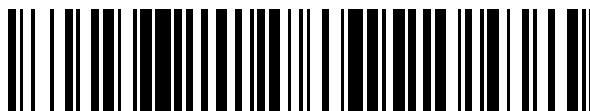


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 921 330**

51 Int. Cl.:

A61N 1/04 (2006.01)

A61N 1/36 (2006.01)

A61N 1/39 (2006.01)

A61N 1/362 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **24.02.2015** **E 20184182 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **04.05.2022** **EP 3741424**

54 Título: **Desfibrilador externo**

30 Prioridad:

24.02.2014 US 201461944008 P

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

23.08.2022

73 Titular/es:

ELEMENT SCIENCE, INC. (100.0%)
200 Kansas Street, Suite 210
San Francisco, CA 94103, US

72 Inventor/es:

KUMAR, UDAY, N.;
MALCHANO, ZACHARY, J.;
DINGER, MAARTEN;
BAHNEY, TIMOTHY y
GARCIA, FRANK

74 Agente/Representante:

PONS ARIÑO, Ángel

ES 2 921 330 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

Desfibrilador externo

5 Campo

La presente divulgación se refiere, en general, a desfibriladores externos. En particular, la divulgación se refiere a desfibriladores externos automáticos que un/a paciente puede usar de forma continua y cómoda durante un periodo prolongado de tiempo.

10 Antecedentes

En los Estados Unidos, más de 800.000 personas sufren cada año un ataque cardíaco o infarto de miocardio (IM). Tras un IM, un/a paciente presenta un mayor riesgo de experimentar ritmos cardíacos anormales potencialmente mortales, o arritmias. Este aumento del riesgo está causado por numerosas anomalías estructurales y eléctricas en el corazón que acaba de sufrir daños. Sin embargo, para la mayoría de los/las pacientes, este aumento del riesgo es temporal. Una vez que los/las pacientes han sido tratados con diversos procedimientos y medicamentos para ayudar a curar su corazón, el riesgo de sufrir una arritmia potencialmente mortal generalmente disminuye al nivel previo al IM. Esta disminución del riesgo generalmente se produce tras días o semanas después de que se haya producido el IM.

Además de dicho escenario posterior a un IM, existen otras situaciones en las que aumenta temporalmente el riesgo de arritmia en un/a paciente, por ejemplo después de ciertos tipos de cirugía cardíaca o al empezar a tomar ciertos medicamentos con propiedades proarrítmicas. En el caso de pacientes de los/las cuales se sabe que presentan riesgo de arritmia y que llevan puesto un desfibrilador ICD o S-ICD, en caso de tener que retirar el ICD/S-ICD durante un corto periodo de tiempo, debido a una infección o al mal funcionamiento, el/la paciente quedará vulnerable. En el caso de otros tipos de paciente, por ejemplo aquellos/as con una afección conocida como insuficiencia cardíaca (de nuevo diagnóstico o exacerbación aguda) o cardiomiopatía, ciertos medicamentos y/o procedimientos pueden conducir a una mejora en la función del corazón y a reducir la susceptibilidad de un/a paciente a una arritmia, de tal manera que no sea necesario un dispositivo implantado de forma permanente, tal como un ICD o S-ICD. Sin embargo, durante el tiempo de tratamiento para la recuperación de la función cardíaca, o cuando el/la paciente está recibiendo tratamiento, dichos/as pacientes todavía presentan un riesgo de arritmia mortal.

En los Estados Unidos, más de 750.000 pacientes corren el riesgo de una muerte súbita cardíaca (MSC) cada año. Según las tasas de sucesos de hasta el 4 % en los subgrupos de mayor riesgo de las poblaciones, obtener tratamientos mejorados podría salvar hasta 30.000 vidas al año en los Estados Unidos. Existe una incidencia mundial de la MSC de aproximadamente 3,7 millones debido a arritmias ventriculares, con una tasa de supervivencia inferior al 1 %. También se necesitan métodos y dispositivos mejorados para tratar a los/las pacientes con riesgo de MSC. Los dispositivos y métodos dados a conocer en el presente documento pueden usarse para pacientes con un riesgo temporalmente mayor de MSC, o con un riesgo crónico de MSC. Las condiciones clínicas en las que el riesgo temporal de que un/a paciente experimente una arritmia o MSC mortal son elevados incluyen, sin limitación: pacientes a los que se ha instalado un ICD o S-ICD (debido a una infección o a una falla mecánica, por ejemplo), pacientes con apnea del sueño cuando ésta es grave, pacientes con ciertos síndromes de arritmia, pacientes pediátricos con cardiopatías estructurales, ciertos pacientes con una cardiopatía valvular significativa, pacientes embarazadas o recientemente embarazadas que desarrollen una cardiomiopatía relacionada con el embarazo, y pacientes con enfermedad renal terminal o sometidos a diálisis. Algunos ejemplos adicionales de afecciones que pueden causar MSC, aumentar la probabilidad de que se produzca o hacer que un/a paciente sea propenso a la misma incluyen: después de una cirugía cardíaca, una nueva cardiomiopatía, después de un ataque cardíaco, una nueva insuficiencia cardíaca y la exacerbación de la insuficiencia cardíaca. La Fig. 1 ilustra estadísticas y factores que elevan el riesgo de MSC.

Varios estudios de esta población de pacientes han demostrado que ciertos medicamentos, especialmente aquellos con propiedades antiarrítmicas, no reducen bien dicho riesgo de arritmia temporalmente aumentado. Los desfibriladores cardioversores implantables (ICD, por sus siglas en inglés) y los ICD subcutáneos (S-ICD, por sus siglas en inglés), que pueden monitorear continuamente al/la paciente para detectar una arritmia y restablecer efectivamente el ritmo cardíaco, cuando se produzca una arritmia, conllevan riesgos significativos durante su implantación, por lo que su beneficio general durante este breve periodo de riesgo aumentado es limitado. El hecho de implantar dispositivos ICD y S-ICD en muchos/as pacientes cuyo riesgo de arritmia regresaría a la normalidad con el tiempo también presenta importantes consecuencias no deseadas para la salud, la economía y la sociedad. La FIG. 2 incluye ilustraciones de ejemplos de un S-ICD 104 y un ICD 106.

En lugares altamente poblados, tales como aeropuertos, se almacenan desfibriladores externos automáticos (DEA) en paredes alejadas de los/las pacientes, y no monitorean a posibles pacientes para poder detectar posibles arritmias. Solo son útiles si el DEA está presente cuando el/la paciente lo necesita, y si otras personas capaces de usarlo están presentes en el momento en que se produce una arritmia, son capaces de comprender que un/a

paciente necesita desfibrilación y pueden aplicarle al/la paciente los electrodos sensores y desfibrilación. En la FIG. 2 se ilustra un ejemplo de un DEA 102. En los documentos US 5.741.306; US 6.065.154; US 6.280.461; US 6.681.003 y US 2003/0095648 se describen desfibriladores externos portátiles y desfibriladores cardioversores externos. En la actualidad se comercializa un producto similar, como el desfibrilador cardioversor portátil (WCD) Zoll Lifecor LifeVest®. La FIG. 2 ilustra un ejemplo de un WCD 100. Los desfibriladores cardioversores portátiles pueden monitorear las arritmias de un/a paciente mientras se llevan puestos sin la necesidad de una cirugía de implantación, y pueden retirarse cuando ya no es necesaria dicha monitorización (y una posible cardioversión o un posible choque de desfibrilación).

Un inconveniente de los desfibriladores portátiles actualmente disponibles (tal como el producto LifeVest) es la posible falta de cumplimiento por parte del/la paciente. Debido al tamaño, la forma y el peso de estos dispositivos portátiles, los/las pacientes son reacios a usarlos debido a la incomodidad, a su volumen debajo de la ropa o a las limitaciones de los propios dispositivos. En particular, tales dispositivos no pueden llevarse puestos en la ducha o en la bañera, y a menudo resulta difícil dormir con los mismos, si no imposible. Por lo tanto, el dispositivo no es útil para proporcionar tratamiento al/la paciente mientras duerme o se ducha. Los/las pacientes también se quejan de que el dispositivo LifeVest es demasiado grande e incómodo. Muchos/as pacientes también sufren de una mayor ansiedad debido a las múltiples alarmas y notificaciones del LifeVest. El aumento de la ansiedad aumenta adicionalmente los casos de incumplimiento. Debido al volumen de estos dispositivos, a algunos/as pacientes no les gusta llevar puestos estos dispositivos portátiles en lugares públicos, ya que atrae una atención innecesaria hacia ellos/as, lo que puede resultar incómodo o vergonzoso. Esto puede afectar su bienestar y puede hacer que eviten llevar a cabo sus actividades rutinarias normales. Todos estos factores aumentan el incumplimiento por parte del/la paciente y previenen el tratamiento de una arritmia tratable. En un estudio, un 60 % de los/las usuarios/as del LifeVest no se salvaron debido al incumplimiento (Tanawuttiwat T, et al., *PACE Online* 12.3.2013). El dispositivo también puede quitarse fácilmente, lo que evita que el chaleco proporcione tratamiento al/la paciente cuando no lo está usando.

Otro inconveniente es que es posible colocarse incorrectamente un chaleco portátil, tal como el LifeVest, de modo que el chaleco no detectará correctamente en el/la paciente una arritmia. Colocarse incorrectamente el chaleco también puede evitar que el chaleco emita una descarga de desfibrilación al/la paciente. El diseño del chaleco también puede resultar en un aumento de los falsos positivos de arritmias medidas por el mismo. El chaleco también presenta un diseño de electrodos complicado. Debido a que el chaleco se coloca y se quita varias veces al día, no se aplica gel entre los electrodos de desfibrilación y la piel del/la paciente, a menos que se requiera una descarga. Cuando se coloca el chaleco de manera incorrecta, el mecanismo de liberación de gel puede fallar o puede no funcionar.

Por lo tanto, lo que se necesita es un dispositivo temporal no invasivo que pueda monitorear de manera continua el ritmo cardíaco del/la paciente, para detectar arritmias; que pueda registrar y almacenar todos los ritmos detectados para futuras evaluaciones, si fuera necesario; que pueda desfibrilar de forma automática y fiable el corazón si se detecta una arritmia; que pueda usarse durante un corto periodo de tiempo (de días a semanas, posiblemente meses) cuando exista el riesgo temporal de una arritmia; que no sea invasivo en absoluto y que sea reversible, y que no cause daños corporales significativos o potencialmente permanentes debido a su uso; y/o, lo que es más importante, que sea discreto y resistente al agua y solo requiera un mantenimiento o cuidado mínimos, para que los/las pacientes puedan integrarlo sin problemas en sus vidas de tal manera que estén protegidos frente a arritmias potencialmente mortales durante todo este periodo de tiempo, y que puedan llevar a cabo sus rutinas diarias normales sin impedimentos para su bienestar físico o mental. Si durante este tiempo resulta necesario que el dispositivo desfibrile a un/a paciente, este/a paciente puede ser remitido para su evaluación, para determinar si necesita un ICD o S-ICD permanente, si correspondiera. Si no ocurre nada y después de este periodo temporal el/la paciente no presenta factores de riesgo proarrítmicos persistentes, puede retirarse el dispositivo y puede evitarse la implantación de un dispositivo permanente. De esta manera, un dispositivo de desfibrilación cardíaca funcional y fácil de usar, para proteger a pacientes durante un periodo de riesgo de arritmia temporalmente aumentado, también podría identificar de manera más eficiente a pacientes que se beneficiarían de dispositivos implantados de manera más permanente, y aquellos que no se beneficiarían de los mismos.

También existe la necesidad de tratar de manera exitosa y rentable los periodos temporales de riesgo elevado de muerte súbita cardíaca, al tiempo que se brinda una experiencia excepcional para el/la paciente. También existe la necesidad de mejorar el tratamiento para los/las pacientes que precisen de un ICD pero que no vayan a recibir uno en ese momento, para los/las pacientes que en principio no precisaran un ICD pero en los que se observe un riesgo elevado de MSC, y para los/las pacientes que morirían de MSC sin un desfibrilador portátil.

Las patentes de Estados Unidos 8024037 y 8.364.260 dan a conocer desfibriladores externos portátiles. Resulta deseable que los desfibriladores externos portátiles tengan adhesivos mejorados, de cara a llevarlos puestos durante largos periodos, electrodos mejorados de cara a llevarlos puestos durante largos periodos, una mejor distribución del peso de los componentes eléctricos, un tamaño mejorado y reducido, y una mayor comodidad para aumentar el cumplimiento por parte del/la paciente.

El Zio® Patch de iRhythm® está diseñado para registrar los latidos del corazón durante hasta 14 días. El Zio Patch tiene un perfil relativamente pequeño y es liviano, porque no tiene que contener los electrodos para administrar un

choque de desfibrilación o soportar los componentes electrónicos necesarios para administrar un choque de desfibrilación.

Existen muchos desafíos a la hora de desarrollar adhesivos y electrodos biocompatibles a llevar puestos durante largos periodos. Es difícil diseñar adhesivos que puedan llevarse puestos más de 10 días. El desprendimiento de la piel se produce de manera natural a lo largo del tiempo, generalmente del orden de unos 10 a 30 días, variando en función de la edad del/la paciente. El desprendimiento natural de las células de la piel también presenta desafíos técnicos, que deben resolverse mediante el diseño del material adhesivo y el diseño de los electrodos. Los adhesivos y electrodos también suelen causar irritación y enrojecimiento de la piel durante el uso a largo plazo. También resulta deseable desarrollar un diseño mejorado de adhesivos y electrodos que puedan usarse para fijar cómodamente el desfibrilador portátil al/la paciente para un uso prolongado. Resulta complicado desarrollar un dispositivo que también sea lo suficientemente pequeño como para permitir una distribución del peso, mientras esté adherido a los/las pacientes, de modo que el dispositivo pueda llevarse puesto de manera constante a largo plazo. Además, resulta deseable desarrollar un dispositivo lo suficientemente pequeño como para poder ocultarlo, de modo que su uso en público no llame la atención, o que pueda ocultarse fácilmente bajo ropa corriente. A partir del documento US2011288606A1 se conoce un desfibrilador externo portátil de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 1.

Sumario de la divulgación

La invención se define en la reivindicación 1. Cualquier método divulgado a partir de aquí no forma parte del alcance de la invención.

En el presente documento se dan a conocer desfibriladores portátiles mejorados que un/a paciente puede llevar puestos cómodamente durante todo el día. Los desfibriladores portátiles pueden usarse durante la ducha, mientras se duerme, y durante actividades normales. Los adhesivos y electrodos están diseñados para un uso prolongado, y están listos para administrar una cantidad efectiva de energía de desfibrilación.

En general, en una realización, un desfibrilador externo portátil incluye uno o más electrodos sensores configurados para su acoplamiento con la piel de un/a paciente, para detectar una señal cardiaca, una almohadilla de electrodo de desfibrilación configurada para su acoplamiento con la piel del/la paciente y para administrar una terapia eléctrica al/la paciente, estando configurada la almohadilla de electrodo de desfibrilación para estar en comunicación eléctrica continua con la piel del/la paciente, un sustrato de acoplamiento con el/la paciente que comprende un adhesivo, el uno o más electrodos sensores, la almohadilla de electrodo de desfibrilación y un elemento de transporte de fluido, configurado para transportar el fluido en sentido opuesto a la piel para permitir llevar puesto de manera continua el desfibrilador externo portátil durante las actividades en movimiento y en la ducha, una fuente de energía; y un controlador configurado para detectar la señal cardiaca con los electrodos sensores y para administrar al/la paciente un choque terapéutico, a través de la almohadilla de desfibrilación, mientras el sustrato de acoplamiento con el/la paciente está en acoplamiento con el/la mismo/a.

En general, en una realización, un desfibrilador externo portátil incluye uno o más electrodos sensores configurados para acoplarse a la piel de un/a paciente, para detectar una señal cardiaca; una almohadilla de electrodo de desfibrilación, configurada para acoplarse a la piel del/la paciente y para administrar una terapia eléctrica al/la paciente, estando configurada la almohadilla de electrodo de desfibrilación para estar en comunicación eléctrica continua con la piel del/la paciente; un sustrato de acoplamiento con el/la paciente que comprende uno o más electrodos sensores, la almohadilla de electrodo de desfibrilación y un elemento elástico, configurado para ajustarse y estirarse con la piel del/la paciente, para permitir que el desfibrilador externo portátil pueda llevarse puesto de manera continua durante las actividades en movimiento y en la ducha, una fuente de energía eléctrica, y un controlador configurado para detectar la señal cardiaca con los electrodos sensores y para administrar al/la paciente un choque terapéutico, a través de la almohadilla de desfibrilación, mientras el sustrato de acoplamiento con el/la paciente está en acoplamiento con el/la mismo/a.

