberancia roscada 115 y, antes de que el tornillo de sellado 132 se inserte en la protuberancia roscada 115, el agujero con rosca interna (es decir, la abertura de rebosamiento 112) de la protuberancia roscada 115 está en comunicación directa con la cavidad 122 de la cápsula 120. Cuando el tornillo de sellado 131 se inserta en la protuberancia roscada 115, se ocluye el agujero con rosca interna de la protuberancia roscada 115. Posteriormente, mediante la inserción del tornillo de sujeción 131 en la cápsula 120 y su acoplamiento al tornillo de sellado 132, puede cerrarse el orificio de entrada 123 de la cápsula 120. En esta realización, el collar 125 puede fabricarse de forma integrada o por separado del cuerpo 121. Además, para evitar que la cápsula 120 se caiga cuando se tire, se puede proporcionar un saliente (no mostrado) en una pared interior del miembro de carcasa trasero 110b para comprimir y sujetar con firmeza la cápsula 120. El saliente puede fabricarse de forma integrada con o por separado del miembro de carcasa trasero 110b, prefiriéndose la fabricación por separado debido al menor coste de fabricación. Opcionalmente, el saliente puede ser una junta plana pegada al miembro de carcasa trasero 110b.

A continuación, se hace referencia a las figs. 9-10, la fig. 9 es una vista frontal ensamblada de la placa de electrodo según una realización preferida de la presente invención y la fig. 10 es una vista en sección transversal tomada a lo largo de la línea D-D en la fig. 9. En donde, se incluyen una pluralidad de cápsulas 120 y, para facilitar la comprensión, se supone que en la fig. 10 se han quitado algunos de los tornillos de sellado 132, mientras que los demás no, mostrando diferencias entre estas configuraciones en el uso. Con referencia adicional a las vistas parciales ampliadas de las figs. 11 y 12, cuando el receptor 400 determina que el paciente necesita desfibrilación, la placa de electrodo 100 se infla. A medida que aumenta la presión del gas en la misma, la carcasa hermética 110 se expandirá gradualmente, ampliando de este modo la distancia entre el panel de desfibrilación 110a y el miembro de carcasa trasero 110b. Como resultado, el o los tornillos de sellado 132 se someten a una fuerza de tracción. Dado que el panel de desfibrilación 110a es bastante flexible, cuando la fuerza de tracción aumenta hasta un nivel determinado, el tornillo de sellado 132 se sacará de la protuberancia roscada 115 del panel de desfibrilación 110a, abriendo de este modo la abertura de rebosamiento 112 y poniéndola en comunicación con el orificio de salida 124. Después de esto, la cápsula 120 se deforma en extensión y la pasta conductora S se exprime de la misma por la presión del gas.

Preferiblemente, se puede incluir una pluralidad de, es decir, dos o más, cápsulas 120. En este caso, la presente invención no se limita a ningún número particular de cápsulas 120 y siempre que lo permita el espacio de alojamiento, se pueden disponer en el mismo tantas cápsulas 120 como sea posible, para lograr una mayor cantidad de pasta conductora liberada, una mayor área recubierta y mayor seguridad de desfibrilación. Asimismo, cada cápsula 120 puede configurarse con una respectiva abertura de rebosamiento 112. De esta forma, se puede hacer que la pasta conductora fluya fuera de las cápsulas 120 desde las respectivas aberturas de rebosamiento 112. Debe entenderse que cada cápsula 120 está configurada de la manera descrita anteriormente y las cápsulas 120 no se limitan a estar dispuestas de ninguna manera particular. Como ejemplo no limitante, se pueden organizar en N filas y M columnas, como se muestra en las figuras, donde tanto N como M son números enteros positivos. También debe entenderse, en

caso de que se incluyan múltiples cápsulas 120, ya que las cavidades 122 de las cápsulas 120 están aislada del espacio interno hueco de la carcasa hermética 110, incluso cuando se abre cualquier abertura de rebosamiento 112, no se producirá ninguna caída de presión que pueda imposibilitar la apertura de las cápsulas 120 restantes dentro de la carcasa hermética 110, lo que garantiza una liberación fiable de la pasta conductora.

5 Haciendo referencia de nuevo a las figs. 2 a 4, la carcasa hermética 110 incluye además una entrada 116 de cable, lo que facilita que el cable conductor externo entre y salga de la carcasa hermética 110 a través de la entrada 116 de cable, proporcionando de este modo una corriente eléctrica al panel de desfibrilación 110a. La entrada 116 de cable está dispuesta preferiblemente en las proximidades de la entrada de inflado 111. La presente invención no se limita a ninguna forma particular de la carcasa hermética 110. Puede ser el paralelepípedo rectangular como se muestra en las figuras u otra forma hexaédrica o perfilada. Además, en la presente invención, la presión de un gas cargado en la carcasa hermética 110 puede controlarse dentro de un valor preestablecido para evitar su rotura debido a la sobrepresión, lo que puede causar lesiones al paciente o fallo de la desfibrilación.

15 A continuación, se hace referencia a la fig. 13, una vista parcial esquemática del miembro de carcasa trasero según una realización preferida de la presente invención. El miembro de carcasa trasero 110b está provisto en su interior de una entrada de inyección, a través de la cual se inyecta la pasta conductora a la cápsula 120. El orificio de montaje 114 puede servir como entrada de inyección. En el funcionamiento práctico, la pasta conductora puede inyectarse convenientemente en la cápsula 120 en poco tiempo a través del orificio de montaje 114 simplemente usando una jeringa. Una vez completada la inyección, se puede evitar que la pasta conductora se escape simplemente desplegando el tornillo de sujeción 131 en el orificio de montaje 114 de manera hermética. Preferiblemente, alrededor del orificio de montaje 114 se forma un receptáculo 117 de tornillo para alojar una cabeza del tornillo de sujeción 131 y, de este modo, evitar eficazmente que el tornillo de sujeción 131 se caiga. El receptáculo de tornillo 117 puede estar definido por una pared que sobresale hacia fuera y se extiende en circunferencia alrededor del orificio de montaje 114.

## Realización 2

25 Las fig. 15 a 16 son vistas esquemáticas montadas de una placa de electrodo según una realización preferida de la presente invención. La fig. 17 es una vista despiezada esquemática de la placa de electrodo según la realización preferida de la presente invención. La fig. 18 es un diagrama tridimensional montado de la placa de electrodo según la realización preferida de la presente invención. Como se muestra en las figs. 15 a 18, la placa de electrodo 600 en la presente realización incluye una carcasa hermética 610 y una cápsula 620. La cápsula 620 está dispuesta dentro de la carcasa hermética 610 y configurada para almacenar una pasta conductora en su interior. De forma esencialmente similar a la primera realización, la cápsula 620 incluye un cuerpo que define una cavidad hueca. La cavidad define un orificio de entrada y un orificio de salida opuesto. La pasta conductora puede inyectarse en la cápsula 620 a través del orificio de entrada y liberarse a través del orificio de salida. La cápsula 620 puede estar pegada a un panel de desfibrilación 610a y se puede proporcionar una abertura de rebosamiento 612 pasante en una pared interior del panel de desfibrilación 610a. La abertura de rebosamiento 612 se comunica con la cavidad de la cápsula 620 a través del orificio de salida de la cápsula 620.