Esta y otras realizaciones pueden incluir una o más de las siguientes características. El desfibrilador externo portátil puede incluir adicionalmente un segundo sustrato de acoplamiento con el/la paciente, que incluye una segunda almohadilla de electrodo de desfibrilación, un segundo adhesivo y una segunda pluralidad de electrodos sensores, pudiendo configurarse la segunda almohadilla de electrodo de desfibrilación para acoplarse a la piel del/la paciente y para suministrar una terapia eléctrica al/la mismo/a, pudiendo configurarse la segunda almohadilla de electrodo de desfibrilación para que esté en comunicación eléctrica continua con la piel del/la paciente, estando el segundo electrodo de desfibrilación en comunicación eléctrica con la fuente de energía eléctrica. El desfibrilador portátil puede incluir adicionalmente una batería, uno o más condensadores, en donde el controlador puede configurarse para cargar el uno o más condensadores con la batería y para descargar el uno o más condensadores, a través de la almohadilla de electrodo de desfibrilación y la segunda almohadilla de electrodo de desfibrilación, en donde la fuente de energía eléctrica puede incluir el uno o más condensadores. La batería, uno o más condensadores y el controlador pueden estar albergados en una carcasa, conectada al sustrato de acoplamiento con el/la paciente. La batería, uno o más condensadores y el controlador pueden estar albergados en dos o más carcasas separadas, conectadas al sustrato de acoplamiento con el/la paciente. La carcasa puede configurarse para permitir que el vapor

de agua pase desde una superficie interior de la carcasa, a través de la carcasa, hasta una superficie exterior. La superficie interior de la carcasa puede ser permeable al vapor de agua, de manera que el vapor de agua pueda pasar desde la superficie interior a la superficie exterior con una tasa media de transmisión de humedad superior a 250 g/m² por día, basándose en un área de superficie del sustrato de acoplamiento con el/la paciente. La carcasa puede ser permeable al aire. La superficie exterior de la carcasa puede ser hidrófoba. La superficie exterior de la carcasa puede ser resistente al agua. El desfibrilador portátil puede incluir adicionalmente una capa de transporte de fluido, dentro de la carcasa, en comunicación fluida con el sustrato de acoplamiento con el/la paciente, pudiendo configurarse la capa de transporte de fluido para mejorar el flujo de fluido a través del sustrato de acoplamiento con el/la paciente. La capa de transporte de fluido puede tener una capacidad de absorción superior a aproximadamente el 500 %. El elemento de transporte de fluido puede incluir el adhesivo y la capa de transporte de fluido. La capa de transporte de fluido puede configurarse para transportar fluido a través de un área de superficie dominante de la capa de transporte de fluido. El desfibrilador portátil puede incluir adicionalmente un material absorbente dentro de la carcasa. El elemento de transporte puede incluir el material absorbente. El elemento de transporte puede incluir la carcasa. El desfibrilador portátil puede incluir adicionalmente una o más carcassas impermeables, que rodeen el uno o más condensadores, la batería y el controlador. El desfibrilador portátil puede incluir adicionalmente una capa de soporte configurada para acoplarse al controlador, uno o más condensadores y la batería, y soportar los mismos. Una relación de un peso combinado del uno o más condensadores, la batería y el controlador con respecto al área de superficie del sustrato de acoplamiento con el/la paciente puede ser inferior a aproximadamente 2 g/cm². La batería, uno o más condensadores y el controlador pueden estar albergados en una carcasa separada del sustrato de acoplamiento con el/la paciente y el segundo sustrato de acoplamiento con el/la paciente. La superficie de acoplamiento con el/la paciente puede tener una tasa media de transmisión de humedad de más de aproximadamente 10 g/m² por día, en función de un área de superficie del sustrato de acoplamiento con el/la paciente. La superficie de acoplamiento con el/la paciente puede tener una tasa media de transmisión de humedad de más de aproximadamente 50 g/m² por día, en función de un área de superficie del sustrato de acoplamiento con el/la paciente. La superficie de acoplamiento con el/la paciente puede tener una tasa media de transmisión de humedad de más de aproximadamente 100 g/m² por día, en función de un área de superficie del sustrato de acoplamiento con el/la paciente. La superficie de acoplamiento con el/la paciente puede tener una tasa media de transmisión de humedad de más de aproximadamente 150 g/m² por día, en función de un área de superficie del sustrato de acoplamiento con el/la paciente. La superficie de acoplamiento con el/la paciente puede tener una tasa media de transmisión de humedad de más de aproximadamente 200 g/m² por día, en función de un área de superficie del sustrato de acoplamiento con el/la paciente. La superficie de acoplamiento con el/la paciente puede tener una tasa media de transmisión de humedad de más de aproximadamente 250 g/m² por día, en función de un área de superficie del sustrato de acoplamiento con el/la paciente. El elemento elástico puede tener un módulo de elasticidad promedio de entre aproximadamente 0,40 MPa y aproximadamente 0,9 MPa. El sustrato de acoplamiento con el/la paciente puede tener un módulo de elasticidad promedio de entre aproximadamente 0,40 MPa y aproximadamente 0,9 MPa. El sustrato de acoplamiento con el/la paciente puede tener un módulo de elasticidad promedio de más de aproximadamente 0,40 MPa. El sustrato de acoplamiento con el/la paciente puede tener un módulo de elasticidad promedio de menos de aproximadamente 5,0 MPa. El sustrato de acoplamiento con el/la paciente puede tener un módulo de elasticidad promedio de menos de aproximadamente 2,0 MPa. El uno o más condensadores pueden tener una capacitancia nominal total de más de aproximadamente 50 µF. El uno o más condensadores pueden tener un voltaje total superior a aproximadamente 100 V. El desfibrilador portátil puede incluir adicionalmente un puente flexible que conecte el primer y segundo sustratos de acoplamiento con el paciente. El puente flexible puede incluir un conductor eléctrico, configurado para proporcionar comunicación eléctrica entre el electrodo de la segunda almohadilla de desfibrilación y la segunda pluralidad de electrodos sensores de ECG con uno o más del controlador y uno o más condensadores. El adhesivo puede incluir un contorno adhesivo a lo largo de un perímetro del primer sustrato de acoplamiento con el/la paciente, configurado para adherirse al desfibrilador portátil y a la piel del/la paciente, en donde el desfibrilador portátil puede tener un perfil en sección transversal inclinado, a lo largo del contorno adhesivo desde un lado del contorno adhesivo hacia el centro del desfibrilador portátil, hasta un borde exterior del contorno adhesivo. El desfibrilador portátil puede incluir adicionalmente un módulo de comunicación de datos inalámbrico dentro de la carcasa. El desfibrilador portátil puede incluir adicionalmente uno o más sensores dentro de la carcasa. Los sensores pueden incluir uno o más de: un sensor GPS, un acelerómetro, un micrófono y un giroscopio. El desfibrilador portátil puede tener una tasa de transporte de humedad superior a aproximadamente 250 g/m² por día, desde el primer sustrato de acoplamiento con el/la paciente hasta el exterior de la carcasa, en función de un área de superficie del primer sustrato de acoplamiento con el/la paciente. El electrodo de la primera almohadilla de desfibrilación puede incluir un hidrogel y una estructura de fibra de carbono tejida. El desfibrilador portátil puede tener una tasa de transporte de humedad superior a aproximadamente 250 g/m² por día, desde el segundo sustrato de acoplamiento con el/la paciente hasta un exterior de una capa exterior, en función de un área de superficie del segundo sustrato de acoplamiento con el/la paciente. El desfibrilador portátil puede incluir adicionalmente una interfaz de usuario/a. El sustrato de acoplamiento con el/la paciente puede tener una tasa de transmisión de humedad promedio de más de aproximadamente 500 g/m² por día. El elemento de transporte de fluido puede tener una tasa de transmisión de humedad promedio de más de aproximadamente g/m² por día, en función de un área de superficie del sustrato de acoplamiento con el/la paciente. El elemento de transporte de fluido puede tener una tasa de transmisión de humedad promedio de más de aproximadamente 250 g/m² por día, en función de un área de superficie del sustrato de acoplamiento con el/la paciente. El adhesivo en el sustrato de acoplamiento con el/la paciente puede incluir perforaciones. Las perforaciones pueden tener un diámetro de entre aproximadamente 0,5 mm y aproximadamente 2 mm. Las

perforaciones en el adhesivo pueden tener un área abierta de entre aproximadamente el 10 % y aproximadamente el 25 % de un área de superficie total del adhesivo. El elemento elástico puede incluir el adhesivo. El desfibrilador externo portátil puede configurarse para llevarse puesto de manera continua durante las actividades en movimiento y en la ducha, durante más de aproximadamente 24 horas. El desfibrilador externo portátil puede configurarse para llevarse puesto de manera continua durante las actividades en movimiento y en la ducha, durante más de aproximadamente 5 días. El desfibrilador externo portátil puede configurarse para llevarse puesto de manera continua durante las actividades en movimiento y en la ducha, durante más de aproximadamente 7 días. El desfibrilador externo portátil puede configurarse para llevarse puesto de manera continua durante las actividades en movimiento y en la ducha, durante más de aproximadamente 10 días.

En general, en una realización, un desfibrilador externo portátil que incluye un sustrato de acoplamiento con el/la paciente comprende un adhesivo, uno o más electrodos sensores y una almohadilla de electrodo de desfibrilación, una capa de comunicación de fluido, en comunicación fluida con el sustrato de acoplamiento con el/la paciente, una batería, uno o más condensadores y un controlador dentro de una o más carcassas de electrónica, una capa de soporte conectada a la carcasa de electrónica y el sustrato de acoplamiento con el/la paciente, y una carcasa exterior conectada con una porción del sustrato de acoplamiento con el/la paciente, de manera que la o una o más carcassas de electrónica estén situadas entre la carcasa exterior y el sustrato de acoplamiento con el/la paciente.

Esta y otras realizaciones pueden incluir una o más de las siguientes características. El desfibrilador portátil puede incluir adicionalmente una capa de absorción, en comunicación fluida con la capa de comunicación de fluido. El sustrato de acoplamiento con el/la paciente puede tener una tasa de transmisión de humedad promedio superior a aproximadamente 250 g/m² por día, en función de un área de superficie del sustrato de acoplamiento con el/la paciente. El desfibrilador portátil puede incluir adicionalmente un segundo sustrato de acoplamiento con el/la paciente, que incluye una segunda almohadilla de electrodo de desfibrilación, un segundo adhesivo y una segunda pluralidad de electrodos sensores y una segunda capa de comunicación de fluido, en comunicación fluida con el segundo sustrato de acoplamiento con el/la paciente, estando configurada la segunda almohadilla de electrodo de desfibrilación para acoplarse a la piel del/la paciente y administrar una terapia eléctrica al/la paciente, estando configurado el segundo electrodo de desfibrilación para estar en comunicación eléctrica continua con la piel del/la paciente. El segundo sustrato de acoplamiento con el/la paciente puede tener una tasa de transmisión de humedad promedio superior a aproximadamente 250 g/m² por día, en función de un área de superficie del segundo sustrato de acoplamiento con el/la paciente. La carcasa exterior puede ser permeable al aire. Una superficie exterior de la carcasa exterior puede ser hidrófoba. Una superficie exterior de la carcasa exterior puede ser resistente al agua. La capa de comunicación de fluido puede tener una capacidad de absorción superior al 500 %, aproximadamente. El desfibrilador portátil puede incluir adicionalmente una carcasa impermeable que rodee el uno o más condensadores, la batería y el controlador. El sustrato de acoplamiento con el/la paciente puede tener un módulo de elasticidad promedio de entre aproximadamente 0,40 MPa y aproximadamente 0,9 MPa. El sustrato de acoplamiento con el/la paciente puede tener un módulo de elasticidad promedio de más de aproximadamente 0,40 MPa. El uno o más condensadores pueden tener una capacitancia nominal total de más de aproximadamente 50 µF. El uno o más condensadores pueden tener un voltaje total superior a aproximadamente 100 V. El desfibrilador portátil puede incluir adicionalmente un módulo de comunicación de datos inalámbrico, dentro de la carcasa. El desfibrilador portátil puede incluir adicionalmente uno o más sensores dentro de la carcasa. Los sensores pueden incluir uno o más de: un sensor GPS, un acelerómetro, un micrófono y un giroscopio. El adhesivo en el sustrato de acoplamiento con el/la paciente puede incluir perforaciones. Las perforaciones pueden tener un diámetro de entre aproximadamente 0,5 mm y aproximadamente 2 mm. Las perforaciones del adhesivo pueden tener un área abierta de entre aproximadamente el 10 % y aproximadamente el 25 % de un área de superficie total del adhesivo. La capa de comunicación de fluido puede tener una tasa de transmisión de humedad promedio de más de aproximadamente 50 g/m² por día, en función de un área de superficie del sustrato de acoplamiento con el/la paciente. La capa de comunicación de fluido puede tener una tasa de transmisión de humedad promedio de más de aproximadamente 250 g/m² por día, en función de un área de superficie del sustrato de acoplamiento con el/la paciente.

En general, en una realización, un desfibrilador externo portátil incluye un primer sustrato de acoplamiento con el/la paciente que incluye un adhesivo, uno o más electrodos sensores y una primera almohadilla de electrodo de desfibrilación, estando configurados el uno o más electrodos sensores para acoplarse a la piel de un/a paciente para detectar una señal cardiaca, estando configurada la primera almohadilla de electrodo de desfibrilación para acoplarse a la piel del/la paciente y para administrar una terapia eléctrica al/la paciente, estando configurada la primera almohadilla de electrodo de desfibrilación para estar en comunicación eléctrica continua con la piel del/la paciente, una carcasa conectada al primer sustrato de acoplamiento con el/la paciente, para formar un espacio interior entre la carcasa y el primer sustrato de acoplamiento con el/la paciente, comprendiendo la porción interior una batería, uno o más condensadores y un controlador, en donde la primera almohadilla de electrodo de desfibrilación está en comunicación eléctrica con el uno o más condensadores, un segundo sustrato de acoplamiento con el/la paciente que comprende una segunda almohadilla de electrodo de desfibrilación, un segundo adhesivo y una segunda pluralidad de electrodos sensores, estando configurada la segunda almohadilla de electrodo de desfibrilación para acoplarse a la piel del/la paciente y para administrar una terapia eléctrica al/la paciente, estando configurado el segundo electrodo de desfibrilación para estar en comunicación eléctrica continua con la piel del/la paciente, estando el segundo electrodo de desfibrilación en comunicación eléctrica con el uno o más condensadores, y un elemento de transporte de fluido configurado para transportar fluido en sentido opuesto a

la piel, para permitir que el desfibrilador externo portátil pueda llevarse puesto de forma continua durante más de 24 horas, en donde el controlador está configurado para cargar el uno o más condensadores con la batería, y para descargar el uno o más condensadores a través de la primera almohadilla de electrodo de desfibrilación y la segunda almohadilla de electrodo de desfibrilación.

5 Esta y otras realizaciones pueden incluir una o más de las siguientes características. El desfibrilador externo portátil puede configurarse para llevarse puesto de manera continua durante las actividades en movimiento y en la ducha, durante más de aproximadamente 5 días. El desfibrilador externo portátil puede configurarse para llevarse puesto de manera continua durante las actividades en movimiento y en la ducha, durante más de aproximadamente 7 días. El
10 desfibrilador externo portátil puede configurarse para llevarse puesto de manera continua durante las actividades en movimiento y en la ducha, durante más de aproximadamente 10 días. El desfibrilador portátil puede tener una tasa de transmisión de humedad promedio superior a aproximadamente 250 g/m² por día, desde el primer sustrato de acoplamiento con el/la paciente, a través de la carcasa conectada al primer sustrato de acoplamiento con el/la paciente, en función de un área de superficie del primer sustrato de acoplamiento con el/la paciente. El primer
15 sustrato de acoplamiento con el/la paciente puede tener una tasa de transmisión de humedad promedio superior a aproximadamente 500 g/m² por día. El primer y segundo sustratos de acoplamiento con el/la paciente pueden tener un módulo de elasticidad promedio de entre aproximadamente 0,40 MPa y aproximadamente 0,9 MPa. El sustrato de acoplamiento con el/la paciente puede tener un módulo de elasticidad promedio de más de aproximadamente 0,40 MPa. La carcasa puede ser permeable al aire. Una superficie exterior de la carcasa puede ser hidrófoba. La
20 superficie exterior de la carcasa puede ser resistente al agua. El elemento de transporte de fluido puede incluir adicionalmente una capa de transporte de fluido dentro de la carcasa, en comunicación fluida con el primer sustrato de acoplamiento con el/la paciente, la capa de transporte de fluido puede estar configurada para mejorar el flujo de agua a través del primer sustrato de acoplamiento con el/la paciente. La capa de transporte de fluido puede tener una capacidad de absorción superior a aproximadamente el 500 %. El desfibrilador portátil puede incluir
25 adicionalmente un material absorbente dentro de la carcasa. El desfibrilador portátil puede incluir adicionalmente una o más carcasas impermeables que rodeen el uno o más condensadores, la batería y el controlador. El desfibrilador portátil puede incluir adicionalmente una capa de soporte configurada para acoplarse al controlador, uno o más condensadores y la batería, y soportar los mismos. Una relación de un peso combinado del uno o más condensadores, la batería y el controlador con respecto al área de superficie del sustrato de acoplamiento con el/la
30 paciente puede ser inferior a aproximadamente 2 g/cm². El uno o más condensadores pueden tener una capacitancia nominal total de más de aproximadamente 50 µF. El uno o más condensadores pueden tener un voltaje total superior a aproximadamente 100 V. El desfibrilador portátil puede incluir adicionalmente un puente flexible, que conecte el primer y el segundo sustratos de acoplamiento con el/la paciente. El puente flexible puede incluir un conductor eléctrico configurado para proporcionar comunicación eléctrica entre el electrodo de la segunda
35 almohadilla de desfibrilación y la segunda pluralidad de electrodos sensores de ECG, con uno o más del controlador y el uno o más condensadores. El adhesivo puede incluir un contorno adhesivo a lo largo de un perímetro del primer sustrato de acoplamiento con el/la paciente, configurado para adherirse al desfibrilador portátil y a la piel del/la paciente, en donde el desfibrilador portátil puede tener un perfil de sección transversal inclinado a lo largo del contorno adhesivo, desde un lado del contorno adhesivo hacia un centro del desfibrilador portátil, hasta un borde
40 exterior del contorno adhesivo. El desfibrilador portátil puede incluir adicionalmente un módulo de comunicación de datos inalámbrico, dentro de la carcasa. El desfibrilador portátil puede incluir adicionalmente uno o más sensores dentro de la carcasa. Los sensores pueden incluir uno o más de: un sensor GPS, un acelerómetro, un micrófono y un giroscopio. El electrodo de la primera almohadilla de desfibrilación puede incluir un hidrogel y una estructura de fibra de carbono tejida. El adhesivo del sustrato de acoplamiento con el/la paciente puede incluir perforaciones. Las
45 perforaciones pueden tener un diámetro de entre aproximadamente 0,5 mm y aproximadamente 2 mm. Las perforaciones del adhesivo pueden tener un área abierta de entre el 10 % y el 25 % de una superficie general del adhesivo.