35 La placa de electrodo 600 incluye además una estructura de sellado 630, la estructura de sellado 630 incluye un componente de aplicación de fuerza y un componente de sellado. En esta realización, el componente de aplicación de fuerza es un tornillo de sujeción 631 y el componente de sellado incluye una lámina 632 de barrera y un miembro de conexión. Se prefiere que el miembro de conexión sea una protuberancia roscada 633. La protuberancia roscada 633 se extiende a través del orificio de salida de la cápsula 620 hacia el interior de la cápsula 620 y define un agujero ciego roscado para evitar fugas. En el contexto ilustrativo de la protuberancia roscada 633, la protuberancia roscada 633 se proporciona en la lámina 632 de barrera, la lámina 632 de barrera se proporciona en el panel de desfibrilación 610a para cubrir la abertura de rebosamiento 612, es decir, la lámina 632 de barrera cierra la abertura de rebosamiento 612. En el uso práctico, parte del tornillo de sujeción 631 está dispuesto en un orificio de montaje de un miembro de carcasa trasero 610b y el resto se inserta a través del orificio de entrada de la cápsula 620 dentro de la cápsula 620 y se aprieta a rosca en la protuberancia roscada 633. De esta forma, la abertura de rebosamiento 612 puede asumir una configuración cerrada o una configuración abierta. Cuando no se introduce gas en la carcasa hermética 610, la protuberancia roscada 633 no está sujeta a una fuerza de tracción procedente del tornillo de sujeción 631 y la lámina 632 de barrera no se abre y cierra la abertura de rebosamiento 612, manteniendo la abertura de rebosamiento 612 en la configuración cerrada, donde se evita que se libere la pasta conductora. Por el contrario, cuando se introduce un gas en la carcasa hermética 610 a través de una entrada de inflado, bajo el efecto de la expansión de la carcasa hermética 610, el tornillo de sujeción 631 tira de la protuberancia roscada 633 y por tanto de la lámina 632 de barrera a través de la protuberancia roscada 633. Como resultado, la lámina 632 de barrera se rompe, situando la abertura de rebosamiento 612 en la configuración abierta, en ese momento, la pasta conductora es impulsada por una presión de gas para salir del orificio de salida de la cápsula 620 y atravesar la abertura de rebosamiento 612 hacia un espacio entre una superficie expuesta y la piel de un paciente para efectuar un descenso de la impedancia. En este punto, la placa de electrodo 600 puede suministrar una CC de alta tensión para el tratamiento de desfibrilación. Debe entenderse que, en otras realizaciones, el componente de aplicación de fuerza puede acoplarse al miembro de conexión mediante un ajuste de interferencia o pegamento, logrando a la vez un efecto similar. También debe entenderse que, según esta realización, la cobertura de la abertura de rebosamiento 612 por la lámina 632 de barrera puede incluir el acoplamiento de la misma a la abertura de rebosamiento 612. En este caso, siempre que la lámina 632 de barrera permanezca acoplada a la abertura de rebosamiento 612, la lámina 632 de barrera cubre la abertura de rebosamiento 612. Sin

embargo, al desconectarse la lámina 632 de barrera de la abertura de rebosamiento 612, la lámina 632 de barrera ya no cubre la abertura de rebosamiento 612 y la abertura de rebosamiento 612 queda expuesta.

En esta realización, la carcasa hermética 610 incluye el panel de desfibrilación 610a y el miembro de carcasa trasero 610b. El panel de desfibrilación 610a puede incluir además un panel conductor 610c y un miembro de carcasa frontal 610d. El miembro de carcasa frontal 610d y el miembro de carcasa trasero 610b son ambos aislantes. El miembro de carcasa frontal 610d y el miembro de carcasa trasero 610b forman una cubierta cerrada cuando están acoplados entre sí. En este caso, el panel conductor 610c proporciona la superficie expuesta y está dispuesto en el lado del miembro de carcasa frontal 610d alejado del miembro de carcasa trasero 610b. Asimismo, la cápsula 620 está dispuesta dentro de la cubierta cerrada y unida de manera hermética al miembro de cubierta frontal 610d. De manera adicional, la lámina 632 de barrera y el panel conductor 610c están formados de forma integrada, disponiéndose la abertura de rebosamiento 612 en el miembro de carcasa frontal 610d. Adicionalmente, un elemento debilitado, implementado opcionalmente como una ranura, puede proporcionarse en el panel conductor 610c. La lámina 632 de barrera puede rasgarse a lo largo de la ranura. De forma más particular, la fig. 15 muestra esquemáticamente la lámina 632 de barrera que aún no se ha abierto y la fig. 16 muestra esquemáticamente la lámina 632 de barrera que se ha abierto. En otras realizaciones, el elemento debilitado puede implementarse de otra manera. El elemento debilitado es capaz de soportar una presión máxima inferior a una presión máxima que el resto del panel conductor es capaz de soportar para permitir que la lámina 632 de barrera se abra en el elemento debilitado cuando se tira. Además, la protuberancia roscada 633 se proporciona en el lado del panel conductor 610c frente al miembro de carcasa frontal 610d y puede extenderse dentro de la cápsula 620 para acoplarse más fácilmente al tornillo de sujeción 631.

En el funcionamiento práctico, cuando el receptor 400 determina que el paciente necesita desfibrilación, la placa de electrodo 600 se infla. A medida que aumenta la presión del gas en la misma, la carcasa hermética 610 se expandirá gradualmente, ampliando de este modo la distancia entre el panel de desfibrilación 610a y el miembro de carcasa trasero 610b. Como resultado, el tornillo de sujeción 631 se somete a una fuerza de tracción y hace que la protuberancia roscada 633 tire de la lámina 632 de barrera. Cuando la fuerza de tracción aumenta hasta un nivel determinado, la lámina 632 de barrera se rasgará a lo largo de la ranura, abriendo de este modo la abertura de rebosamiento 612. Posteriormente, la pasta conductora S se exprime bajo la acción de la presión del gas y fluye a través de la abertura de rebosamiento 612 hacia un espacio entre el panel de desfibrilación 610a y la piel del paciente para efectuar un descenso de la impedancia.

Preferiblemente, el panel conductor 610 se implementa como una placa metálica, el miembro de carcasa frontal 610d como un componente de plástico y el miembro de carcasa trasero 610b como un componente de caucho. Como se muestra en la fig. 19, el panel conductor 610c puede estar provisto sobre el mismo de dos postes terminales 613, que están conectados mediante cables conductores externos al receptor 400 para permitir el suministro de una corriente eléctrica al panel conductor 610c. El panel conductor 610c puede estar pegado al miembro de carcasa frontal 610d.

Con referencia a la fig. 17, la abertura de rebosamiento 612 está provista en el miembro de carcasa frontal 610d para extenderse a través del mismo. El panel conductor 610c está unido al miembro de carcasa frontal 610d de tal manera que la lámina de barrera 623 cubra y cierre exactamente la abertura de rebosamiento 612. Sin desear quedar limitados, la abertura de rebosamiento 612 puede tener una forma oblonga. Con referencia a la fig. 20, preferiblemente se proporciona un receptáculo 614 de cápsula en el lado del miembro de carcasa frontal 610d alejado del panel conductor 610c. El receptáculo 614 de cápsula está dispuesto para rodear la abertura de rebosamiento 612 y tiene una forma que coincide con la de la cápsula 120. De esta forma, se puede obtener un área de unión adhesiva mayor, que garantiza una fijación segura de la cápsula 620. Con referencia a la fig. 18, la cápsula 620 está hecha del mismo material que se usa en la primera realización. Preferiblemente, la cápsula 620 está provista de corrugaciones anulares (no etiquetadas), lo que permite que la cápsula 620 se deforme en una cantidad mayor cuando se tira, evitando de este modo que se dañe.

Con referencia de nuevo a la fig. 17, el miembro de carcasa trasero 610b es un aislante hecho opcionalmente de un material metálico o no metálico que puede deformarse cuando se infla la almohadilla. El miembro de carcasa trasero 610b está hecho opcionalmente de caucho aislante, PVC o TPU, que es flexible y fácilmente deformable y puede mejorar la comodidad de uso. Además, para controlar una cantidad de deformación del miembro de carcasa trasero 610b, una superficie interior del miembro de carcasa trasero 610b está preferiblemente provista de una prominencia 615 que sobresale hacia el miembro de carcasa frontal 610d o corrugaciones anulares, o ambas.

Se prefiere que la carcasa hermética 610 incluya además una placa de fijación 640 dispuesta en el lado del miembro de carcasa trasero 610b alejado del miembro de carcasa frontal 610d. La placa de fijación 640 está configurada para fijar el miembro de carcasa trasero 610b al miembro de carcasa frontal 610d de modo que el miembro de carcasa frontal 610d y el miembro de carcasa trasero 610b se acoplen entre sí para formar una cubierta cerrada. En esta realización, la placa de fijación 640, el miembro de carcasa trasero 610b y el miembro de carcasa frontal 610d están sujetos entre sí con tornillos. Se prefiere que la carcasa hermética 610 incluya además una placa de refuerzo 650 dispuesta en el lado del miembro de carcasa trasero 610b alejado del miembro de carcasa frontal 610d. La placa de refuerzo 650 está configurada para acoplarse al miembro de carcasa trasero 610b para proporcionarle soporte. En esta realización, la placa de refuerzo 650 está provista en su interior de un orificio pasante. Asimismo, parte del tornillo de sujeción 631 se recibe en el orificio pasante de la placa de refuerzo 650, el resto pasa sucesivamente a través de un orificio pasante en el miembro de carcasa trasero 610b y la cápsula 620, después el resto se aprieta a rosca en la

protuberancia roscada 633. La superficie interior del miembro de carcasa trasero 610b puede estar provista además de un saliente implementado preferiblemente como una junta plana 660, que está configurada para comprimir y sujetar la cápsula 620 para evitar que se caiga. La placa de fijación 640, la placa de refuerzo 650 y la junta plana 660 pueden estar formadas de un material metálico o de un material no metálico, sin limitar en modo alguno la presente invención.

5 Debe entenderse que los elementos de esta realización que son iguales que los de la primera realización, tales como la entrada de cable, la entrada de inflado, la superficie expuesta y el número de cápsulas, no se describen de nuevo en detalle. Para obtener detalles sobre estos elementos, se puede hacer referencia a la descripción en relación con la primera realización.

10 En resumen, en la placa de electrodo y el dispositivo CDP de la presente invención, el componente de aplicación de fuerza extrae el componente de sellado de la abertura de rebosamiento y así lo separa del componente de sellado, bajo la acción de la expansión de la carcasa hermética, abriendo de este modo la abertura de rebosamiento y el orificio de salida de la cápsula. De esta forma, se consigue la aplicación automática de la pasta conductora, lo que facilita la protección oportuna del paciente. En comparación con romper la cápsula bajo la acción de una presión de gas suficientemente alta creada brutalmente por la explosión de un agente productor de gas, según la presente invención,  
15 al introducir un gas en la placa de electrodo a través de la entrada de inflado, se puede garantizar que el componente que aplica fuerza tira del componente de sellado para provocar su separación total o parcial de la abertura de rebosamiento bajo el efecto de una presión de inflado relativamente segura. Por lo tanto, la placa de electrodo y el dispositivo CDP de la presente invención proporcionan seguridad y fiabilidad particularmente altas. En particular, la placa de electrodo de la presente invención es suave y cómoda, proporcionando al paciente mayor comodidad de uso  
20 y cumplimiento. Adicionalmente, la placa de electrodo de la presente invención es un producto desechable, de bajo coste y económico. Aparte de estos, la placa de electrodo de la presente invención puede servir directamente como bolsa de aire, prescindiendo de la necesidad de un bolsa de aire independiente. Esto implica una estructura más sencilla y una mayor facilidad de operación. Además, en caso de utilizar varias cápsulas, se puede lograr una mayor cantidad de pasta conductora liberada, una mayor área recubierta y una mayor seguridad de desfibrilación. En particular, durante la liberación de la pasta conductora, ya que las cavidades de las cápsulas están aisladas del espacio interno hueco de la carcasa hermética, incluso cuando se abre cualquier abertura de rebosamiento, no se producirá ninguna caída de presión que pueda imposibilitar la apertura de las cápsulas restantes dentro de la carcasa hermética, lo que garantiza una liberación fiable de la pasta conductora.

25 Debe entenderse que las características de la presente invención se han descrito en las realizaciones preferidas anteriores para proporcionar una mejor comprensión de la invención a los expertos en la técnica. La presente invención se establece en las reivindicaciones a continuación:

30

**REIVINDICACIONES**

1. Una placa de electrodo (100, 600) para usar en desfibrilación cardíaca, comprendiendo la placa de electrodo (100, 600):

5 una carcasa hermética (110, 610) que tiene una entrada de inflado (111) y una abertura de rebosamiento (112, 612), la abertura de rebosamiento (112, 612) dispuesta en una superficie expuesta (113) de la carcasa hermética (110, 610), en donde la superficie expuesta (113) tiene conductividad eléctrica;

10 una cápsula (120, 620) dispuesta en la carcasa hermética (110, 610), definiendo la cápsula (120, 620) una cavidad (122) para el almacenamiento de una pasta conductora en su interior, definiendo la cavidad (122) un orificio de entrada (123) y un orificio de salida (124), la abertura de rebosamiento (112, 612) dispuesta en el orificio de salida (124), la cavidad (122) aislada de un espacio interno hueco de la carcasa hermética (110, 610); y

15 una estructura de sellado (130, 630) que comprende un componente de sellado y un componente de aplicación de fuerza, el componente de sellado dispuesto en la abertura de rebosamiento (112, 612), el componente de sellado configurado para cerrar la abertura de rebosamiento (112, 612) y el orificio de salida (124) cuando la carcasa hermética (110, 610) no está inflada, el componente de aplicación de fuerza dispuesto en la carcasa hermética (110, 610) y conectado al componente de sellado después de insertarse en la cápsula (120, 620) a través del orificio de entrada (123), el componente de aplicación de fuerza configurado para tirar del componente de sellado cuando la carcasa hermética (110, 610) se infla y expande, de modo que la abertura de rebosamiento (112, 612) y el orificio de salida (124) estén abiertos y comunicados entre sí.