En general, en una realización, una superficie de acoplamiento con el/la paciente incluye uno o más electrodos
50 sensores, configurados para acoplarse a la piel de un/a paciente para detectar una señal cardíaca, una almohadilla de electrodo de desfibrilación, configurada para acoplarse a la piel del/la paciente y para administrar una terapia eléctrica al/la paciente, estando configurada la almohadilla de electrodo de desfibrilación para estar en comunicación eléctrica continua con la piel del/la paciente, y un sustrato de acoplamiento con el/la paciente que comprende un adhesivo, el uno o más electrodos sensores, la almohadilla de electrodo de desfibrilación y un elemento de
55 transporte de fluido, configurado para transportar fluido en sentido opuesto a la piel para permitir que se lleve puesto de manera continua el desfibrilador externo portátil durante las actividades en movimiento y en la ducha.

Esta y otras realizaciones pueden incluir una o más de las siguientes características. La superficie de acoplamiento con el/la paciente puede incluir adicionalmente un elemento elástico configurado para ajustarse y estirarse con la
60 piel del/la paciente, para permitir que el desfibrilador externo portátil pueda llevarse puesto de manera continua durante las actividades en movimiento y en la ducha durante más de siete días. La superficie de acoplamiento con el/la paciente puede configurarse para llevarse puesta de manera continua durante las actividades en movimiento y en la ducha durante más de aproximadamente 24 horas. La superficie de acoplamiento con el/la paciente puede configurarse para para llevarse puesta de manera continua durante las actividades en movimiento y en la ducha durante más de
65 durante más de aproximadamente 5 días. La superficie de acoplamiento con el/la paciente puede configurarse para para llevarse puesta de manera continua durante las actividades en movimiento y en la ducha durante más de

aproximadamente 10 días. La almohadilla de desfibrilación puede incluir una estructura de fibra de carbono tejida. La superficie de acoplamiento con el/la paciente puede incluir además una segunda almohadilla de electrodo de desfibrilación. La superficie de acoplamiento con el/la paciente puede incluir adicionalmente un módulo de electrónica, en comunicación eléctrica con la almohadilla de electrodo de desfibrilación y la segunda almohadilla de electrodo de desfibrilación. El sustrato de acoplamiento con el/la paciente puede tener un módulo de elasticidad promedio de más de aproximadamente 0,40 MPa. En general, en una realización, un kit incluye el desfibrilador externo portátil y uno o más de: un eliminador de adhesivo, un limpiador de piel, una herramienta de depilación e instrucciones para aplicar el desfibrilador portátil.

En general, en una realización, un método de monitorización y desfibrilación del corazón de un/a paciente incluye adherir a una primera porción de superficie de piel del/la paciente un primer sustrato de acoplamiento con el/la paciente, que comprende una primera pluralidad de electrodos sensores y una primera almohadilla de desfibrilación, estando la primera almohadilla de desfibrilación en comunicación eléctrica con una fuente de energía eléctrica suficiente para proporcionar un choque de desfibrilación, siendo el primer sustrato de acoplamiento con el/la paciente parte de un desfibrilador portátil que comprende un elemento de transporte de fluido, configurado para transportar fluido en sentido opuesto a la primera porción de superficie de piel del/la paciente, para permitir que el desfibrilador externo portátil pueda llevarse puesto de manera continua durante las actividades en movimiento y en la ducha, adhiriéndose a una segunda porción de superficie de piel del/la paciente un segundo sustrato de acoplamiento con el/la paciente, que comprende una segunda pluralidad de electrodos sensores y una segunda almohadilla de desfibrilación, estando la segunda almohadilla de desfibrilación en comunicación eléctrica con la fuente de energía eléctrica de manera suficiente como para proporcionar el choque de desfibrilación, y la segunda parte de acoplamiento con el/la paciente del desfibrilador portátil; y medir los datos eléctricos correspondientes a una señal cardiaca del/la paciente con la primera pluralidad de electrodos sensores y la segunda pluralidad de electrodos sensores.

Esta y otras realizaciones pueden incluir una o más de las siguientes características. El elemento de transporte de fluido puede mover fluido en sentido opuesto a la primera porción de piel y hacia el exterior de una carcasa del desfibrilador portátil. El elemento de transporte de fluido puede mover el fluido a través de un área de sección transversal dominante del elemento de transporte de fluido. El elemento de transporte de fluido puede proporcionar una tasa de transmisión de humedad promedio de más de aproximadamente 50 g/m² por día, hasta la primera porción de superficie de piel del/la paciente. El elemento de transporte de fluido puede proporcionar una tasa de transmisión de humedad promedio superior a aproximadamente 250 g/m² por día, hasta la primera porción de superficie de piel del/la paciente. El elemento de transporte de fluido puede incluir un adhesivo y un material de capilaridad, en donde el adhesivo puede ser parte del primer sustrato de acoplamiento con el/la paciente y el segundo sustrato de acoplamiento con el/la paciente. El método puede incluir adicionalmente analizar los datos eléctricos para determinar si el/la paciente tiene una arritmia tratable. El método puede incluir adicionalmente detectar uno o más del pulso, la frecuencia respiratoria, los sonidos cardiacos y la frecuencia cardiaca del/la paciente. El método puede incluir adicionalmente analizar el uno o más del pulso, la frecuencia respiratoria, los sonidos cardiacos y la frecuencia cardiaca del/la paciente, para confirmar una arritmia tratable. El método puede incluir adicionalmente administrar un choque eléctrico tras determinar que el/la paciente tiene una arritmia tratable. El método puede incluir adicionalmente medir una impedancia transtorácica del/la paciente entre el electrodo de la primera almohadilla de desfibrilación y el electrodo de la segunda almohadilla de desfibrilación, antes de administrar el choque eléctrico. El método puede incluir adicionalmente llevar puesto de manera continua el desfibrilador portátil durante más de aproximadamente 24 horas. El método puede incluir adicionalmente llevar puesto de manera continua el desfibrilador portátil durante más de aproximadamente 5 días. El método puede incluir adicionalmente llevar puesto de manera continua el desfibrilador portátil durante más de aproximadamente 7 días.

En general, en una realización, un método para tratar a un/a paciente con un desfibrilador portátil incluye recibir datos de ECG de una pluralidad de electrodos sensores de ECG, configurados para llevarse puestos a largo plazo y en contacto eléctrico continuo con la piel del/la paciente, siendo la pluralidad de electrodos sensores de ECG parte del desfibrilador portátil, analizar los datos de ECG para determinar si el/la paciente tiene una arritmia tratable, y, al determinar una arritmia tratable, detectar uno o más del pulso, la frecuencia respiratoria, los sonidos cardiacos y la frecuencia cardiaca del/la paciente, analizar el uno o más del pulso, la frecuencia respiratoria, los sonidos cardiacos y la frecuencia cardiaca detectados del/la paciente, para confirmar una arritmia tratable, medir la impedancia transtorácica del/la paciente entre un electrodo de primera almohadilla de desfibrilación y un electrodo de segunda almohadilla de desfibrilación, estando configuradas la primera almohadilla de desfibrilación y la segunda almohadilla de desfibrilación para el uso prolongado y el contacto eléctrico continuo con la piel del/la paciente, siendo la primera almohadilla de desfibrilación y la segunda almohadilla de desfibrilación parte del desfibrilador portátil, enviar instrucciones a un controlador para que cargue una pluralidad de condensadores situados en el desfibrilador portátil, y administrar un choque eléctrico terapéutico al/la paciente a través de la primera almohadilla de electrodo de desfibrilación y la segunda almohadilla de electrodo de desfibrilación.

Esta y otras realizaciones pueden incluir una o más de las siguientes características. El método puede incluir adicionalmente, tras determinar una arritmia tratable, transmitir de forma inalámbrica a un servicio médico de emergencia los datos correspondientes a una ubicación del/la paciente. El método puede incluir adicionalmente, tras determinar una arritmia tratable, transmitir de forma inalámbrica a un contacto de emergencia del/la paciente los

datos correspondientes a una ubicación del/la paciente. La medición de la impedancia transtorácica puede incluir determinar si el electrodo de primera almohadilla de desfibrilación y el electrodo de segunda almohadilla de desfibrilación están en contacto eléctrico con la piel del/la paciente. El método puede incluir adicionalmente adaptar el choque eléctrico terapéutico en función de la impedancia transtorácica. El método puede incluir adicionalmente, antes de enviar instrucciones al controlador para que cargue la pluralidad de condensadores, generar una alarma audible para advertir al/la paciente de un posible choque eléctrico terapéutico. El método puede incluir adicionalmente enviar instrucciones al controlador para que cargue la pluralidad de condensadores, si no se presiona un botón de apagado situado en el desfibrilador portátil.

En general, en una realización, un método de monitorización y desfibrilación del corazón de un/a paciente incluye poner en contacto con la piel del/la paciente un sustrato de acoplamiento con el/la paciente, comprendiendo el sustrato de acoplamiento con el/la paciente un adhesivo, uno o más electrodos sensores, y una almohadilla de electrodo de desfibrilación y un elemento elástico, medir una señal cardiaca con el uno o más electrodos sensores, mantener el contacto eléctrico con el uno o más electrodos sensores y la almohadilla de electrodo de desfibrilación, una batería, una fuente de energía eléctrica, y un controlador configurado para monitorear el uno o más electrodos sensores, para cargar el uno o más condensadores con la batería y descargar la fuente de energía eléctrica a través de la almohadilla de electrodo de desfibrilación, para administrar terapia eléctrica al/la paciente, y llevar a cabo los pasos de acoplamiento, medición y mantenimiento del contacto eléctrico de manera continua durante al menos 24 horas. El elemento elástico puede tener un módulo de elasticidad promedio de entre aproximadamente 0,40 MPa y aproximadamente 0,9 MPa. Los pasos de acoplamiento, medición y soporte pueden llevarse a cabo de forma continua durante al menos 48 horas. Los pasos de acoplamiento, medición y soporte pueden llevarse a cabo de forma continua durante al menos 5 días. Los pasos de acoplamiento, medición y soporte pueden llevarse a cabo de forma continua durante al menos 7 días. Los pasos de acoplamiento, medición y soporte pueden llevarse a cabo de forma continua durante al menos 10 días. Los pasos de acoplamiento, medición y soporte pueden llevarse a cabo de manera continua durante las actividades en movimiento y en la ducha.

Breve descripción de los dibujos

Las características novedosas de la invención se exponen con particularidad en las reivindicaciones que siguen. Se obtendrá una mejor comprensión de las características y ventajas de la presente invención haciendo referencia a la siguiente descripción detallada, que expone realizaciones ilustrativas, en las que se utilizan los principios de la invención, y a los dibujos adjuntos, de los cuales:

La FIG. 1 ilustra ejemplos de dolencias que elevan el riesgo de muerte súbita cardiaca (MSC).

La FIG. 2 ilustra diversos desfibriladores de la técnica anterior.

La FIG. 3 ilustra un desfibrilador portátil de acuerdo con algunas realizaciones.

La FIG. 4 ilustra múltiples vistas de una porción de una realización de un desfibrilador portátil.

La FIG. 5 ilustra una realización de una porción de un desfibrilador portátil con una construcción multicapas.

La FIG. 6 ilustra una sección transversal de una porción de un desfibrilador portátil de acuerdo con algunas realizaciones.

La FIG. 7 ilustra una realización de un desfibrilador portátil.

La FIG. 8 ilustra una realización de un desfibrilador portátil.

Las FIGS. 9-10 ilustran una realización de un desfibrilador portátil.

Las FIGS. 11-13 ilustran tres perfiles diferentes para realizaciones del parche inferior.

La FIG. 14 ilustra las propiedades de diversos adhesivos.

La FIG. 15 ilustra ejemplos de adhesivos de prueba y del plazo durante el cual pueden llevarse puestos para varios pesos, de acuerdo con algunas realizaciones.

Las FIGS. 16 y 17A-17C ilustran vistas de perfil lateral de formas de carcasa utilizadas en las realizaciones de desfibriladores portátiles.

Las FIGS. 18-20 ilustran varios tipos de materiales y propiedades de condensadores.

Las FIGS. 21-22 ilustran aspectos de configuraciones de condensador electrolítico de aluminio de acuerdo con algunas realizaciones.

La FIG. 23 ilustra una configuración de condensador electrolítico de tantalio húmedo de acuerdo con algunas realizaciones.

La FIG. 24 ilustra una configuración de condensador de tipo q-cap de acuerdo con algunas realizaciones.

La FIG. 25 ilustra un diseño alternativo para una configuración de condensador de aluminio de acuerdo con algunas realizaciones.

La FIG. 26 ilustra un condensador de acuerdo con algunas realizaciones.

La FIG. 27 ilustra varias disposiciones de condensador de acuerdo con algunas realizaciones.

Las FIGS. 28A-28D ilustran diferentes formas de parche inferior de acuerdo con algunas realizaciones, y cómo pueden colocarse el parche inferior y la carcasa en una usuaria.

Las FIGS. 29A-29C y 30A-30C ilustran diferentes diseños de cable que se pueden usar entre el parche inferior y el parche superior.

Las FIGS. 31A-31D ilustran varios factores de forma para un parche superior de acuerdo con algunas realizaciones, junto con ejemplos de la colocación del parche superior sobre el pecho de una usuaria.

La FIG. 32 ilustra diferentes formas y diseños de carcasa, que se pueden usar con los desfibriladores portátiles.

dados a conocer en el presente documento.

La FIG. 33 es un esquema que representa una prueba de diagnóstico de MSC de acuerdo con algunas realizaciones.

La FIG. 34 es una ilustración esquemática de una porción de un desfibrilador portátil de acuerdo con algunas realizaciones.

La FIG. 35 es una ilustración esquemática de una porción de un desfibrilador portátil de acuerdo con algunas realizaciones.

Las FIGS. 36-37 ilustran ejemplos adicionales de bloques de control y diseños de circuito que se pueden usar en los desfibriladores portátiles dados a conocer en el presente documento.

La FIG. 38 ilustra un diagrama de bloques de un sistema de desfibrilador portátil.

La FIG. 39 ilustra un diagrama de las características de seguridad utilizadas en las realizaciones de los desfibriladores portátiles.

La FIG. 40 ilustra imágenes de un/a usuario/a al que se prescribe un desfibrilador portátil de acuerdo con las realizaciones dados a conocer en el presente documento, y de cómo lo recibe y usa el mismo.

La FIG. 41 ilustra varios diseños de componentes para realizaciones de desfibriladores portátiles.

La FIG. 42 ilustra varios diseños de componentes para realizaciones de desfibriladores portátiles.

La FIG. 43 ilustra una disposición de componentes para una realización de desfibriladores portátiles.

La FIG. 44 ilustra diversos diseños de componentes para realizaciones de desfibriladores portátiles.

Las FIGS. 45-48 ilustran realizaciones de desfibriladores portátiles fijados a un/a paciente.

Las FIGS. 49-52 muestran imágenes de modelos lastrados de desfibriladores portátiles de acuerdo con algunas realizaciones.

Las FIGS. 53-74 ilustran realizaciones adicionales de desfibriladores portátiles.

Las FIGS. 75-76 ilustran varias realizaciones de desfibriladores portátiles.

Las FIGS. 77-78 ilustran diversas características de una realización de un desfibrilador portátil.

Las FIGS. 79-80 ilustran realizaciones de un brazalete portátil que se puede usar con los desfibriladores portátiles dados a conocer en el presente documento.

La FIG. 81A ilustra un boceto esquemático de un desfibrilador portátil de acuerdo con algunas realizaciones.

La FIG. 81B ilustra una sección transversal de un electrodo portátil de acuerdo con algunas realizaciones.

La FIG. 82 ilustra bocetos de desfibriladores portátiles de acuerdo con algunas realizaciones.

La FIG. 83 ilustra vistas en sección transversal y superior de un desfibrilador portátil de acuerdo con algunas realizaciones.

Las FIGS. 84A-84B ilustra vistas en sección transversal y superior de desfibriladores portátiles de acuerdo con algunas realizaciones.

Las FIGS. 85A-85B ilustran vistas en sección transversal y superior de electrodos portátiles de acuerdo con algunas realizaciones.

Las FIGS. 86A-86C ilustran vistas en sección transversal de porciones de desfibriladores portátiles de acuerdo con algunas realizaciones.

La FIG. 87 ilustra electrodos portátiles de acuerdo con algunas realizaciones.

Descripción detallada

En el presente documento se dan a conocer desfibriladores portátiles mejorados. El/la paciente puede llevar puestos cómodamente los desfibriladores portátiles durante todo el día, incluso mientras se ducha y duerme. Los electrodos y el adhesivo están diseñados para un uso prolongado, al tiempo que minimizan las molestias y la irritación de la piel causada por los electrodos y el adhesivo.

El desfibrilador portátil solo puede detectar y tratar la arritmia cuando se lleva puesto. Cuando no se lleva puesto el dispositivo, no se puede proporcionar una terapia de salvamento. La eficacia del dispositivo se ve maximizada al llevarlo puesto de manera continua. Un objetivo es hacer que el dispositivo sea lo más pequeño, ligero, cómodo y lo menos molesto posible, para aumentar el cumplimiento por parte del/la paciente. Resulta deseable minimizar el tamaño y el peso de los componentes del dispositivo; sin embargo, los componentes también deben ser fiables y resistentes, para poder soportar las duchas y otras fuerzas que se produzcan durante la actividad humana normal. Las partes del dispositivo que quedan adheridas a la piel del/la paciente también deberán adaptarse a la transpiración y al estiramiento de la piel, debajo del sustrato de fijación, para que se mantengan adheridas de forma cómoda al tiempo que se mantiene la salud de la piel.

En el presente documento se dan a conocer diversos aspectos diferentes de los desfibriladores. Los desfibriladores suelen incluir electrodos de desfibrilación (también denominados almohadillas de desfibrilación), electrodos de monitoreo de ECG (también denominados electrodos sensores), componentes electrónicos para determinar cuándo es necesario un choque de desfibrilación, una batería, uno o más condensadores, etc.

Un desafío es diseñar componentes, incluyendo el condensador y la batería, que sean resistentes y fiables, al mismo tiempo que sean livianos y lo suficientemente pequeños para poder fijar los mismos al cuerpo del/la paciente. Otro desafío es diseñar el perfil del dispositivo y de los componentes de manera que pueda distribuirse el peso en todo el cuerpo del/la paciente, de una manera cómoda, ergonómica y no molesta.