20 2. La placa de electrodo (100, 600) según la reivindicación 1, en donde parte del componente de aplicación de fuerza está dispuesto fuera de la carcasa hermética (110, 610) y el resto del componente de aplicación de fuerza se inserta en la cápsula (120, 620) a través del orificio de entrada (123) y se conecta a rosca al componente de sellado.

3. La placa de electrodo (100, 600) según la reivindicación 2, en donde la abertura de rebosamiento (112, 612) es un agujero con rosca interna, el componente de sellado se inserta en el agujero con rosca interna y se conecta a rosca a la carcasa hermética (110, 610) de manera hermética.

25 4. La placa de electrodo (100, 600) según la reivindicación 3, en donde una pared interior de la carcasa hermética (110, 610) está provista de una protuberancia roscada (115) que proporciona el agujero con rosca interna, en donde la protuberancia roscada (115) se extiende a través del orificio de salida (124) hacia el interior de la cápsula (120, 620) y en donde la cápsula (120, 620) está conectada a la protuberancia roscada (115) de manera hermética.

30 5. La placa de electrodo (100, 600) según la reivindicación 2, en donde el componente de sellado comprende una lámina (632) de barrera y un miembro de conexión proporcionado en la lámina (632) de barrera, la lámina (632) de barrera proporcionada en la carcasa hermética (110, 610) para cubrir la abertura de rebosamiento (112, 612), en donde el resto del componente de aplicación de fuerza se inserta a través del orificio de entrada (123) en el interior de la cápsula (120, 620) y se conecta al miembro de conexión.

35 6. La placa de electrodo (100, 600) según la reivindicación 5, en donde el miembro de conexión es una protuberancia roscada (633) que se extiende a través del orificio de salida (124) hacia el interior de la cápsula (120, 620) y define un orificio roscado ciego, en donde el resto del componente de aplicación de fuerza se inserta a través del orificio de entrada (123) en el interior de la cápsula (120, 620) y se conecta a rosca a la protuberancia roscada (633) de manera hermética.

40 7. La placa de electrodo (100, 600) según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en donde la carcasa hermética (110, 610) comprende un panel de desfibrilación (110a, 610a) y un miembro de carcasa trasero (110b, 610b), que se acoplan entre sí para formar una cubierta cerrada, proporcionando el panel de desfibrilación (110a, 610a) la superficie expuesta (113), teniendo el panel de desfibrilación (110a, 610a) una resistencia del material que es mayor que la resistencia del material del miembro de carcasa trasero (110b, 610b), el miembro de carcasa trasero (110b, 610b) configurado para ser deformable como resultado de llenar de gas la carcasa hermética (110, 610) a través de la entrada de inflado (111).

45 8. La placa de electrodo (100, 600) según la reivindicación 7, en donde el panel de desfibrilación (110a, 610a) comprende un panel conductor (610c) y un miembro de carcasa frontal (610d), en donde tanto el miembro de carcasa frontal (610d) como el miembro de carcasa trasero (110b, 610b) son aislantes y el panel conductor (610c) es un conductor, en donde el miembro de carcasa frontal (610d) y el miembro de carcasa trasero (110b, 610b) se acoplan entre sí para formar la cubierta cerrada, en donde el panel conductor (610c) proporciona la superficie expuesta (113) y está dispuesto en el lado del miembro de carcasa frontal (610d) alejado del miembro de carcasa trasero (110b, 610b), en donde la cápsula (120, 620) está dispuesta dentro de la cubierta cerrada y está dispuesta sobre el miembro de carcasa frontal (610d), y en donde la resistencia del material del miembro de carcasa frontal (610d) es mayor que la resistencia del material del miembro de carcasa trasero (110b, 610b).

55

9. La placa de electrodo (100, 600) según la reivindicación 8, en donde la abertura de rebosamiento (112, 612) está dispuesta en el miembro de carcasa frontal (610d), el componente de sellado está dispuesto en el panel conductor (610c) para cubrir la abertura de rebosamiento (112, 612).
- 5 10. La placa de electrodo (100, 600) según la reivindicación 7, en donde una superficie interior del miembro de carcasa trasero (110b, 610b) está provista de una prominencia (615) que sobresale hacia el panel de desfibrilación (110a, 610a) y/o corrugaciones anulares.
11. La placa de electrodo (100, 600) según la reivindicación 7, en donde una superficie interior del miembro de carcasa trasero (110b, 610b) está provista de un saliente configurado para que la cápsula (120, 620) se apoye contra él.
- 10 12. La placa de electrodo (100, 600) según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en donde la cápsula (120, 620) comprende un cuerpo (121) que define la cavidad (122) y un collar (125) que se extiende hacia fuera desde el cuerpo (121), definiendo el collar (125) un canal hueco que actúa como orificio de salida (124), el collar (125) provisto de una base de apoyo (126) que se extiende hacia fuera, se extiende alrededor de un eje del collar (125) y está dispuesta en una pared interior de la carcasa hermética (110, 610), fijando de este modo la cápsula (120, 620).
- 15 13. La placa de electrodo (100, 600) según la reivindicación 1, en donde el componente de sellado y la abertura de rebosamiento (112, 612) están configurados de modo que cuando una fuerza de tracción que actúa sobre el componente de sellado aumenta hasta un valor predeterminado, el componente de sellado puede separarse de la abertura de rebosamiento (112, 612), lo que permite que la pasta conductora almacenada en la cavidad (122) salga del orificio de salida (124) y atraviese la abertura de rebosamiento (112, 612) hacia la superficie expuesta (113).
- 20 14. Un dispositivo de desfibrilación portátil, que comprende un chaleco (200) y, dispuesto en el chaleco (200), un electrodo sensor (300), un receptor (400) y una bolsa de aire (500), comprendiendo además el dispositivo de desfibrilación portátil la placa de electrodo (100, 600) como se ha definido en una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 13, que está provista en el chaleco (200).
15. El dispositivo de desfibrilación portátil según la reivindicación 14, en donde la placa de electrodo (100, 600) está configurada como la bolsa de aire (500).