Además, debido a que quedarán adheridos a la piel del/la paciente durante un periodo de tiempo prolongado (por ejemplo, de 7 a 10 días o más), los desfibriladores de la presente invención incluyen sustratos de acoplamiento con el/la paciente que, además de soportar los electrodos sensores de ECG y las almohadillas de desfibrilación en suficiente contacto eléctrico con la piel, incluyen elementos diseñados para adaptarse a la transpiración producida por la piel debajo del desfibrilador, y elementos diseñados para estirarse y moverse a medida que la piel situada debajo del desfibrilador se estira y se mueve, para mantener la salud de la piel y la comodidad durante el uso prolongado. Así, debido a que los electrodos y otros componentes del desfibrilador pueden no ser permeables al agua o al vapor de agua de la piel, uno o más elementos del sustrato pueden llevar a cabo esa función. La falta de absorción y/o eliminación de la transpiración puede provocar un fallo del adhesivo y/o irritación de la piel, lo que limita la capacidad de fijar el desfibrilador (incluyendo los electrodos sensores y de desfibrilación) a la piel durante un periodo prolongado de tiempo. El deterioro de la piel debajo del sustrato de acoplamiento con el/la paciente también puede limitar la capacidad del/la paciente para fijar una nueva estructura de acoplamiento de desfibrilador en la misma ubicación de la piel, durante un periodo de monitoreo posterior. También se puede utilizar una carcasa exterior transpirable para mejorar aún más la tasa de transmisión de vapor de humedad del desfibrilador portátil.

Otro desafío es diseñar un desfibrilador portátil que pueda llevarse puesto de manera continua, incluso durante actividades normales en movimiento y en la ducha. El Lifevest® no resulta adecuado para su uso en la ducha y debe retirarse antes de la misma. Otros DEA convencionales no se pueden usar cuando el/la paciente está mojado/a (por ejemplo, en la ducha) y, por lo tanto, no son capaces de proteger al/la paciente mientras se ducha. Los desfibriladores portátiles dados a conocer en el presente documento son adecuados para llevarse puestos de manera continua durante las actividades en movimiento y en la ducha. Los desfibriladores portátiles dados a conocer en el presente documento también pueden monitorear las señales de ECG y proporcionar un choque de desfibrilación al/la paciente mientras está en la ducha. En algunas realizaciones, los desfibriladores externos portátiles dados a conocer en el presente documento están configurados para llevarse puestos de manera continua durante las actividades en movimiento y en la ducha, durante más de aproximadamente 24 horas. En algunas realizaciones, los desfibriladores externos portátiles dados a conocer en el presente documento están configurados para llevarse puestos de manera continua durante las actividades en movimiento y en la ducha, durante más de aproximadamente 48 horas. En algunas realizaciones, los desfibriladores externos portátiles dados a conocer en el presente documento están configurados para llevarse puestos de manera continua durante las actividades en movimiento y en la ducha, durante más de aproximadamente 5 días. En algunas realizaciones, los desfibriladores externos portátiles dados a conocer en el presente documento están configurados para llevarse puestos de manera continua durante las actividades en movimiento y en la ducha, durante más de aproximadamente 7 días. En algunas realizaciones, los desfibriladores externos portátiles dados a conocer en el presente documento están configurados para llevarse puestos de manera continua durante las actividades en movimiento y en la ducha, durante más de aproximadamente 10 días.

Otro desafío es diseñar un material adhesivo que pueda fijar el dispositivo a la piel del/la paciente de manera fiable y cómoda, a la vez que minimice la irritación de la piel para poder llevarlo puesto de manera prolongada. Muchos tipos de adhesivo causan irritación en la piel cuando se llevan puestos durante más de unas horas. La irritación de la piel puede molestar al/la paciente y provocar incumplimiento por su parte, al quitarse el/la paciente el dispositivo debido a una irritación excesiva de la piel. El material adhesivo del sustrato de acoplamiento con el/la paciente deberá ser cómodo para poder llevarlo puesto habitualmente durante aproximadamente 7-14 días, por ejemplo.

El desprendimiento natural de la piel también puede cambiar la impedancia de la piel. El diseño de los electrodos y el contacto de los mismos también deberán tener en cuenta los cambios en la impedancia de la piel. El desprendimiento natural de la piel se produce habitualmente durante un periodo de aproximadamente 10-30 días. El desprendimiento natural de la piel puede dificultar el diseño de un electrodo que pueda mantener una impedancia aceptable, y un contacto eléctrico con la piel, durante más de 10 días en algunos pacientes. Una posible solución a este problema es volver a colocar el electrodo tras un periodo de tiempo establecido, de modo que entre en contacto con un área diferente de la piel.

Llevar puesto el dispositivo a largo plazo puede considerarse cualquier duración en la que se lleve puesto durante 5 días. En algunas realizaciones, el sustrato de acoplamiento con el/la paciente está configurado para llevarse puesto en una posición sobre la piel durante más de aproximadamente 7 días, más de aproximadamente 10 días, entre aproximadamente 10 y aproximadamente 14 días, entre aproximadamente 14 y aproximadamente 21 días, o entre aproximadamente 21 días y aproximadamente un mes (aproximadamente 30 días). Después de llevarse puesto durante un tiempo específico, p. ej. aproximadamente entre 10 y 14 días, puede cambiarse el dispositivo de manera que los electrodos y el adhesivo entren en contacto con nuevas áreas de la piel del/la paciente, tras lo cual el dispositivo puede llevarse puesto en la segunda posición durante un periodo de 10 a 14 días. Este proceso puede repetirse según sea necesario durante todo el tiempo que se lleve puesto el desfibrilador. El tiempo total durante el cual se lleve puesto el dispositivo puede variar según el/la paciente y la dolencia a tratar. En algunas realizaciones, el tiempo total durante el cual se lleva puesto el desfibrilador portátil es superior a aproximadamente 30 días, superior a aproximadamente 45 días, superior a aproximadamente 60 días, superior a aproximadamente 90 días, superior a aproximadamente 120 días, superior a aproximadamente 150 días, superior a aproximadamente 180 días, superior a aproximadamente 210 días, superior a aproximadamente 240 días, superior a aproximadamente 270 días, superior a aproximadamente 300 días, superior a aproximadamente 330 días, o superior a aproximadamente 360 días.

días. En algunos/as pacientes que presenten contraindicaciones permanentes para un dispositivo implantable, tal como un ICD o un S-ICD, o para ciertos/as pacientes que rechacen una solución implantable, el tiempo total durante el cual se lleve puesto el dispositivo podría ser de por vida.

En el presente documento se dan a conocer diversas diferentes configuraciones de electrodo a llevar puesto a largo plazo, y materiales de electrodo que pueden usarse en los desfibriladores portátiles descritos en el presente documento. Las almohadillas de electrodo disponibles en el mercado, como las de Zoll y 3M, no resultan adecuadas para llevar puestas a largo plazo. La mayoría de las almohadillas de Zoll y 3M están indicadas para 8 horas de uso. Por el contrario, los diseños y materiales de sustrato de acoplamiento con el/la paciente descritos en el presente documento pueden permitir llevar puesto el desfibrilador a largo plazo.

Se puede seleccionar una variedad de propiedades del dispositivo para mejorar la comodidad del dispositivo, para mejorar el uso a largo plazo del dispositivo. La piel se estira a medida que el cuerpo se mueve, luego vuelve a su posición original cuando el cuerpo regresa a su posición original. Las propiedades de la porción del dispositivo que entra en contacto con la piel pueden adaptarse para que coincidan con estas propiedades elásticas de la piel. Aunque algunos de los componentes en el sustrato de acoplamiento con el/la paciente son más o menos inelásticos, se pueden añadir uno o más elementos elásticos al sustrato para hacer que la elasticidad general del sustrato de acoplamiento con el/la paciente coincida con la elasticidad de la piel. Estas propiedades mejoradas pueden aumentar considerablemente la comodidad del desfibrilador portátil y permitir un uso prolongado del dispositivo, al tiempo que minimizan la irritación de la piel y el incumplimiento por parte del/la paciente.

La Figura 3 ilustra un desfibrilador portátil 500 con un parche superior 502, que tiene dos electrodos sensores y un electrodo de desfibrilación y un parche inferior 504, que tiene tres electrodos sensores y un electrodo de desfibrilación. El sustrato de acoplamiento con el/la paciente del parche superior 502 y el parche inferior 504 incluye los electrodos de almohadilla de desfibrilación y los electrodos sensores. El parche inferior 504 soporta una carcasa 506, que incluye un indicador 508 de luz LED para proporcionar información del sistema. La carcasa 506 incluye unos botones 510 que pueden ser presionados por el/la usuario/a. Los electrodos del parche superior están conectados a la electrónica del parche inferior, mediante cables conductores 512. El parche inferior 504 tiene un área de superficie superior a el parche superior 502, que se puede usar para distribuir el peso de corte del módulo de electrónica (por ejemplo, la batería, los condensadores, y el controlador). El parche inferior 504 está configurado para seguir la línea de costilla inferior del/la usuario/a. Los sensores de ECG pueden extenderse uniformemente a través del vector. La carcasa 506 situada sobre el parche inferior 504 incluye controles de interfaz de usuario/a, para un fácil acceso por parte del/la usuario/a. En algunos casos, el parche superior 502 puede incluir un sistema de retroalimentación, tal como un altavoz, para mejorar la comunicación con los/as usuarios/as que sufran de una función auditiva disminuida. En algunas realizaciones, el parche superior puede incluir un botón de anulación. En algunas realizaciones, el parche superior puede incluir un altavoz y un botón de anulación. En otras realizaciones, el altavoz y/o el botón de anulación pueden estar situados en el parche inferior. Los cables ilustrados 512 pueden incluir un sistema de gestión de cables, para implementar o eliminar la holgura en el cable que conecta el parche superior 502 y el parche inferior 504, para adaptarse a un espectro de tamaños corporales.

El sustrato de acoplamiento al/la paciente ilustrado del primer parche/porción y el segundo parche/porción puede incluir un elemento elástico, fabricado con materiales flexibles que tengan una elasticidad similar a la de la piel, tal como un elemento elástico. El elemento elástico puede mejorar la capacidad de llevar puesto el desfibrilador y permitir que se lleve puesto de manera continua durante las actividades en movimiento y en la ducha. El módulo de elasticidad para la piel habitualmente va de 0,42 a 0,85 MPa. Habitualmente, la piel tiene una fuerza máxima que va de 5 a 30 MPa. El elemento elástico puede permitir que el parche superior 502 y el parche inferior 504 se adapten y se estiren con la piel del/la paciente, para permitir que el desfibrilador portátil pueda llevarse puesto a largo plazo. En algunas realizaciones, el elemento elástico puede tener una elasticidad promedio de entre aproximadamente 0,40 MPa y aproximadamente 0,90 MPa. En algunas realizaciones, el elemento elástico incluye el adhesivo en el sustrato de acoplamiento con el/la paciente. En algunas realizaciones, el adhesivo que constituye el elemento o sustrato de acoplamiento con el/la paciente puede tener una elasticidad promedio de entre aproximadamente 0,40 MPa y aproximadamente 0,90 MPa. En algunas realizaciones, los electrodos de almohadilla de desfibrilación y los electrodos sensores pueden tener una elasticidad promedio de entre aproximadamente 0,40 MPa y aproximadamente 0,90 MPa. En algunas realizaciones, el sustrato de acoplamiento con el/la paciente tiene una elasticidad promedio de entre aproximadamente 0,40 MPa y aproximadamente 0,90 MPa. En algunas realizaciones, el sustrato de acoplamiento con el/la paciente tiene una elasticidad promedio superior a aproximadamente 0,40 MPa. En algunas realizaciones, el sustrato de acoplamiento con el/la paciente tiene una elasticidad promedio inferior a aproximadamente 5,0 MPa. En algunas realizaciones, el sustrato de acoplamiento con el/la paciente tiene una elasticidad promedio inferior a aproximadamente 2,0 MPa. En algunas realizaciones, la elasticidad de la superficie de acoplamiento con el/la paciente puede variar, de manera que sea menos elástica en áreas adyacentes a componentes rígidos, tales como los componentes electrónicos (condensadores, batería, placas de circuitos, etc.), y más elástica en otras áreas. Por ejemplo, las áreas de la superficie de acoplamiento con el/la paciente que no estén situadas al lado de la electrónica pueden tener una elasticidad de entre aproximadamente 0,40 MPa y aproximadamente 0,90 MPa. Hacer coincidir la elasticidad de los electrodos y el adhesivo con la elasticidad de la piel puede hacer que el desfibrilador portátil sea más cómodo.

Las propiedades de transporte de fluido del desfibrilador portátil pueden mejorarse para aumentar la comodidad, la salud de la piel y la capacidad de llevar puesto a largo plazo el desfibrilador portátil. En algunas realizaciones, el desfibrilador portátil incluye un elemento de transporte de fluido, configurado para transportar fluido en sentido opuesto a la piel. En algunas realizaciones, el elemento de transporte de fluido puede configurarse para transportar fluido en sentido opuesto a la piel para permitir que el desfibrilador externo portátil pueda llevarse puesto de manera continua durante las actividades en movimiento y en la ducha. Una forma de cuantificar las propiedades de transporte de fluido del dispositivo, o de porciones del dispositivo tales como el elemento de transporte de fluido, es la tasa de transmisión de humedad. La tasa de transmisión de humedad puede incluir la tasa de transmisión de fluido y de vapor. En algunas realizaciones, la tasa de transmisión de humedad del desfibrilador portátil completo puede seleccionarse para que coincida o exceda la tasa promedio de transpiración humana. La tasa promedio de transpiración humana puede ser de aproximadamente 250 g/m² por día. Un esfuerzo físico elevado puede producir humedad a una tasa de hasta aproximadamente 1.100 g/m² por hora; sin embargo, es poco probable que esa tasa de transpiración se mantenga por mucho tiempo. Las realizaciones de los desfibriladores portátiles dados a conocer en el presente documento pueden configurarse para transportar tasas de transpiración más altas, según sea necesario, para un esfuerzo físico elevado de corta duración. Por ejemplo, para altas tasas de transpiración, la capa de capilaridad puede transportar humedad a través del área de interfaz de paciente. La humedad puede ser absorbida por una capa de absorción de manera que el fluido pueda evaporarse a una tasa más lenta, a través de la carcasa.

El elemento de transporte de fluido puede ser un solo material o múltiples materiales o estructuras en el desfibrilador portátil. En algunas realizaciones, el elemento de transporte de fluido puede incluir una porción del sustrato de acoplamiento con el/la paciente. En algunas realizaciones, el elemento de transporte de fluido puede incluir un adhesivo. En algunas realizaciones, el elemento de transporte de fluido puede incluir una capa o material de transporte de fluido, tal como una capa de capilaridad. En algunas realizaciones, el elemento de transporte de fluido puede incluir una capa absorbente. En algunas realizaciones, el elemento de transporte de fluido puede incluir una carcasa exterior transpirable.

En algunas realizaciones, el elemento de transporte de fluido tiene una tasa media de transmisión de humedad de más de aproximadamente 10 g/m² por día, en función de un área de superficie del sustrato de acoplamiento con el/la paciente. En algunas realizaciones, el elemento de transporte de fluido tiene una tasa de transmisión de humedad promedio de más de aproximadamente 50 g/m² por día, en función de un área de superficie del sustrato de acoplamiento con el/la paciente. En algunas realizaciones, el elemento de transporte de fluido tiene una tasa media de transmisión de humedad de más de aproximadamente 100 g/m² por día, en función de un área de la superficie del sustrato de acoplamiento con el/la paciente. En algunas realizaciones, el elemento de transporte de fluido tiene una tasa de transmisión de humedad promedio de más de aproximadamente 150 g/m² por día, en función de un área de superficie del sustrato de acoplamiento con el/la paciente. En algunas realizaciones, el elemento de transporte de fluido tiene una tasa de transmisión de humedad promedio de más de aproximadamente 200 g/m² por día, en función de un área de superficie del sustrato de acoplamiento con el/la paciente. En algunas realizaciones, el elemento de transporte de fluido tiene una tasa de transmisión de humedad promedio de más de aproximadamente 250 g/m² por día, en función de un área de superficie del sustrato de acoplamiento con el/la paciente. En algunas realizaciones, el elemento de transporte de fluido tiene una tasa de transmisión de humedad promedio de más de aproximadamente 500 g/m² por día, en función de un área de superficie del sustrato de acoplamiento con el/la paciente.

En algunas realizaciones, pueden cuantificarse las propiedades de transporte de fluido del adhesivo. En algunas realizaciones el adhesivo tiene una tasa media de transmisión de humedad de más de aproximadamente 10 g/m² por día, en función de un área de la superficie del sustrato de acoplamiento con el/la paciente. En algunas realizaciones, pueden cuantificarse las propiedades de transporte de fluido del adhesivo. En algunas realizaciones, el adhesivo tiene una tasa de transmisión de humedad promedio de más de aproximadamente 50 g/m² por día, en función de un área de superficie del sustrato de acoplamiento con el/la paciente. En algunas realizaciones, el adhesivo tiene una tasa de transmisión de humedad promedio de más de aproximadamente 100 g/m² por día, en función de un área de superficie del sustrato de acoplamiento con el/la paciente. En algunas realizaciones, el adhesivo tiene una tasa de transmisión de humedad promedio de más de aproximadamente 150 g/m² por día, en función de un área de superficie del sustrato de acoplamiento con el/la paciente. En algunas realizaciones, el adhesivo tiene una tasa de transmisión de humedad promedio de más de aproximadamente 200 g/m² por día, en función de un área de superficie del sustrato de acoplamiento con el/la paciente. En algunas realizaciones, el adhesivo tiene una tasa de transmisión de humedad promedio de más de aproximadamente 250 g/m² por día, en función de un área de superficie del sustrato de acoplamiento con el/la paciente. Los electrodos de almohadilla de desfibrilación y los electrodos sensores también pueden tener cualquiera de las propiedades de transporte de vapor de humedad que presenta el adhesivo.

La tasa de transmisión de vapor de humedad del sustrato de acoplamiento con el/la paciente puede configurarse para transportar la humedad en sentido opuesto a la piel. En algunas realizaciones, el desfibrilador portátil tiene un sustrato de acoplamiento con el/la paciente que incluye el adhesivo, los electrodos sensores y el electrodo de almohadilla de desfibrilación, con una tasa de transmisión de humedad superior a aproximadamente 250 g/m² por día, en función del área de superficie del sustrato del acoplamiento con el/la paciente. La tasa de transmisión de

- vapor de humedad puede ser la transmisión promedio de vapor de humedad a través del área de superficie total de la superficie de acoplamiento con el/la paciente (por ejemplo, el área de superficie del adhesivo, el electrodo de almohadilla de desfibrilación y los electrodos sensores). En algunas realizaciones, la superficie de acoplamiento con el/la paciente tiene una tasa de transmisión de humedad promedio superior a aproximadamente 10 g/m² por día, en función de un área de superficie del sustrato de acoplamiento con el/la paciente. En algunas realizaciones la superficie de acoplamiento con el/la paciente tiene una tasa promedio de transmisión de humedad de más de aproximadamente 50 g/m² por día, en función de un área de la superficie del sustrato acoplamiento con el/la paciente. En algunas realizaciones la superficie de acoplamiento con el/la paciente tiene una tasa promedio de transmisión de humedad de más de aproximadamente 100 g/m² por día, en función de un área de la superficie del sustrato de acoplamiento con el/la paciente. En algunas realizaciones, la superficie de acoplamiento con el/la paciente tiene una tasa de transmisión de humedad promedio de más de aproximadamente 150 g/m² por día, en función de un área de superficie del sustrato de acoplamiento con el/la paciente. En algunas realizaciones la superficie de acoplamiento con el/la paciente tiene una tasa promedio de transmisión de humedad de más de aproximadamente 200 g/m² por día, en función de un área de la superficie del sustrato acoplamiento con el/la paciente. En algunas realizaciones, el sustrato de acoplamiento con el/la paciente tiene una tasa de transmisión de vapor de humedad superior a aproximadamente 500 g/m² por día. En algunas realizaciones, el sustrato de acoplamiento con el/la paciente tiene una tasa de transmisión de vapor de humedad mayor de aproximadamente 1.000 g/m² por día.
- La carcasa también puede facilitar la transmisión de vapor de humedad desde la superficie de la piel, a través del sustrato de acoplamiento con el/la paciente y hacia el exterior del desfibrilador portátil. En algunas realizaciones, la superficie interior de la carcasa puede ser permeable al vapor de agua, de modo que el vapor de agua puede pasar desde el interior del dispositivo a través de la carcasa, hasta el exterior del dispositivo. En algunas realizaciones, la superficie interior de la carcasa es permeable al vapor de agua, de modo que el vapor de agua pueda pasar desde la superficie interior hasta la superficie exterior con una tasa de transmisión de vapor de humedad superior a aproximadamente 250 g/m² por día, en función del área de superficie de la superficie de acoplamiento con el/la paciente. En algunas realizaciones, la velocidad de transmisión de vapor de humedad de la carcasa es mayor de aproximadamente 500 g/m² por día, en función del área de superficie de la superficie de acoplamiento con el/la paciente. En algunas realizaciones la velocidad de transmisión de vapor de humedad de la carcasa es mayor de aproximadamente 1000 g/m² por día, en función del área superficial de la superficie de acoplamiento con el/la paciente. En algunas realizaciones, la tasa de transmisión de vapor de humedad de la carcasa es mayor de aproximadamente 1.500 g/m² por día, en función del área de superficie del exterior de la carcasa. En algunas realizaciones, la tasa de transmisión de vapor de humedad de la carcasa es mayor de aproximadamente 2.000 g/m² por día, en función del área de superficie del exterior de la carcasa. En algunas realizaciones, la tasa de transmisión de vapor de humedad de la carcasa es mayor de aproximadamente 5.000 g/m² por día, en función de la superficie del exterior de la carcasa. En algunas realizaciones, la tasa de transmisión de vapor de humedad de la carcasa es mayor de aproximadamente 10.000 g/m² por día, en función del área de superficie del exterior de la carcasa. En algunas realizaciones, la tasa de transmisión de vapor de humedad de la carcasa puede ser de hasta aproximadamente 25.000 g/m² por día, en función del área de superficie del exterior de la carcasa.
- Los desfibriladores portátiles dados a conocer en el presente documento pueden tener una construcción multicapas, que puede mejorar adicionalmente la capacidad de llevar puesto a largo plazo el desfibrilador. La Figura 4 ilustra múltiples vistas de una porción de un parche inferior 600 de un desfibrilador portátil 600 de acuerdo con algunas realizaciones. Una vista superior del parche inferior 600 muestra la carcasa exterior 602 y el contorno adhesivo 604. La carcasa 602 incluye dos botones 606. El contorno adhesivo 604 puede usarse para evitar que la humedad entre en el espacio entre la piel y los electrodos y la almohadilla de desfibrilación. El contorno adhesivo 604 también puede usarse para evitar que el dispositivo se desprenda inadvertidamente, debido a la abrasión mecánica en los bordes del dispositivo. El contorno adhesivo puede tener un grosor de menos de aproximadamente 0,25 mm. En algunas realizaciones, el contorno adhesivo tiene un grosor de entre aproximadamente 0,025 mm y aproximadamente 0,12 mm. La segunda vista del parche inferior 600 es una vista isométrica que ilustra la construcción multicapas del parche inferior 600. El parche inferior 600 incluye una capa 608, configurada para entrar en contacto con la piel del/la paciente para el uso prolongado. La capa 608 que hace contacto con la piel del/la paciente incluye un adhesivo 610, electrodos sensores y un electrodo 612 de almohadilla de desfibrilación, configurado para hacer contacto con la piel para el uso prolongado. El adhesivo 610, los electrodos sensores y la almohadilla 612 de desfibrilación pueden incluir estructuras complementarias para encajar entre sí, para formar la capa o el sustrato que hace contacto con la piel. En algunas realizaciones, el adhesivo puede ser parte de un elemento de transporte de fluido. En algunas realizaciones, puede modificarse el adhesivo para mejorar las propiedades de transporte de fluido.
- Una capa 614 de capilaridad puede estar en contacto con la capa 608 que contiene uno o más del adhesivo 610, electrodos de hidrogel, electrodos sensores y las almohadillas 612 de desfibrilación. En algunas realizaciones, la capa 614 de capilaridad es parte de un elemento de transporte de fluido. La capa 614 de capilaridad puede mejorar la difusión de un fluido, tal como agua líquida, vapor y humedad, desde la piel, a través de la capa (p. ej., adhesivo y electrodos) en contacto con la piel del/la paciente. Además de absorber y expulsar el fluido a través del adhesivo y los electrodos, la capa de capilaridad también puede difundir fluidos a través de un área de superficie dominante de la capa de capilaridad. La capa de capilaridad puede tener una estructura flexible de tipo laminar, que puede

ajustarse a la morfología superficial deseada para el dispositivo y a la piel del/la paciente. La estructura flexible de tipo laminar tiene un área de superficie dominante, que es el área de la superficie laminar plana de la capa. El área de superficie dominante puede ser el lado de la capa más cercano al lado de acoplamiento con el/la paciente/piel de del/la paciente de la capa, o el lado de la capa más cercano al lado de carcasa externa de la capa. La propagación de fluido a través del área de superficie dominante de la capa de capilaridad puede mejorar en gran medida las propiedades de transporte de fluido del dispositivo, al extender el fluido sobre un área de superficie más grande para mejorar la evaporación y el transporte de fluido a través de la carcasa exterior. El transporte de fluido mejorado puede aumentar la comodidad para el/la usuario/a y aumentar la capacidad de llevar puesto a largo plazo el dispositivo, p. ej. al evitar que la transpiración de la piel afecte al contacto eléctrico entre la piel y los electrodos sensores y de desfibrilación, y que interfiera con las propiedades adhesivas del adhesivo. Se puede usar una sección absorbente 616 o una pluralidad de secciones 616 junto con la capa 614 de capilaridad, para mejorar adicionalmente el transporte de humedad entre la piel y el dispositivo. En algunas realizaciones, la sección absorbente puede ser parte del elemento de transporte de fluido. En algunas realizaciones también puede perforarse el adhesivo 610 utilizado en el sustrato de acoplamiento con el/la paciente, para mejorar aún más el transporte de humedad a través de la capa adhesiva. La capa adhesiva perforada puede ser parte del elemento de transporte de fluido.

Puede usarse un chasis semirrígido 618 de base para proporcionar soporte estructural adicional para los componentes más pesados del dispositivo, tales como la electrónica del dispositivo. El chasis ilustrado puede tener el módulo o módulos 620 de electrónica montados en el chasis 618. El desfibrilador ilustrado monta la electrónica 620 en el chasis 618 utilizando un bastidor 622 de montaje. La electrónica puede incluirse dentro de una o más carcasas impermeables dentro de la una o más carcasas del dispositivo. La electrónica se puede conectar a los electrodos sensores y a las almohadillas de desfibrilación utilizando un material conductor flexible, que puede enrutarse a través de la estructura multicapas del dispositivo. Ejemplos de materiales que pueden usarse para el chasis semirrígido 618 incluyen poliéster, polietileno, poliestireno, poliuretano y vinilo.

La carcasa 602 puede ser flexible. En algunas realizaciones, la carcasa flexible puede usarse para mantener el dispositivo unido. La carcasa flexible también puede ser elástica. La carcasa puede ser resistente a impactos, desgarros, suciedad, productos químicos y bacterias. La superficie exterior de la carcasa puede presentar una baja fricción, para reducir el desgaste y disminuir la probabilidad de que se acople a la ropa y los objetos. En algunas realizaciones, la superficie exterior de la carcasa es resistente al agua. En algunas realizaciones, la superficie exterior de la carcasa es hidrófoba. La carcasa puede ser impermeable para evitar que el agua entre en el interior del dispositivo a través de la carcasa. En algunas realizaciones, la carcasa puede ser permeable al aire. Ejemplos de materiales que pueden usarse para la carcasa incluyen telas a base de poliéster o poliuretano. La tela puede ser tricotada, tejida o no tejida. En algunas realizaciones la carcasa puede ser parte del elemento de transporte de fluido.

Las propiedades de las capas individuales pueden seleccionarse para lograr un desfibrilador portátil con las propiedades mecánicas, de resistencia, de flexibilidad, adhesivas, eléctricas y químicas deseadas.

La Figura 5 ilustra una realización de una porción 700 de un desfibrilador portátil con una construcción multicapas. La Figura 5 muestra secciones discretas del hidrogel 702 para electrodo sensor, el hidrogel 704 para electrodo de desfibrilación, y el adhesivo 706, que tienen formas complementarias de manera que el hidrogel 702 para electrodo sensor, el hidrogel 704 para electrodo de desfibrilación, y el adhesivo 706 puedan combinarse y disponerse en un sustrato que tenga una capa plana o forma sustancialmente plana, tal que cada uno de los electrodos sensores, el electrodo de almohadilla de desfibrilación y el adhesivo puedan adaptarse a la piel del/la paciente. El sustrato de acoplamiento con el/la paciente incluye el hidrogel 702 para electrodo sensor, el hidrogel 704 para electrodo de desfibrilación y el adhesivo 706, y está configurado para hacer contacto con la piel del/la paciente y para ser adecuado para un uso prolongado. El hidrogel 702 para electrodo sensor puede disponerse en múltiples electrodos discretos, para detectar o adquirir una señal cardíaca en diferentes puntos de contacto. El hidrogel 704 para electrodo de desfibrilación tiene un área de superficie más grande, para proporcionar un contacto suficiente con la piel al tiempo que se administra un pulso de energía de desfibrilación. El adhesivo 706 puede ser un adhesivo transpirable de alta adherencia. En algunas realizaciones, el adhesivo 706 puede ser un gel que esté perforado, como se muestra en la FIG. 5, para mejorar las propiedades de transpirabilidad y/o de transporte de humedad del adhesivo. Los hidrogeles utilizados para el electrodo 704 de almohadilla de desfibrilación y los electrodos sensores 702 también pueden tener propiedades adhesivas, para mejorar el contrato eléctrico con la piel y para proporcionar un soporte estructural adicional para el dispositivo.

El adhesivo puede seleccionarse para que soporte el peso del desfibrilador portátil durante las actividades efectuadas a lo largo de un periodo de 10 a 14 días. El adhesivo también se puede seleccionar para controlar la humedad, para que sea cómodo y no irritante, y para que sea fácil de eliminar. En algunas realizaciones, pueden usarse múltiples tipos diferentes de adhesivos. Algunos ejemplos de tipos de adhesivos que pueden usarse incluyen hidrocoloide, silicona, acrílico, poliolefina, etc. El adhesivo hidrocoloide generalmente tiene una alta resistencia, pero puede ser más difícil de eliminar. La silicona presenta una buena resistencia y puede eliminarse más fácilmente. La silicona perforada, en combinación con una capa de capilaridad, puede lograr excelentes propiedades de transporte de humedad al tiempo que mantiene la adherencia a la piel.

Se ilustra una película conductora 708 de electrodo. La película conductora 708 de electrodo puede estar en comunicación eléctrica con uno o más de los electrodos sensores 702 y el hidrogel 704 para electrodo de desfibrilación. En algunas realizaciones, la película conductora 708 de electrodo puede laminarse en la estructura de soporte, tal como un chasis 710 de poliéster (PET), para formar un circuito flexible. En algunas realizaciones, los sensores adicionales descritos en el presente documento también pueden fabricarse dentro del circuito flexible, para facilitar la fabricación. En la FIG. 5 se ilustra una estructura 710 de soporte. La estructura 710 de soporte puede usarse para soportar la electrónica del dispositivo, y para distribuir la carga cortante del dispositivo a través de la huella del dispositivo. La estructura 710 de soporte puede ser semirrígida, para proporcionar soporte a la electrónica y para mejorar la distribución del peso. Se puede usar un material 712 de transporte de humedad para mejorar el transporte de humedad desde el lado de electrodo y adhesivo del dispositivo, hacia el exterior del dispositivo. El material 712 de transporte de humedad puede ser un tejido de capilaridad. Ejemplos de materiales de capilaridad incluyen materiales tales como algodón, poliéster y construcciones no tejidas. La capa de transporte de humedad puede extraer la humedad de la piel a través del adhesivo y los hidrogeles. En algunas realizaciones, la capa de transporte de humedad o fluido tiene una capacidad de absorción superior a aproximadamente el 500 %. En algunas realizaciones, la capa de transporte de fluido o de capilaridad es una tela no tejida, que es una mezcla de poliéster y celulosa. En algunas realizaciones, la proporción entre celulosa y poliéster puede ser de aproximadamente 45/55 a 65/35, con un peso base de 30-120 g/m². En un ejemplo, la capa es una mezcla de un 50/50 de celulosa y poliéster, con un peso base de 70 g/m², y tiene una capacidad de absorción de aproximadamente el 850 %.

Se ilustra un material 714 de carcasa exterior. El material 714 de carcasa exterior puede estar fabricado con un tejido, laminado u otro material o estructura que sea transpirable y tenga cierta resistencia al agua. El material 714 de carcasa exterior puede ser flexible y resistente a la abrasión, para reducir la fricción entre el material de carcasa exterior y la ropa. Ejemplos de materiales 714 de carcasa exterior incluyen telas no tejidas, estructuras laminadas y estructuras de tejido laminadas. En algunas realizaciones, puede usarse un material de tela de poliuretano no tejida como la carcasa exterior. Las estructuras laminadas pueden incluir una capa externa, una capa de membrana y una capa interna. Los materiales de la capa externa, la capa de membrana y la capa interna pueden seleccionarse para proporcionar una estructura laminada transpirable con una superficie exterior hidrófoba, para proporcionar resistencia al agua. En algunas realizaciones, el material de carcasa exterior es resistente al agua. En algunas realizaciones, el material de carcasa exterior es hidrófobo. En algunas realizaciones, el material de carcasa exterior es impermeable.

Se ilustra un contorno adhesivo exterior 716. El contorno adhesivo 716 está configurado para conectarse al perímetro del dispositivo y para acoplarse adhesivamente a la piel, para mejorar la adhesión entre la porción del desfibrilador portátil y la piel del/la paciente. El contorno adhesivo 716 puede estar fabricado con un poliuretano no tejido, delgado y flexible, con un adhesivo de alta adherencia. El contorno adhesivo 716 puede formar un sello sustancialmente impermeable entre el perímetro del dispositivo y la piel del/la paciente, para evitar que pase agua desde el exterior del dispositivo hasta el área situada entre los electrodos y la piel del/la paciente. El contorno adhesivo 716 puede tener una sección transversal inclinada, como se muestra en la FIG. 6; 818.

La Figura 6 ilustra una sección transversal de una porción de un desfibrilador portátil de acuerdo con algunas realizaciones. El sustrato de interfaz con el/la paciente incluye un adhesivo 802 e hidrogeles para el electrodo 804 de almohadilla de desfibrilación y los electrodos sensores 806. Una capa conductora 808 proporciona comunicación eléctrica entre el módulo de electrónica y los electrodos 804, 806 en hidrogel. El sustrato de interfaz con el/la paciente incluye una capa transpirable 810 de capilaridad, que sirve como elemento de transporte de humedad que mejora el transporte de humedad a través de los electrodos 804, 806 en hidrogel y el adhesivo 802. El módulo 812 de electrónica puede albergarse en una carcasa 814 impermeable o resistente al agua. Se puede usar una capa de soporte (no mostrada) para esparcir el peso total del módulo de electrónica entre la capa 812 de capilaridad y la carcasa 814. Puede usarse opcionalmente una montura 815 de carcasa de electrónica, para montar la electrónica en el dispositivo o en una capa de soporte opcional. La capa de soporte puede estar situada en el lado de electrodos o en el lado de carcasa exterior del módulo 812 de electrónica, o en ambos lados. El material 816 de carcasa exterior puede estar fabricado con un material repelente al agua y transpirable. Las capas pueden soldarse entre sí a lo largo del perímetro del dispositivo. Para mejorar la adherencia puede usarse una película adhesiva delgada 818 de poliuretano a lo largo del perímetro del dispositivo. La película adhesiva delgada 818 puede mejorar el perfil del dispositivo a lo largo de los bordes, de manera que la sección transversal del dispositivo se estreche hacia el exterior del dispositivo. El estrechamiento puede reducir la probabilidad de que los bordes del dispositivo se despeguen o queden atrapados en la ropa u otros artículos, y rompan el sello del contorno adhesivo 818.