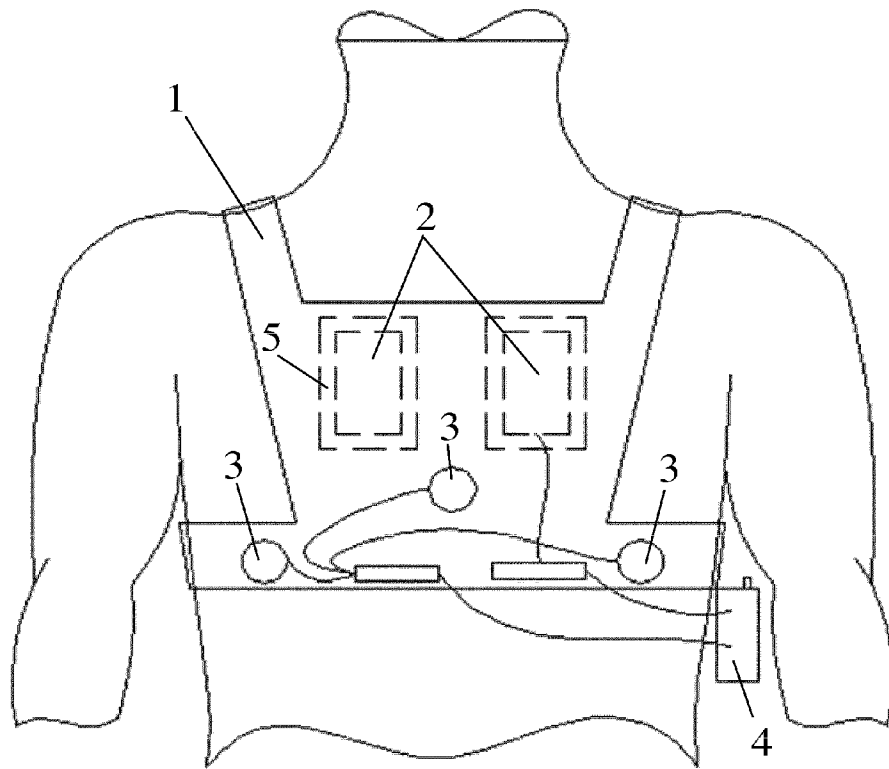


Fig. 1

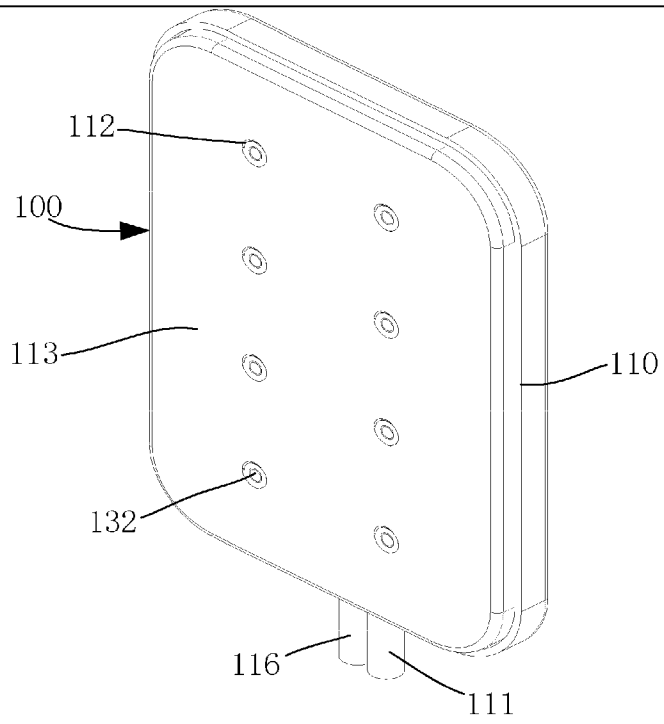


Fig. 2

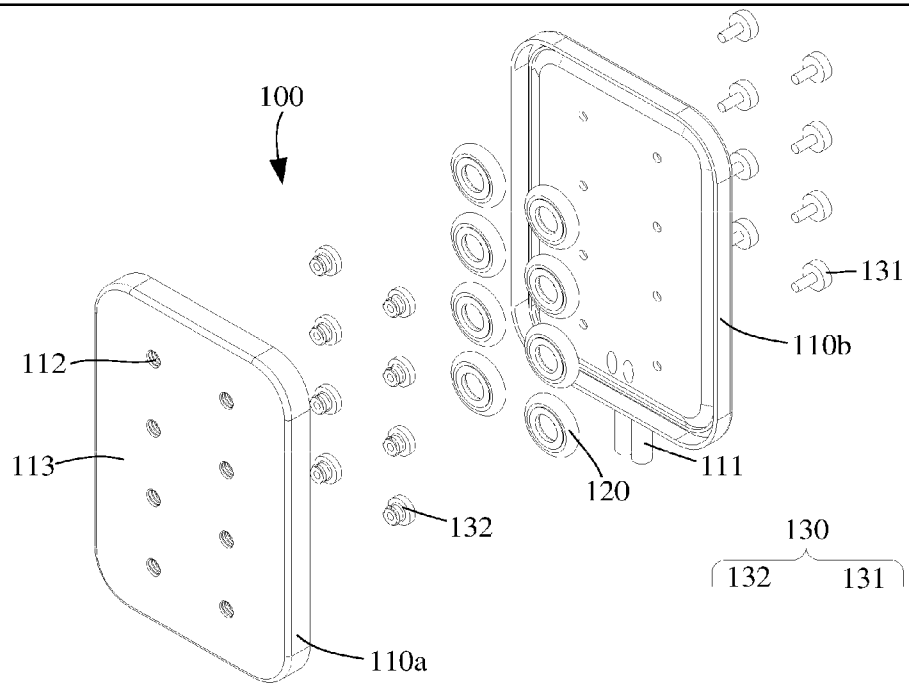


Fig. 3

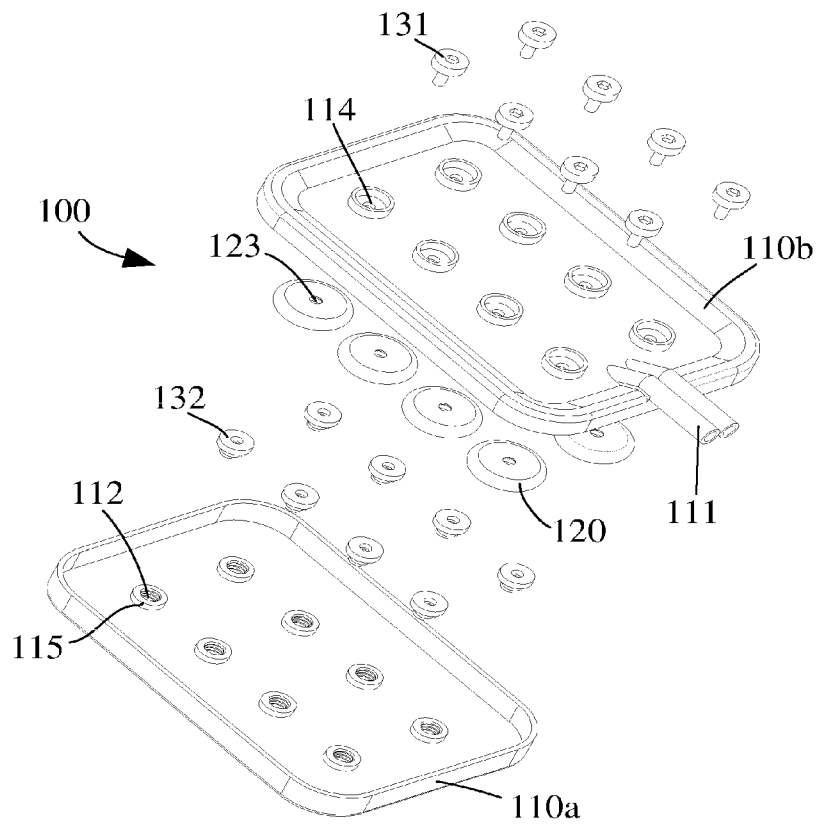


Fig. 4

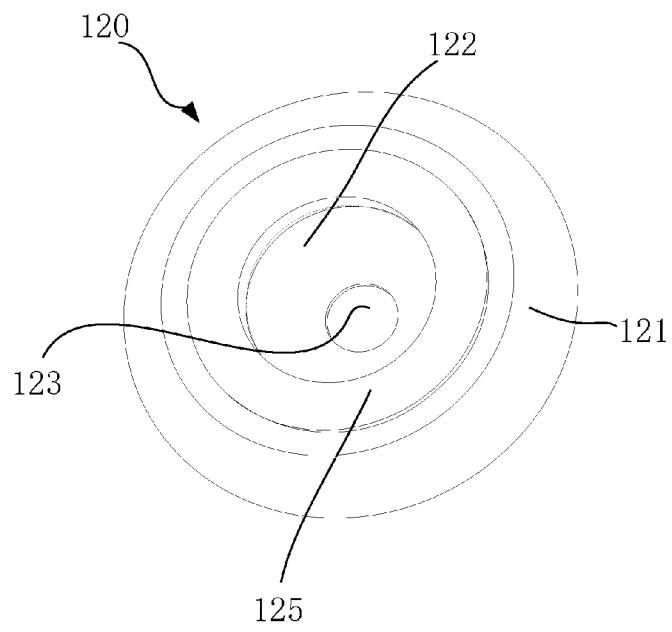


Fig. 5

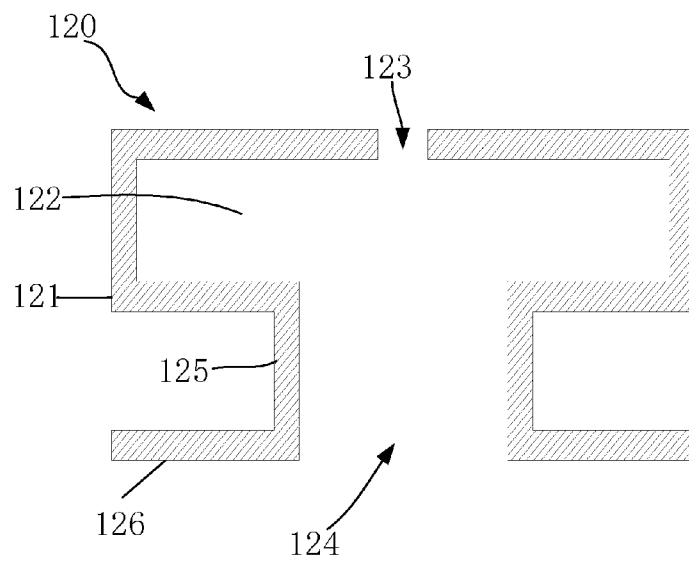


Fig. 6

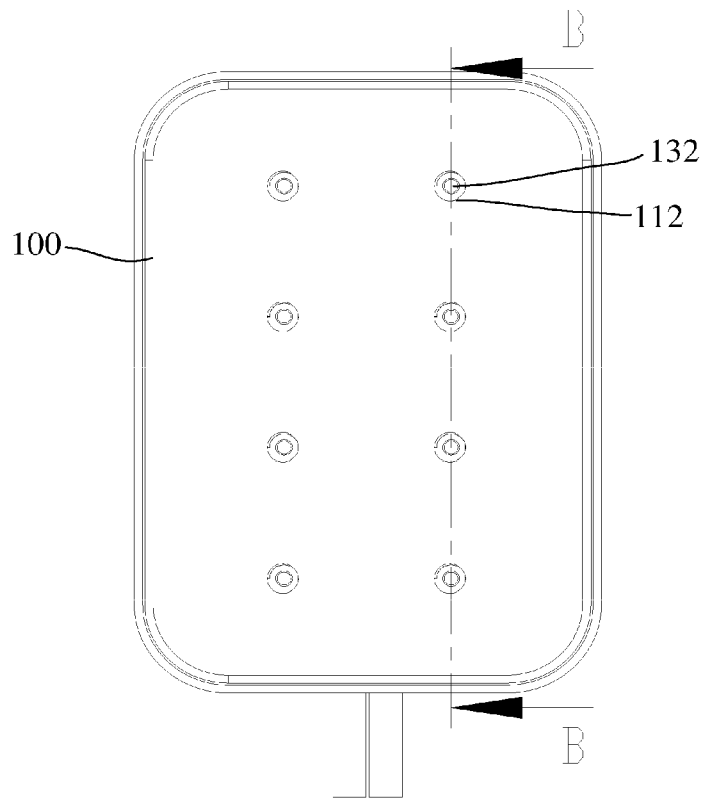


Fig. 7

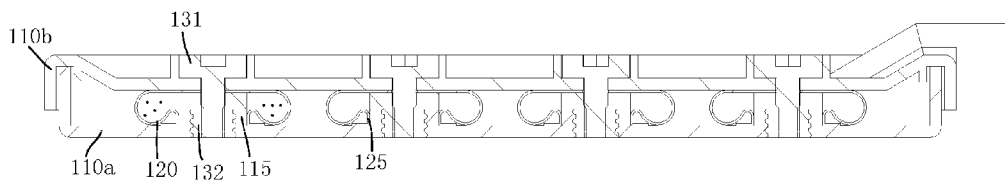


Fig. 8

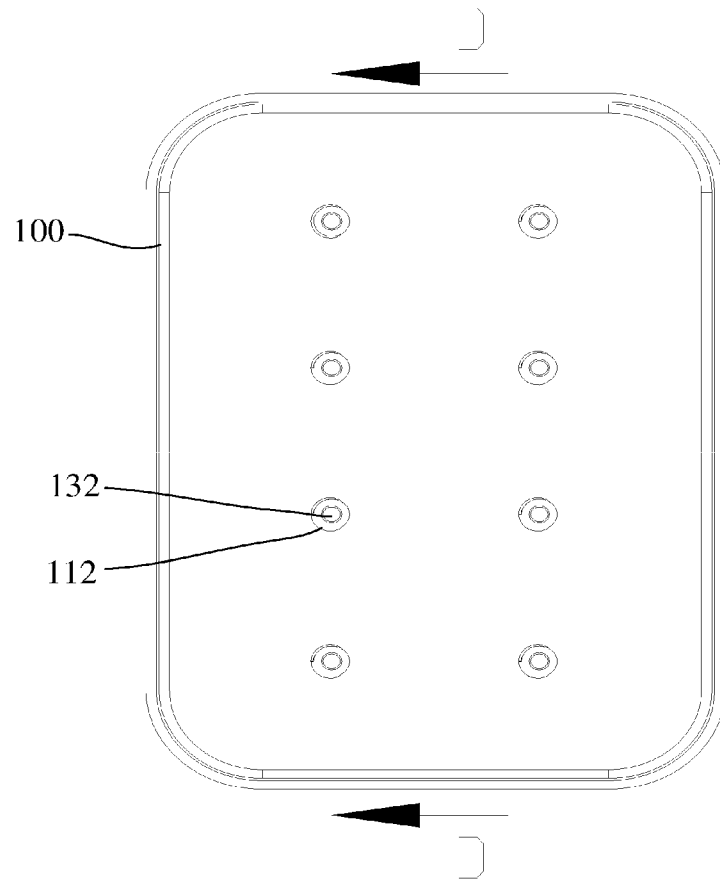


Fig. 9

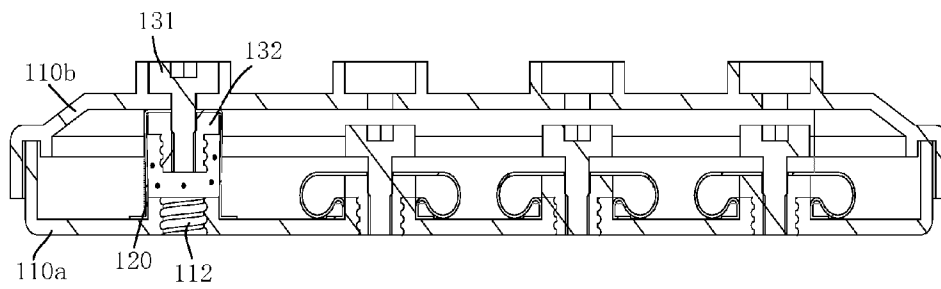


Fig. 10