La Figura 7 ilustra una realización de un desfibrilador portátil 900. El desfibrilador portátil incluye una primera porción o parche 902 con un sustrato de acoplamiento con el/la paciente, que incluye una almohadilla de desfibrilación y electrodos sensores, y una segunda porción o parche 904 con un sustrato de acoplamiento con el/la paciente, que incluye una almohadilla de desfibrilación y electrodos sensores. La primera porción 902 y la segunda porción 902 pueden conectarse mediante una conexión 906 de cable, como se ilustra en la Figura 7. La conexión 906 de cable puede ser flexible, extensible y/o ajustable, para adaptarse a diferentes anatomías del/la paciente. La primera porción 902 ilustrada incluye un módulo 908 de electrónica y una carcasa 910. El módulo 908 de electrónica ilustrado incluye un primer compartimento 912 y un segundo compartimento 914, en comunicación eléctrica. El

primer y segundo compartimentos 912, 914 están configurados para contener la batería, el controlador y los condensadores. La carcasa 910 ilustrada está configurada para conectar con la primera porción 902 del desfibrilador portátil, para albergar el módulo 908 de electrónica dentro de la carcasa 910. El material de la carcasa puede tener una o más de las siguientes propiedades: resistencia al agua, resistencia al desgarro, resistencia a la suciedad, propiedades antimicrobianas, flexibilidad, resistencia química, moldeable/deformable, una superficie exterior lisa, y una superficie exterior hidrófoba. En algunas realizaciones, la carcasa tiene un exterior impermeable y una superficie interior que es permeable al vapor de agua y a líquidos, de manera que el agua pueda fluir a través de la carcasa hacia el exterior del dispositivo. El módulo de electrónica puede tener una carcasa rígida que sea resistente a los impactos, resistente al agua, y liviana. El módulo de electrónica puede incluir características de LED y botones. La primera y la segunda porciones pueden estar fabricadas con un material que tenga una o más de las siguientes propiedades: transpirabilidad, antifúngico, antimicrobiano, hidrófobo, opaco, translúcido, coloreado, con una estructura laminada multicapas, etc. La primera y segundas porciones pueden estar comoldeadas. La estructura multicapas puede incluir enrutamiento para componentes electrónicos, y puede admitir circuitos flexibles e interconexiones.

La Figura 8 ilustra una realización de un desfibrilador portátil 1000. El desfibrilador portátil 1000 tiene un parche superior 1002 con un sustrato de acoplamiento con el/la paciente, que incluye dos electrodos sensores 1004 de ECG y un electrodo 1006 de almohadilla de desfibrilación. El desfibrilador portátil tiene un parche inferior 1008 con un sustrato de acoplamiento con el/la paciente, que incluye tres electrodos sensores 1010 de ECG y un electrodo 1012 de almohadilla de desfibrilación. El parche inferior incluye el módulo de electrónica. El módulo de electrónica incluye el controlador, el condensador y la batería. La batería puede cargar los condensadores, tras lo cual los condensadores suministran energía eléctrica a cada una de las almohadillas de desfibrilación, para proporcionar una terapia eléctrica al/la paciente que lleve puesto el desfibrilador portátil.

Las Figuras 9 y 10 ilustran una realización de un desfibrilador portátil 1100. Las Figuras 9 y 10 ilustran los electrodos para mostrar la ubicación relativa en el/la paciente, aunque los electrodos se encuentran en el lado del desfibrilador portátil 1100 que hace contacto con la piel. El desfibrilador portátil 1100 tiene un parche superior 1102 con un sustrato de acoplamiento con el/la paciente, que incluye dos electrodos sensores 1104 de ECG a cada lado de un electrodo 1106 de almohadilla de desfibrilación. El desfibrilador portátil 1100 tiene un parche inferior 1108 con un sustrato de acoplamiento con el/la paciente, que incluye un electrodo 1110 de desfibrilación y tres electrodos sensores 1112 de ECG, separados a través de la superficie del dispositivo. El parche inferior incluye el módulo 1114 de electrónica.

Las Figuras 11-13 ilustran tres perfiles diferentes de realizaciones para la forma del parche inferior. Cada una de las disposiciones de parche inferior incluye un sustrato de acoplamiento con el/la paciente que tiene tres electrodos sensores de ECG y un electrodo de almohadilla de desfibrilación, en un sustrato configurado para estar en contacto con la piel del/la usuario/a. La Figura 11 ilustra un parche inferior 1200 con un sustrato de acoplamiento con el/la paciente, que tiene un electrodo 1202 de almohadilla de desfibrilación, un adhesivo 1204 y un contorno adhesivo 1206. La Figura 11 muestra una vista abierta de la carcasa de electrónica, con los condensadores 1208 que tienen una sección transversal semicircular. La Figura 12 ilustra un parche inferior 1220 con un sustrato de acoplamiento con el/la paciente, que tiene un electrodo 1222 de almohadilla de desfibrilación, un adhesivo 1224, un contorno adhesivo 1226, unos electrodos sensores 1228 de ECG y una carcasa 1230. La Figura 13 ilustra un parche inferior 1240 con un sustrato de acoplamiento con el/la paciente, que tiene un electrodo 1242 de almohadilla de desfibrilación, un adhesivo 1244, un contorno adhesivo 1246, unos electrodos sensores 1248 de ECG y una carcasa 1250. Los diferentes parches inferiores tienen diferentes formas de almohadilla de electrodo de desfibrilación, cada una de las cuales está configurada para proporcionar un pulso de desfibrilación de energía eléctrica a la piel del/la usuario/a. El parche inferior puede utilizar una forma de parche y una forma de carcasa que se adapten a los contornos del cuerpo, y puede moverse con el cuerpo mientras se lleva puesto. El parche y la carcasa pueden tener una configuración compacta de componentes, que puede estar conformada para seguir la línea de las costillas para un uso y una adherencia más estables a largo plazo. El parche puede llevarse puesto de manera que se extienda lateralmente por debajo del brazo. Preferentemente, la carcasa no se extiende lateralmente por debajo del brazo porque esa configuración puede resultar menos cómoda para el/la usuario/a mientras duerme. La carcasa puede colocarse sobre la caja torácica, ya que la piel se desplaza menos sobre la caja torácica. El parche inferior y la carcasa pueden disponerse de manera tal que la carcasa fluya y permanezca dentro de la línea de la caja torácica, mientras el/la usuario/a la lleve puesta, para minimizar la molestia causada por el dispositivo. En algunas realizaciones, cada uno de los parches puede tener elementos de transporte de fluido y/o elementos elásticos, como se ha mencionado anteriormente.

En las realizaciones de desfibrilador portátil dadas a conocer en el presente documento pueden utilizarse condensadores que tengan diferentes formas y secciones transversales. En algunas realizaciones, en los desfibriladores portátiles dados a conocer en el presente documento pueden utilizarse condensadores redondos de aluminio, condensadores planos de aluminio, y un condensador de tantalio/aluminio con forma semicircular. Pueden usarse múltiples condensadores para proporcionar el voltaje y la capacitancia deseados al desfibrilador portátil, al tiempo que se mantiene un perfil pequeño y liviano. Seis de los condensadores redondos de aluminio estándar pueden proporcionar las propiedades eléctricas deseadas para el banco de condensadores. Cuatro de los condensadores de aluminio redondos personalizados pueden proporcionar las propiedades eléctricas deseadas para

el banco de condensadores. Cinco de los condensadores de aluminio redondos personalizados pueden proporcionar las propiedades eléctricas deseadas para el banco de condensadores.

Las Figuras 16-17C ilustran vistas de perfil lateral de formas de carcasa utilizadas en realizaciones de desfibrilador portátil. El contorno de la carcasa y los dispositivos físicos dentro de la carcasa pueden diseñarse para que se adapten al tamaño y la forma del torso del/la paciente. La carcasa 1600 y los dispositivos físicos pueden estar contenidos en varias secciones 1602, 1604, como se muestra en la Figura 16, para mejorar la flexibilidad del desfibrilador portátil y para mejorar la conformidad con el torso del/la paciente. La carcasa puede estar fabricada con un material flexible, para permitir que la carcasa se flexione e imite el perfil del torso del/la paciente. La disposición de la electrónica y los condensadores 1606 puede hacerse de manera que se adapte a los contornos del torso, y para minimizar el espesor total del producto. La carcasa se puede montar sobre el parche de manera que la carcasa se mantenga dentro del área de la línea de las costillas, para una mayor comodidad y un mayor soporte.

Las Figuras 17A-17C ilustran varias realizaciones de disposiciones de los condensadores y la carcasa, en relación con el torso 1708 y los brazos 1709. El tamaño y la configuración de los condensadores se pueden seleccionar para mantener un tamaño pequeño de la carcasa, y para tratar de evitar la interferencia con las extremidades cuando sea posible. Por ejemplo, la carcasa puede estar dispuesta para limitar o minimizar el perfil de la carcasa que se extiende debajo del brazo. La Figura 17A muestra una sección transversal de un dispositivo 1700, con una primera sección 1702 de carcasa y una segunda sección 1704 de carcasa. La primera carcasa 1702 y la segunda carcasa 1704 incluyen condensadores 1706 disponibles en el mercado. La Figura 17B muestra una sección transversal de un dispositivo 1710, con una primera sección 1712 de carcasa y una segunda sección 1714 de carcasa. La primera carcasa 1712 y la segunda carcasa 1714 incluyen condensadores personalizados 1716. La Figura 17C muestra una sección transversal de un dispositivo 1720, con una primera sección 1722 de carcasa y una segunda sección 1724 de carcasa. La primera carcasa 1722 y la segunda carcasa 1724 incluyen condensadores personalizados 1726.

Las Figuras 28A-28D ilustran diferentes formas de parche inferior de acuerdo con algunas realizaciones, y cómo pueden colocarse el parche inferior y la carcasa sobre una usuaria. La Figura 28A ilustra un parche inferior 2800 y una carcasa 2804 con unas líneas 2802 de desgaste, para ubicaciones que puedan experimentar desgaste y voltaje adicionales. En algunas realizaciones, pueden reforzarse o rigidizarse las estructuras en capas adyacentes a estas áreas para mejorar la resistencia al desgaste.

La FIG. 28B ilustra un parche inferior 2810 con una carcasa 2812 de electrónica. El parche inferior del desfibrilador portátil puede diseñarse de tal manera que se coloque sobre la caja torácica de una usuaria, debajo del sujetador, de manera que la carcasa se extienda debajo del sujetador 2814 como se muestra en las FIGS. 28C y 28D. Los desfibriladores portátiles pueden diseñarse para evitar áreas de ropa interior, para mejorar la comodidad general. Los desfibriladores portátiles pueden diseñarse para que sean unisex y puedan ajustarse a una única talla para todos los tipos de cuerpo. Los desfibriladores portátiles pueden incluir puntos de referencia de forma sobre la carcasa, o parches para informar al/la usuario/a de la colocación correcta y guiar al/la mismo/a para que coloque las almohadillas del desfibrilador en las áreas apropiadas.

Las Figuras 29A-29C y 30A-30C ilustran diferentes diseños de cable que pueden usarse entre el parche inferior y el parche superior. La sección de cable que conecta los parches superior e inferior puede diseñarse para que sea flexible, extensible y para proporcionar una articulación entre el parche superior e inferior. La sección de cable también puede diseñarse para que tenga un perfil bajo, para minimizar la interferencia con la ropa y la ropa interior. En un ejemplo, los alambres pueden estar trenzados para moverse y extenderse libremente cuando sea necesario. La sección de cable puede tener una construcción estrechada a lo largo del esternón y el área del esternón, para evitar una irritación excesiva de la piel. La sección de cable puede tener propiedades elásticas, para minimizar el voltaje entre los parches superior e inferior. En algunas realizaciones, la sección de cable puede incluir un cable elástico de múltiples hilos, dentro de un manguito resistente al agua. En algunas realizaciones, el cableado puede recibir un exceso de cableado. La Figura 29A ilustra un desfibrilador portátil 2900 con un parche superior 2902, un parche inferior 2904 y una sección 2906 de cable con un sistema de cable expuesto que cuelga libremente. La Figura 29B ilustra un desfibrilador portátil 2910 con un parche superior 2912, un parche inferior 2914 y un cable integrado 2916, que puede deslizarse por dentro de una carcasa flexible. La Figura 29C ilustra un desfibrilador portátil 2920 con un parche superior 2922, un parche inferior 2924 y un cable trenzado 2926, dentro de una carcasa flexible 2928. La Figura 30A ilustra un desfibrilador portátil 3000 con un parche superior 3002, un parche inferior 3004 y un cable 3006 dentro de un manguito 3008, ajustable de manera deslizable. La Figura 30B ilustra un desfibrilador portátil 3010 con un parche superior 3012, un parche inferior 3014 y una sección 3016 de cable, que puede extenderse desde una sección central del parche inferior para evitar el esternón. La Figura 30C ilustra dos patrones 3020, 3022 de cable trenzado diferentes, que pueden usarse con cualquiera de las realizaciones de desfibrilador portátil dadas a conocer en el presente documento.

Las Figuras 31A-31D ilustran diversos factores de forma para un parche superior de acuerdo con algunas realizaciones, junto con ejemplos de la colocación del parche superior sobre el pecho de una usuaria. La Figura 31 ilustra unos parches superiores 3100, 3102 y 3104. La FIG. 31B muestra el parche superior 3100 sobre el pecho de una usuaria. La FIG. 31C muestra el parche superior 3102 sobre el pecho de una usuaria. La FIG. 31D muestra el

5 parche superior 3102 sobre el pecho de una usuaria. La forma del parche superior puede optimizarse para que se ajuste a la región pectoral del/la usuario/a. El parche superior puede moldearse para minimizar el solapamiento con las correas del sujetador, y otros tipos de prendas interiores comunes. Habitualmente, los desfibriladores portátiles dados a conocer en el presente documento están configurados para que sean unisex; sin embargo, en algunas realizaciones, los parches superior e inferior pueden configurarse específicamente para la anatomía masculina o femenina, con diferentes tamaños y formas.

10 La Figura 32 ilustra diferentes formas y diseños de carcasa que pueden usarse con los desfibriladores portátiles dados a conocer en el presente documento. Las diferentes formas de carcasa tienen botones de control, en diferentes disposiciones. La Figura 32 ilustra una carcasa 3210 con unos botones 3212 en el lateral de la misma. La Figura 32 ilustra una carcasa 3220 con unos botones 3222 en el lateral de la misma. La Figura 32 ilustra una carcasa 3230 con unos botones 3232 en el lado de la misma. La Figura 32 ilustra una carcasa 3240 con unos botones 3242 en la parte frontal de la misma. La Figura 32 ilustra una carcasa 3250 con unos botones 3252 en la parte frontal de la misma. Los dos botones de control pueden requerir su presionado simultáneo una la activación, para evitar el presionado o contacto accidental. Los botones pueden estar ubicados ergonómicamente para que el/la usuario/a pueda alcanzarlos fácilmente, para apretarlos o presionarlos simultáneamente. La carcasa puede estar contorneada para atraer los dedos del/la usuario/a hacia el botón. La carcasa también puede incluir una proyección o contorno de superficie para ayudar a guiar al/la usuario/a hacia los botones, ya que la ropa situada sobre la carcasa puede bloquear la visualización de los botones de la misma.

20 Cuando los electrodos están en contenido eléctrico continuo con la piel del/la paciente, el desprendimiento de la piel puede aumentar la impedancia de la piel. Una forma de minimizar los problemas asociados con el desprendimiento de la piel es mover los electrodos cada 10 a 14 días aproximadamente, o al menos una vez durante el primer mes de uso.

25 En algunas realizaciones puede usarse una disposición de electrodo pasivo. Por ejemplo, se puede usar un hidrogel que esté en contacto continuo con la piel. El hidrogel se puede modificar para mejorar la compatibilidad con la piel y reducir la irritación de la misma. Por ejemplo, el hidrogel se puede hidratar, podría adaptarse a la elasticidad de la piel, o podría adaptarse a los parámetros fisiológicos de la piel, incluyendo el pH y el transporte de humedad. Adicionalmente, el hidrogel excluirá los productos químicos que degraden la piel, tales como champús, que pueden atacar los lípidos del estrato córneo.

30 El electrodo puede ser adaptable al cuerpo. El electrodo puede estar diseñado para adaptarse a una anatomía específica del cuerpo.

35 En algunas realizaciones, la elasticidad del electrodo se modifica para que se adapte a la naturaleza elástica de la piel. Hacer coincidir la elasticidad del electrodo con la de la piel puede disminuir la irritación de la piel, y hacer que sea más cómodo llevar puesto el electrodo durante un plazo prolongado. En algunas realizaciones, los electrodos pueden tener un diseño de tipo espiral. En algunas realizaciones, el electrodo puede incluir una hendidura o bisagra, para permitir la curvatura y flexión mientras se adhiere el mismo a la piel. En algunas realizaciones, puede añadirse un material sobre el electrodo. El material puede añadirse para modificar las propiedades del electrodo. Por ejemplo, se puede aplicar sobre el electrodo un hidrogel o gel para electrodo, tal como AgCl o Sn, para mejorar la propagación de la corriente térmica y limitar el calentamiento resistivo del tejido.

40 En algunas realizaciones, se proporcionan almohadillas de desfibrilación adecuadas para llevarlas puestas a largo plazo. Por ejemplo, una superficie de acoplamiento con el/la paciente puede incluir uno o más electrodos sensores configurados para interactuar con la piel del/la paciente, para detectar una señal cardiaca, una almohadilla de electrodo de desfibrilación, configurada para interactuar con la piel del/la paciente y para administrar una terapia eléctrica al/la paciente, estando configurada la almohadilla de electrodo de desfibrilación para que esté en comunicación eléctrica continua con la piel del/la paciente; y un sustrato de acoplamiento con el/la paciente que comprende un adhesivo, el uno o más electrodos sensores, la almohadilla de electrodo de desfibrilación y un elemento de transporte de fluido, configurado para transportar el fluido en sentido opuesto a la piel, para permitir que el desfibrilador externo portátil pueda llevarse puesto de manera continua durante las actividades en movimiento y en la ducha.