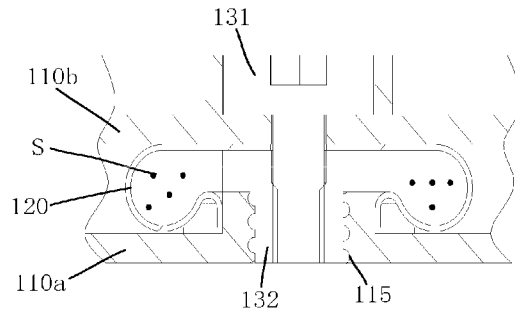


Fig. 11

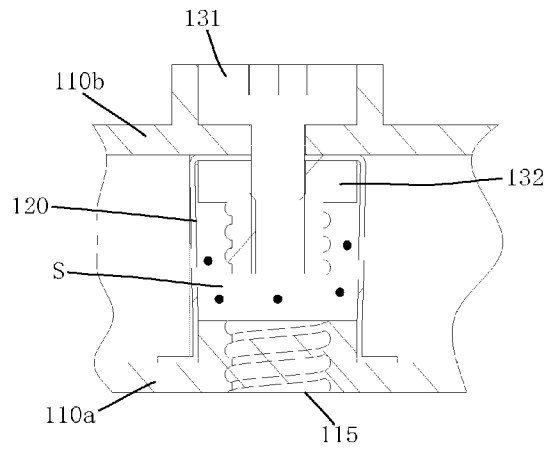


Fig. 12

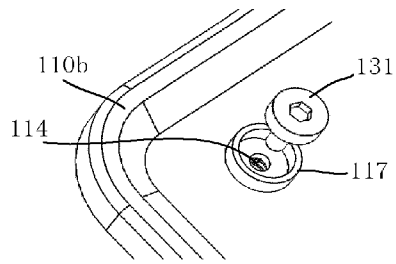


Fig. 13

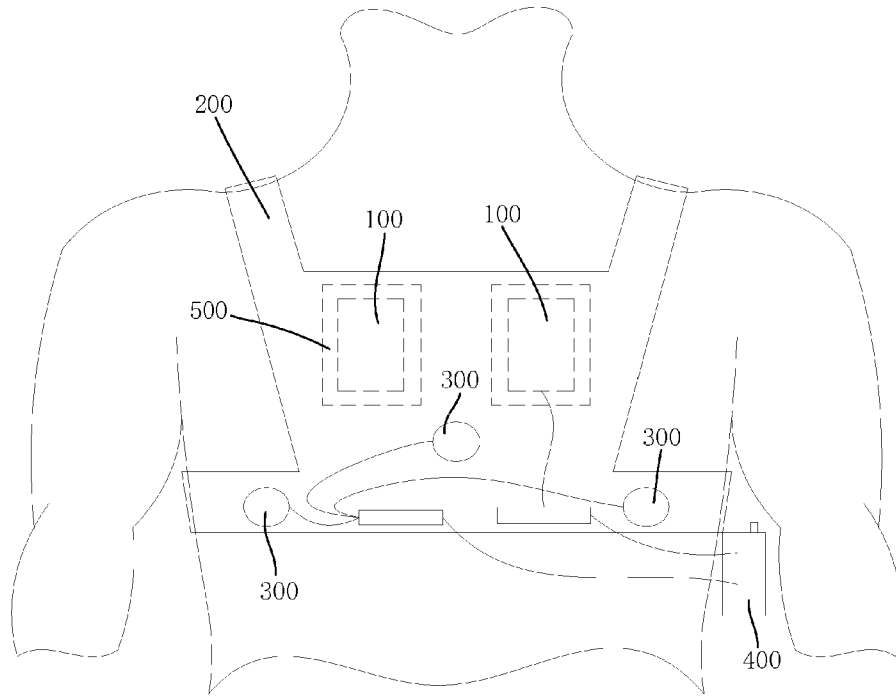


Fig. 14

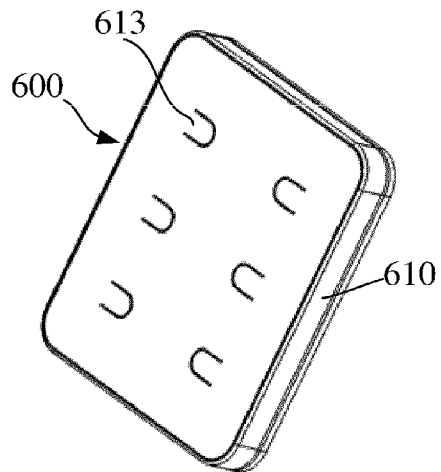


Fig. 15