50 En algunas realizaciones, los electrodos de almohadilla de desfibrilación utilizados en los desfibriladores portátiles dados a conocer en el presente documento pueden incluir un hidrogel y una estructura de fibra de carbono tejida. La estructura de electrodo de fibra de carbono tejida puede adaptarse a la piel y suministrar energía eléctrica a la piel durante un choque de desfibrilación. Alrededor de la almohadilla de desfibrilación de fibra de carbono-hidrogel puede usarse un contorno adhesivo, para minimizar el desprendimiento de los bordes y la entrada de humedad.

60 El diseño del electrodo se puede seleccionar de manera que se mantenga un ambiente local entre la piel y el electrodo. Por ejemplo, el electrodo puede diseñarse para limitar la entrada de agua durante la ducha y para evitar la salida de agua del hidrogel u otro material del electrodo. Puede mantenerse una hidratación adecuada de la piel y del hidrogel, para mejorar el contacto eléctrico y la salud de la piel de cara a un uso prolongado. La deshidratación del hidrogel puede conllevar una mayor impedancia de la interfaz electrodo-paciente. El champú y los jabones

también pueden modificar las propiedades del hidrogel y del adhesivo. También puede usarse una barrera para evitar que el champú y los jabones modifiquen las propiedades del electrodo. En algunas realizaciones, el electrodo puede contener un material para descomponer el estrato córneo, tal como un jabón. En algunas realizaciones, se puede usar un contorno adhesivo para limitar la entrada de agua y de materiales al medio entre los electrodos y la piel. El contorno adhesivo podría situarse alrededor del perímetro del parche, y/o alrededor de un perímetro de cada uno de los electrodos individuales de almohadilla de desfibrilación y los electrodos sensores.

El desfibrilador portátil puede incluir una estructura, tal como la estructura de monitoreo de electrodos, para monitorear los electrodos y asegurarse de que estén correctamente en contacto con la piel del/la paciente, en la posición correcta. Por ejemplo, el sistema puede detectar la capacitancia y/o la impedancia para determinar si los electrodos están completamente adheridos al/la paciente, y/o en la posición adecuada para permitir el despliegue durante una arritmia para administrar un pulso de desfibrilación efectivo.

Otra opción para minimizar la irritación de la piel debido al contacto continuo con los electrodos, o para minimizar los cambios en la impedancia asociada con el desprendimiento de la piel, es usar un electrodo que no esté en contacto eléctrico continuo con la piel. En algunas realizaciones, el electrodo de uso a largo plazo puede ser un electrodo activo que pueda liberar un gel para mejorar el contacto eléctrico con la piel del/la paciente. El gel puede ser un material conductor. Este diseño también se ve menos afectado por el aumento de la impedancia debido al desprendimiento de la piel, ya que el contacto eléctrico con la piel se lleva a cabo inmediatamente antes de administrar un pulso de desfibrilación. A continuación se analizan realizaciones de electrodos activos adicionales.

En el presente documento se dan a conocer estructuras adicionales para electrodos activos, para desplegar un material conductor. En algunas realizaciones, los electrodos se adhieren a la piel de manera que se cree un espacio definido entre la piel y el electrodo. Se despliega un material conductor entre el electrodo y la piel, para aumentar la conductividad entre el electrodo y la misma. Se pueden usar otras disposiciones mecánicas y químicas para aumentar la conductividad entre el electrodo y la piel.

En algunas realizaciones, se puede desplegar un hidrogel a modo de material conductor. El hidrogel puede activarse por calor, por presión (vacío o presión positiva), por voltaje, o desplegarse en el espacio entre los electrodos y la piel utilizando otros medios.

En algunas realizaciones, también puede usarse microfluídica para desplegar un material conductor. Por ejemplo, pueden usarse microfluídica, absorción y acción capilar para desplegar el material conductor, en lugar de inyectar el mismo.

Algunas opciones adicionales para desplegar un gel conductor incluyen: electroporación, fundir/quemar una capa sacrificial, cambio de fase, una capa de barrera sacrificial de perforación/desgarre, extrusión, vacío, presión, campo eléctrico, campo magnético, calor, medios mecánicos (p. ej. una bomba o un resorte), medios químicos (p. ej. presión o reacción osmótica), eyección de ultrasonido, etc.

Otro problema de diseño estriba en el contenido de sodio u otro contenido de sal de los electrodos. Un mayor contenido de sodio u otra sal puede secar la piel, a través de la difusión osmótica. En algunas realizaciones puede minimizarse (o seleccionarse para que sea isosmótico) el contenido de sodio o de sal, para reducir el secado de la piel.

En algunas realizaciones, puede usarse un agente de elución con cualquiera de los electrodos dados a conocer en el presente documento. El agente eluyente puede reducir la impedancia de cara al uso a largo plazo. En un ejemplo, se puede eluir un esteroide.

La capa externa de la piel (capa de estrato corneal) puede tener una mala conductividad. En algunas realizaciones, el contacto eléctrico entre el electrodo y la piel puede mejorarse extirpando o penetrando la capa de estrato corneal. Pueden desplegarse microagujas para penetrar la capa de estrato corneal, antes de administrar el pulso de desfibrilación. Antes de administrar el pulso de desfibrilación, puede extirparse la capa superior de la piel. Otra opción es crear una tasa de eliminación controlada de células muertas de la piel, o de la capa exterior de la piel, para impedir el crecimiento de esa capa. La extirpación de la capa externa de la piel, o el contacto eléctrico con el cuerpo debajo de la capa externa de la piel, puede reducir la impedancia transtorácica entre el electrodo y el/la paciente. Otra opción es administrar picos eléctricos cortos antes del pulso de desfibrilación, para reducir la impedancia torácica.

Pueden usarse diversas configuraciones para los electrodos de monitoreo de ECG a largo plazo. Puede utilizarse una estructura para aislar el electrodo de monitoreo con respecto al conjunto de dispositivo, para minimizar los artefactos de movimiento combinados. El electrodo puede tener un diseño de perfil bajo y puede ser adaptable al dispositivo, para minimizar el despegado. El electrodo puede situarse sobre una superficie externa del dispositivo y puede incluir una capa externa protectora, para minimizar las interacciones físicas externas con la ropa y/o durante el sueño.

Se pueden usar diversos diseños de adhesivo para fijar el dispositivo al cuerpo, para llevarlo puesto de manera prolongada. El adhesivo puede estar diseñado para permitir la distribución del peso del dispositivo y la fuerza de corte en el área del adhesivo. En algunas realizaciones, el adhesivo se selecciona para evitar síntomas de irritación primaria de la piel, tales como enrojecimiento (eritema), hinchazón (edema) y sensibilización de la piel. Otras consideraciones de diseño para el adhesivo incluyen la movilidad y el flujo del adhesivo junto con la adherencia, la adherencia de desprendimiento y la resistencia al corte del adhesivo. En algunas realizaciones, el adhesivo tiene una energía superficial inferior a la energía superficial de la piel, que suele ser de aproximadamente 28 dyn/cm³. En la FIG. 14 se ilustran diversos adhesivos para la piel y sus propiedades, incluyendo acrilato, silicona, hidrocoloide, acrílico, caucho natural, caucho sintético, poliolefina y poliuretano.

En algunas realizaciones, el tipo de adhesivo y la configuración pueden seleccionarse basándose en la tasa de transmisión de vapor de humedad. En algunos casos, se pueden efectuar perforaciones o aberturas en el adhesivo para mejorar la tasa de transmisión de vapor de humedad. Las perforaciones pueden ser orificios que tengan un diámetro de aproximadamente 0,5 mm a aproximadamente 2 mm. Las perforaciones pueden tener formas sustancialmente uniformes, o pueden tener tamaños y formas diferentes o variables. En algunas realizaciones, el adhesivo puede incluir una estructura de celdas abiertas. El área abierta general se puede seleccionar para lograr una porción adhesiva del dispositivo con las propiedades deseadas, tal como la tasa de transmisión de vapor de humedad. En algunas realizaciones, las perforaciones tienen un área abierta de entre aproximadamente el 10 % y aproximadamente el 25 % del área de superficie total del adhesivo. En algunas realizaciones, se puede usar una capa de capilaridad para mejorar adicionalmente la tasa de transmisión de vapor de humedad. También puede usarse un material absorbente para mejorar la tasa de transmisión de vapor de humedad.

El peso y el factor de forma del dispositivo afectan al tiempo durante el que puede llevarse puesto el dispositivo y a la comodidad del mismo. El tiempo durante el que puede llevarse puesto el dispositivo es inversamente proporcional al peso del mismo. La FIG. 15 ilustra los datos del tiempo durante el que puede llevarse puesto el dispositivo en comparación con la carga del adhesivo, para varios pesos. En algunas realizaciones, los electrodos con hidrogel pueden proporcionar una adhesión adicional a la piel, para soportar adicionalmente el dispositivo.

En algunas realizaciones, el adhesivo está diseñado para fijar el desfibrilador portátil a la piel del/la paciente durante 10-14 días sin una irritación significativa de la piel. Una vez pasados entre 10 y 14 días, puede reemplazarse el adhesivo o puede desplazarse el dispositivo, de manera que el adhesivo entre en contacto con diferentes áreas de la piel del/la paciente. En otras realizaciones, el adhesivo puede estar diseñado para usar el mismo hasta aproximadamente 1 mes (aproximadamente 30 días), tras lo cual puede reemplazarse el mismo o puede desplazarse el dispositivo.

En algunas realizaciones, el dispositivo puede incluir bolsillos adhesivos intercambiables. Los bolsillos adhesivos pueden reemplazarse tras una duración específica de uso. Los bolsillos adhesivos reemplazados pueden ponerse en contacto con un área diferente de la piel del/la paciente para soportar el desfibrilador portátil. Los bolsillos adhesivos se pueden reemplazar periódicamente para lograr el plazo total durante el cual puede llevarse puesto el desfibrilador.

En algunas realizaciones, el dispositivo puede tener un perfil adhesivo que esté configurado para adherirse al cuerpo en posiciones alternas, entre diferentes aplicaciones del dispositivo. Por ejemplo, el adhesivo se puede utilizar con una configuración de tablero de ajedrez (A/B), o puede tener simetría rotacional. El dispositivo puede girarse periódicamente para minimizar la irritación de la piel al tiempo que se mantiene el acoplamiento con el electrodo con la piel, como se muestra en la FIG. 87. La configuración ilustrada en la FIG. 87 puede girarse aproximadamente 60° para cambiar las áreas en la que el adhesivo hace contacto con la piel, para minimizar la irritación de la piel.

En algunas realizaciones, el dispositivo incluye una estructura para proteger los bordes adhesivos, tales como los bordes adhesivos hidrocoloides, contra el desprendimiento o el despegado con respecto a la piel. La estructura puede evitar o minimizar el contacto del agua con los bordes durante la ducha. Los bordes también pueden estar configurados de manera que tengan un perfil bajo, para minimizar la posibilidad de que los bordes acoplen a la ropa o a otros artículos.

En algunas realizaciones, se utiliza una capa delgada de poliuretano con un adhesivo, para proteger los bordes del dispositivo frente al contacto con el agua. Mantener la capa adhesiva seca, y el área entre el dispositivo y la piel del/la usuario/a seca, puede aumentar la comodidad a largo plazo.

En algunas realizaciones, se puede usar un adhesivo de silicona que funcione mejor en contacto con el agua que un material tal como un adhesivo hidrocoloide.

El adhesivo puede seleccionarse o disponerse de modo que se ajuste al estiramiento de la piel o permita el mismo.

En algunas realizaciones se pueden usar dos o más adhesivos diferentes. Los adhesivos pueden disponerse en un patrón como múltiples anillos, o en un patrón alternado. El adhesivo más fuerte puede ser más irritante para la piel, por lo que alternar un adhesivo más fuerte con un adhesivo de menor resistencia puede mejorar la comodidad y el

uso a largo plazo.

En algunas realizaciones, se puede usar un elemento químico o una sustancia con un adhesivo hidrocoloide, para disminuir la adhesión del hidrocoloide y reducir la irritación de la piel.

5 En algunas realizaciones, se puede usar una sutura ultrasónica para soldar ultrasónicamente el dispositivo a la piel, de manera que pueda fijarse el dispositivo de forma semipermanente al/la usuario/a.

10 En algunas realizaciones, el adhesivo puede disponerse en capas concéntricas, desprendiéndose las capas concéntricas de adhesivo con el tiempo.

En algunas realizaciones, el desfibrilador portátil puede configurarse de manera que se cambie periódicamente una capa protectora exterior del dispositivo, mientras se mantiene el dispositivo en su sitio. La capa protectora puede estar diseñada para minimizar las interacciones entre la capa exterior del dispositivo y la ropa y otros artículos.

15 El desfibrilador portátil puede estar provisto de un material que pueda usarse para eliminar de manera fiable el adhesivo de la piel. En un ejemplo, el eliminador de adhesivo puede infundirse con el dispositivo. El adhesivo y el dispositivo pueden eliminarse tras un periodo de tiempo específico.

20 Antes de colocar el desfibrilador portátil puede prepararse la piel del/la paciente, para mejorar el contacto con la piel del/la mismo/a. En un ejemplo, se pueden utilizar formas automatizadas de preparación de la piel, por ejemplo usando dermoabrasión por ultrasonidos. En otro ejemplo, se puede usar un material de limpieza de la piel para preparar la misma antes de colocar el desfibrilador portátil. Puede proporcionarse una estructura adhesiva despegable. La estructura adhesiva despegable puede aplicarse a la piel y retirarse la misma. Un material adhesivo en la estructura adhesiva despegable puede eliminar la suciedad, el aceite y las células de la piel.

En algunas realizaciones, el desfibrilador portátil puede proporcionarse al/la paciente como parte de un kit. El kit puede incluir elementos tales como: un eliminador de adhesivo, un limpiador de piel, una herramienta de depilación, herramientas para aplicar el desfibrilador portátil e instrucciones para aplicar el desfibrilador portátil. Algunos ejemplos de herramientas incluyen herramientas que puedan facilitar el proceso de aplicación al/la paciente, por ejemplo que permitan la operación con dos manos. Algunos ejemplos de herramientas incluyen un arnés de correa, un bastidor de soporte moldeado, una plantilla para sujetar el dispositivo cerca del cuerpo y mantener las manos libres, para aplicar el dispositivo. Otros ejemplos de herramientas incluyen una plantilla proyectada o una plantilla de espejo que los/las pacientes puedan usar para ayudar a orientar correctamente el dispositivo, al alinearse de manera que coincidan con la colocación del dispositivo sobre el cuerpo.

También pueden proporcionarse con el dispositivo herramientas de limpieza de la piel y de eliminación del vello. Se pueden usar toallitas que contengan alcohol para desengrasar la superficie de la piel. En algunas realizaciones, se puede proporcionar un guante de un solo uso con un material de limpieza que pueda usarse para limpiar la superficie de la piel y aplicar el dispositivo. El guante podría incluir una superficie con un disolvente, tal como alcohol. En otros casos, el guante podría incluir una superficie rugosa o una superficie de sujeción para recibir almohadillas de limpieza intercambiables. Otras herramientas de limpieza de la piel incluyen una tira de depilación. Otro ejemplo de una herramienta de depilación es una maquinilla de afeitar desechable. Las herramientas se pueden utilizar en una secuencia en la que se elimine el vello, se frote la superficie de la piel y se limpie la misma, y luego se aplique el dispositivo.

El embalaje del dispositivo también puede incluir funciones de soporte integradas, tal como una guía de instrucciones integrada en la caja, para ayudar al/la usuario/a a gestionar los diferentes pasos de aplicación. También se podría proporcionar un video para guiar al/la usuario/a a aplicar correctamente el dispositivo.

50 En algunas realizaciones, un/a médico o profesional médico aplicará los electrodos y fijará el dispositivo a la piel del/la paciente por primera vez. La posición u orientación del dispositivo sobre el cuerpo del/la paciente puede cambiarse aproximadamente cada dos semanas, para minimizar la irritación de la piel. Para las futuras retirada y aplicación del dispositivo, un/a cuidador, cónyuge o el/la propio/a paciente pueden aplicar los electrodos y el dispositivo. El dispositivo puede incluir instrucciones claras para su correcta colocación y la colocación de los electrodos. El dispositivo también puede detectar su ubicación durante la colocación del mismo, y proporcionar retroalimentación o una alerta al/la usuario/a. La retroalimentación puede proporcionarse a través de una luz en el dispositivo, una indicación auditiva, retroalimentación táctil, vibración u otros tipos de retroalimentación.

60 El desfibrilador portátil puede ofrecer una alta fiabilidad y quedar listo para administrar un pulso de desfibrilación en aproximadamente 10 segundos. Los componentes del desfibrilador portátil pueden administrar un número máximo establecido de choques al/la paciente. En algunas realizaciones, el dispositivo está configurado para administrar al menos 10 choques al/la paciente. El dispositivo también puede medir la impedancia transtorácica, resulta adecuado para llevarse puesto durante un plazo prolongado, es cómodo y adaptable, tiene un perfil bajo y la capacidad de evaluar el acoplamiento de los electrodos con la piel. El desfibrilador portátil también puede demorarse de manera voluntaria a la hora de desfibrilar (entre 10 segundos y hasta un minuto), pudiendo llevar a cabo durante este tiempo

análisis adicionales para aumentar la precisión a la hora de determinar si se administra un choque de desfibrilación. El tiempo adicional también puede permitir que ciertas arritmias desaparezcan por sí solas, eliminando de esta manera la necesidad de un choque.

El desfibrilador portátil puede incluir electrodos de ECG, electrodos de desfibrilación, un elemento sensor de contacto para determinar si los electrodos de desfibrilación están en contacto con la piel, circuitos del desfibrilador, circuitos de ECG, baterías, condensadores, gestión de energía, comunicación inalámbrica, elementos de interfaz de usuario/a, software operativo y cualquiera de las estructuras y características adicionales descritas en el presente documento.

Para el monitor de ECG, el desfibrilador portátil puede usar un sistema de electrodos de dos derivaciones con 2-4 electrodos sensores, o un sistema de tres derivaciones con seis o más electrodos sensores.