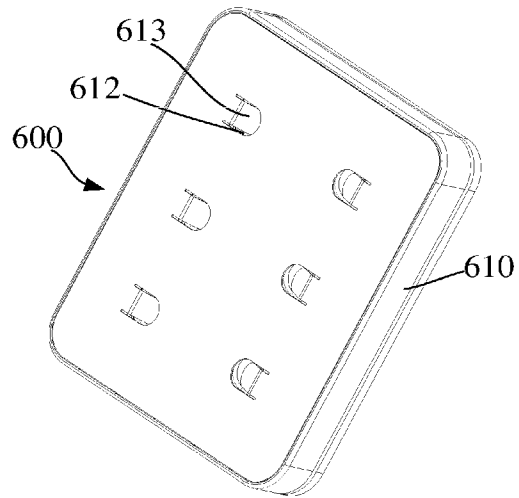


Fig. 16

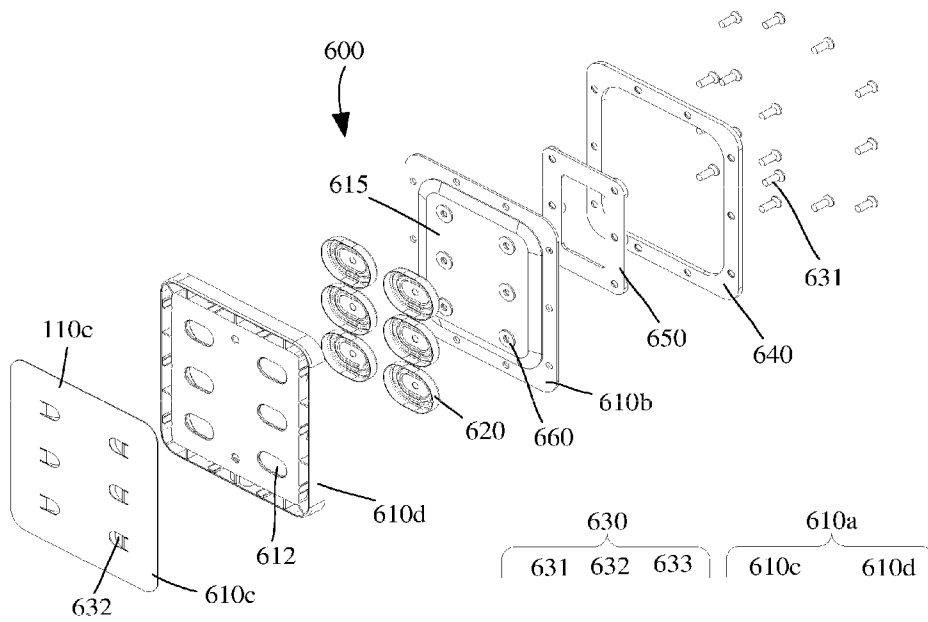


Fig. 17

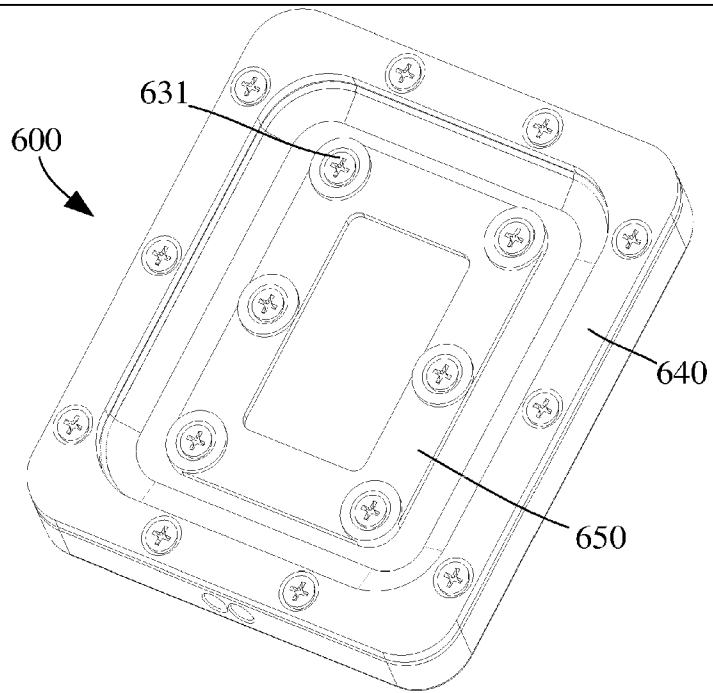


Fig. 18

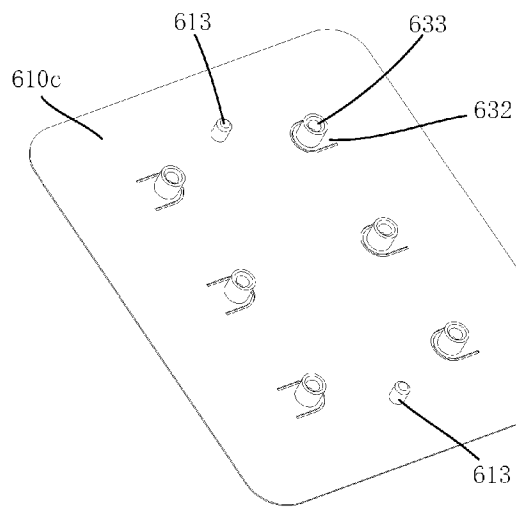


Fig. 19

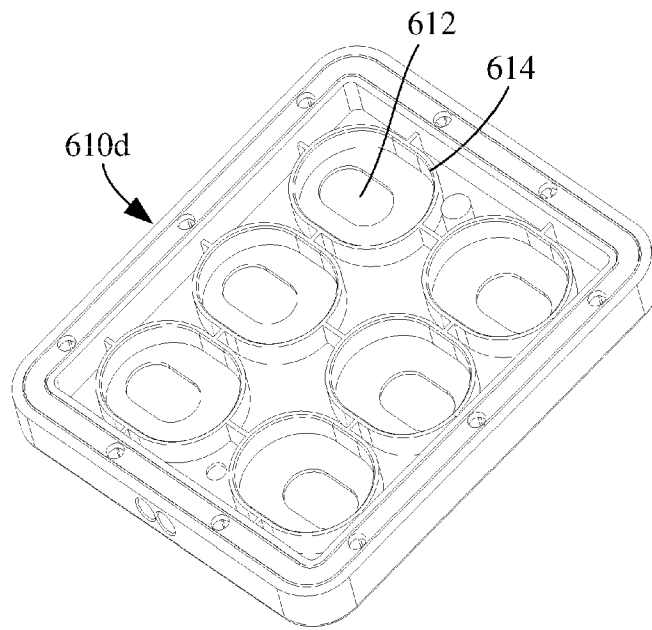


Fig. 20