La batería y los componentes electrónicos pueden considerarse parte de un bloque de baja voltaje, y los condensadores pueden considerarse parte de un bloque de alta voltaje. Las baterías se utilizan para cargar los condensadores antes de administrar el pulso de desfibrilación. Las baterías pueden almacenar una gran cantidad de energía al tiempo que mantienen un peso bajo. En algunas realizaciones, se pueden usar baterías similares a las baterías de los teléfonos móviles. En algunas realizaciones, pueden usarse células secundarias. En algunas realizaciones, pueden usarse células primarias. El peso de la batería puede variar entre unos 50 gramos y 150 gramos. En algunas realizaciones, el peso de la batería es de aproximadamente 50 gramos a aproximadamente 100 gramos. Se pueden usar diferentes baterías según los componentes específicos utilizados y la frecuencia de muestreo, y otras configuraciones del dispositivo.

Los dispositivos portátiles que se llevan puestos cerca del cuerpo, por ejemplo cuando se aplican por adherencia, deben tener un perfil bajo, una densidad gravimétrica baja y ser capaces de soportar actividades físicas diarias tales como hacer ejercicio, ducharse, dormir, etc. También se pueden utilizar mecanismos de seguridad para permitir mitigar los modos de falla causados por factores tales como la entrada de agua, golpes físicos, etc. Los condensadores utilizados en los desfibriladores portátiles dados a conocer en el presente documento proporcionan un mecanismo de almacenamiento y descarga de energía eléctrica que presenta una alta densidad de potencia, una alta densidad de energía, robustez física, una baja densidad gravimétrica, y que pueden llevarse puestos de manera segura cerca del cuerpo.

Los condensadores dados a conocer en el presente documento, y utilizados en los desfibriladores portátiles, pueden cumplir uno o más de los siguientes criterios de diseño: capacitancia superior a 400 μF , voltaje nominal superior a 350 V, un volumen compacto y una densidad de aproximadamente 2,5 g/cm^3 o menos.

En las FIGS. 15, 18-27 se ilustran diversos tipos diferentes de materiales, disposiciones y propiedades de condensadores. La Figura 15 ilustra formas y secciones transversales de diversos condensadores, que pueden usarse en las realizaciones de desfibriladores portátiles dados a conocer en el presente documento. La Figura 15 ilustra dos condensadores redondos de aluminio diferentes, un condensador de aluminio de paquete plano y un condensador de tantalio/aluminio con una forma semicircular. Se pueden usar múltiples condensadores para proporcionar el voltaje y la capacitancia deseados al desfibrilador portátil, al tiempo que se mantiene un perfil pequeño y liviano.

La FIG. 18 ilustra varios tipos de materiales, tipos y configuraciones de condensadores. La FIG. 19 ilustra el voltaje y la capacitancia para diferentes tipos de condensadores. La FIG. 20 es un cuadro que enumera diversas propiedades de los condensadores que pueden usarse en los dispositivos dados a conocer en el presente documento. La FIG. 21 ilustra un condensador 2100 de aluminio húmedo/enrollado con un cátodo 2102, un ánodo 2104, un dieléctrico 2106, un electrolito 2107 y un electrolito 2108 empapado en papel. La FIG. 22 ilustra un condensador 2200 con un cátodo 2204, un ánodo 2202, un dieléctrico 2208 y un soporte 2206 de electrolitos. La FIG. 23 ilustra un condensador 2300 de tantalio húmedo con un cátodo 2302, una derivación 2304 de ánodo, un ánodo 2306 de tantalio y un electrolito 2308. La FIG. 24 ilustra un condensador-Q 2400 con unos ánodos 2402 y unos espacios 2404 entre los ánodos 2402. La FIG. 25 ilustra un condensador apilado 2500 con un soporte dieléctrico o electrolito 2502 y láminas conductoras 2504. La FIG. 26 ilustra un condensador 2600 con un cátodo 2602, un ánodo 2604, un dieléctrico 2606 y unas láminas 2608. La FIG. 27 ilustra diversas disposiciones 2702, 2704, 2706 de condensadores que pueden usarse para generar un voltaje de 1800 V y una capacitancia de 100 μF .

En algunas realizaciones, se pueden usar condensadores de tantalio húmedo/electrolítico o condensadores de aluminio húmedo/electrolítico. En las FIGS. 21-24 se ilustran configuraciones de condensadores de acuerdo con algunas realizaciones.

Algunos ejemplos de configuraciones de condensadores incluyen configuraciones enrolladas, emparedadas, apiladas, y otras. Los condensadores de tantalio húmedo pueden tener un voltaje operativo de aproximadamente 125 V. Los condensadores de aluminio pueden tener un voltaje operativo de aproximadamente 450 V. Pueden utilizarse otros materiales de condensador que cumplan con los criterios de diseño generales descritos en el presente documento, tales como titanio electrolítico húmedo o seco.

- En el desfibrilador portátil pueden utilizarse uno o más condensadores. El tamaño y el número de los condensadores pueden variarse según los requisitos eléctricos del pulso a administrar. En algunas realizaciones, pueden usarse entre aproximadamente 4 condensadores y aproximadamente 20 condensadores. En algunas realizaciones se
- 5 utilizan seis o más condensadores. En algunas realizaciones se utilizan aproximadamente entre 12 y 18 condensadores. En algunas realizaciones, se usan aproximadamente entre 15 y 18 condensadores. En algunas realizaciones pueden usarse seis o menos condensadores. En algunas realizaciones pueden usarse cinco o menos condensadores. En algunas realizaciones pueden usarse cuatro o menos condensadores.
- 10 En algunas realizaciones, los condensadores tienen una densidad de aproximadamente $3,0 \text{ g/cm}^3$ o menos. En algunas realizaciones, los condensadores tienen una densidad de aproximadamente $2,5 \text{ g/cm}^3$ o menos. En algunas realizaciones, los condensadores tienen una densidad de aproximadamente $2,0 \text{ g/cm}^3$ o menos. En algunas realizaciones, los condensadores tienen una densidad de aproximadamente $1,5 \text{ g/cm}^3$ o menos. En algunas realizaciones, los condensadores tienen una densidad de aproximadamente $1,0 \text{ g/cm}^3$ o menos. En algunas
- 15 realizaciones, se puede usar un condensador más denso con una densidad superior a aproximadamente $3,0 \text{ g/cm}^3$. En algunas realizaciones, el condensador tiene una densidad de entre aproximadamente $3,0 \text{ g/cm}^3$ y aproximadamente $10,0 \text{ g/cm}^3$.
- En algunas realizaciones, la pluralidad de condensadores ocupa un volumen de menos de aproximadamente 20 cm^3 . En algunas realizaciones, la pluralidad de condensadores ocupa un volumen inferior a aproximadamente 16 cm^3 . En algunas realizaciones, la pluralidad de condensadores ocupa un volumen inferior a aproximadamente 15 cm^3 . En algunas realizaciones, la pluralidad de condensadores ocupa un volumen inferior a aproximadamente 12 cm^3 . En algunas realizaciones, la pluralidad de condensadores ocupa un volumen inferior a aproximadamente 10 cm^3 . En algunas realizaciones, la pluralidad de condensadores ocupa un volumen inferior a aproximadamente
- 20 $7,5 \text{ cm}^3$. En algunas realizaciones, la pluralidad de condensadores ocupa un volumen de menos de aproximadamente 5 cm^3 .
- En algunas realizaciones, la pluralidad de condensadores puede tener una capacitancia nominal total de más de aproximadamente 25 micro Faradios (μF). En algunas realizaciones, la pluralidad de condensadores puede tener una capacitancia nominal total de más de aproximadamente 50 micro Faradios (μF). En algunas realizaciones, la pluralidad de condensadores puede tener una capacitancia nominal total superior a aproximadamente 100 micro Faradios (μF). En algunas realizaciones, la pluralidad de condensadores puede tener una capacitancia nominal total de más de aproximadamente 125 micro Faradios (μF). En algunas realizaciones, la pluralidad de condensadores puede tener una capacitancia nominal total superior a aproximadamente 150 micro Faradios (μF). En algunas
- 30 realizaciones, uno o más condensadores tienen una capacitancia nominal total de más de aproximadamente 400 μF .
- En algunas realizaciones, los condensadores pueden tener una constante de tiempo de descarga de menos de aproximadamente 3 ms.
- 40 La pluralidad de condensadores puede tener un peso inferior a aproximadamente 500 gramos. En algunas realizaciones, la pluralidad de condensadores puede tener un peso inferior a aproximadamente 200 gramos. En algunas realizaciones, el peso de la pluralidad de los condensadores es de aproximadamente 100 gramos a aproximadamente 200 gramos. En algunas realizaciones, el peso de la pluralidad de condensadores es de aproximadamente 125 gramos a aproximadamente 175 gramos.
- 45 El condensador puede tener diversas formas. Por ejemplo, los condensadores pueden tener forma de lápiz o una forma cilíndrica, forma de pila tipo botón, forma en capas o forma circular o espiral. La configuración del condensador se puede seleccionar para minimizar el volumen total ocupado por los condensadores, para aumentar la capacidad de llevar puesto el desfibrilador.
- 50 En algunas realizaciones, puede minimizarse la dimensión de la forma del condensador por debajo de una profundidad establecida. En algunas realizaciones, la dimensión del condensador puede mantenerse a aproximadamente 20 mm o menos. En algunas realizaciones, la dimensión del condensador puede mantenerse a aproximadamente 15 mm o menos. En algunas realizaciones, la dimensión del condensador puede mantenerse a
- 55 aproximadamente 10 mm o menos.
- Se pueden usar múltiples condensadores para cumplir con los requisitos de diseño de los condensadores. Los condensadores se pueden organizar en paralelo, en serie o en combinaciones de estas opciones. En algunas realizaciones, los condensadores se seleccionan y se disponen para lograr un voltaje operativo total de
- 60 aproximadamente 1800 V, con una capacitancia nominal total de aproximadamente 100 μF . La FIG. 27 ilustra una variedad de configuraciones 2702, 2704, 2708 de condensadores que pueden usarse para lograr un voltaje operativo total de aproximadamente 1800 V y una capacitancia nominal total de aproximadamente 100 μF . En un ejemplo, pueden disponerse en serie dos condensadores, cada uno de los cuales tiene un voltaje operativo de 900 V y una capacitancia nominal de 200 μF , para lograr una capacidad de 100 μF y un voltaje de 1800 V. En otro ejemplo,
- 65 podrían disponerse en paralelo dos condensadores, que tienen un voltaje operativo de 1800 V y una capacitancia nominal de 50 μF , para lograr una capacitancia de 100 μF y un voltaje de 1800 V. En otro ejemplo, pueden

disponerse en serie dos condensadores, que tienen un voltaje operativo de 450 V y una capacitancia nominal de 400 μF , para lograr una capacitancia de 100 μF y voltaje de 1800 V.

5 En ciertas disposiciones y configuraciones de condensadores múltiples, un condensador puede descargarse mientras algunos de los condensadores restantes se están cargando.

10 En algunas realizaciones, se puede usar una combinación de diferentes condensadores con diferentes propiedades eléctricas. Cada condensador puede tener un identificador único que contenga información individual sobre el condensador en particular. Durante la operación del desfibrilador portátil, los componentes electrónicos pueden reconocer el identificador único y el software puede tener en cuenta el mismo. En un ejemplo, el identificador único del condensador podría efectuar una sacudida digital con los componentes electrónicos y el software, de modo que las condiciones operativas puedan adaptarse a los condensadores específicos utilizados en el dispositivo.

15 En algunas realizaciones, los condensadores pueden retirarse de un desfibrilador portátil usado y reutilizarse en un dispositivo nuevo o reacondicionado. Se puede usar un protocolo de prueba para garantizar que los condensadores aún cumplan con las especificaciones de diseño. También se puede usar un protocolo de restauración para probar y reemplazar partes del dispositivo que sean más propensas a fallar.

20 En algunas realizaciones, ciertos diseños alternativos para proporcionar el pulso de desfibrilación pueden no hacer uso de un condensador. Por ejemplo, posiblemente podrían usarse convertidores de potencia paralelos o interbloqueados, baterías de estado sólido o una resistencia de compensación.

25 El desfibrilador portátil puede suministrar energía al/la paciente utilizando cualquier forma de onda convencional. En una realización, se utiliza una forma de onda bifásica trunca. En algunos casos la forma de onda puede ser modulada. En algunas realizaciones, puede ajustarse la forma de onda para aumentar la eficiencia, por ejemplo, podría truncarse la forma de onda para que la cola de voltaje negativo sea más pequeña.

30 La cantidad de energía suministrada durante el pulso de desfibrilación puede determinarse y monitorearse. En algunas realizaciones, se suministran entre aproximadamente 50 julios y aproximadamente 200 julios durante el pulso de desfibrilación. En algunas realizaciones, se suministran entre aproximadamente 75 julios y aproximadamente 150 julios durante el pulso de desfibrilación. En algunas realizaciones, se suministran entre aproximadamente 100 julios y aproximadamente 200 julios durante el pulso de desfibrilación. En algunas realizaciones, se suministran entre aproximadamente 130 julios y aproximadamente 150 julios durante el pulso de desfibrilación. En algunas realizaciones, se puede administrar un pulso de aproximadamente 150 julios. En un ejemplo, se puede administrar un pulso de 130 julios, que es probable que alcance una eficacia del 99 %. En otra realización, el desfibrilador puede suministrar hasta 200 julios. En otra realización en la que se usa un pulso no bifásico, se pueden administrar hasta 360 julios. La cantidad de energía requerida puede depender del tamaño o la masa corporal del/la paciente, siendo necesarias energías generalmente más altas para personas más grandes.

40 El desfibrilador portátil puede incluir un circuito de impedancia, para medir la impedancia transtorácica de los electrodos antes y durante la administración del pulso de desfibrilación. El circuito puede medir un valor analógico o un valor de umbral. El desfibrilador portátil se adhiere al cuerpo, de manera que pueda medirse el voltaje transtorácico a tiempo real con un alto grado de precisión, en relación con los productos de la competencia. La impedancia transtorácica puede variar según la posición de los electrodos y el equipo desfibrilador. No es necesario medir la impedancia transtorácica del/la paciente antes de instalar el desfibrilador portátil en el/la mismo/a. La impedancia transtorácica medida durante el pulso de desfibrilación puede usarse para adaptar la forma de onda, para suministrar una cantidad fija de energía durante el pulso de desfibrilación. La medición de la impedancia y la onda de forma de desfibrilación puede ser tal como figura en la Patente de Estados Unidos n.º 5.607.454 o la patente de Estados Unidos n.º 5.735.879.

50 El desfibrilador portátil descrito en el presente documento puede medir diversos datos y signos vitales del/la paciente. Los electrodos sensores de ECG situados en el parche superior e inferior pueden medir los datos de ECG para el/la paciente. Los electrodos sensores de ECG y los electrodos de almohadilla de desfibrilación del desfibrilador portátil pueden adherirse al cuerpo del/la paciente. Los electrodos sensores de ECG, los electrodos de almohadilla de desfibrilación y el adhesivo adherido a la piel del/la paciente pueden proporcionar una tasa de transmisión de vapor de humedad superior a aproximadamente 250 g/m² por día, a la porción de superficie de la piel del/la paciente. En algunas realizaciones, los electrodos sensores de ECG, los electrodos de almohadilla de desfibrilación y el adhesivo pueden proporcionar cualquiera de las tasas de transmisión de vapor de humedad descritas en el presente documento a la piel en contacto con los electrodos sensores de ECG, los electrodos de almohadilla de desfibrilación y el adhesivo.

65 Además de los datos de ECG, se pueden recopilar datos de cualquiera de los sensores dados a conocer en el presente documento, incluyendo sensores integrales con el desfibrilador portátil y sensores separados del desfibrilador portátil. Por ejemplo, se puede usar un micrófono para escuchar los sonidos del corazón (p. ej. un latido cardiaco), la respiración del/la paciente o instrucciones de voz. Se pueden extraer diversos parámetros y datos de los electrodos sensores de ECG y otros sensores. Por ejemplo, se pueden recopilar datos correspondientes a la

frecuencia cardiaca, la variabilidad de la frecuencia cardiaca, el pulso, los sonidos cardiacos, la frecuencia respiratoria, los sonidos respiratorios, instrucciones de voz del/la paciente, etc.

Los datos del/la paciente pueden analizarse para determinar si el/la paciente pudiera necesitar un tratamiento, o si fuera necesario ajustar o reemplazar el dispositivo. Los datos del/la paciente se pueden analizar para determinar el estado cardiopulmonar del/la paciente, para verificar si el/la paciente tiene pulso, para verificar el ritmo cardiaco de cara a la fibrilación ventricular y para determinar si el/la paciente está consciente. También se puede consultar el estado del dispositivo y de los electrodos utilizando los datos del/la paciente. La impedancia de los electrodos se puede analizar para confirmar que los electrodos estén acoplados adecuadamente a la piel del/la paciente. También puede comprobarse el desfibrilador portátil utilizando los datos del/la paciente para verificar si hay un error en el dispositivo.

Basándose en el análisis de los datos del/la paciente, el dispositivo puede llevar a cabo una serie de acciones diferentes o proporcionar notificaciones al/la paciente. Los datos de ECG se pueden analizar para determinar si el/la paciente tiene una arritmia tratable. Si se determina que el/la paciente tiene una arritmia tratable, el desfibrilador portátil puede proporcionar un choque terapéutico al/la paciente. El desfibrilador portátil puede emitir una advertencia auditiva o táctil al/la paciente antes de proporcionar un choque eléctrico. El desfibrilador portátil también puede confirmar la ausencia de latidos cardiacos o de pulso antes de proporcionar un choque eléctrico al/la paciente. En algunas realizaciones, se puede medir la impedancia transtorácica del/la paciente entre el primer electrodo de almohadilla de desfibrilación y el segundo electrodo de almohadilla de desfibrilación antes de administrar el choque eléctrico. Puede medirse la impedancia para confirmar el contacto eléctrico apropiado, y para personalizar las características de la forma de onda en función de la impedancia transtorácica para administrar una cantidad deseada de energía eléctrica al/la paciente.

El análisis de datos combinando diferentes parámetros puede proporcionar una mayor sensibilidad y especificidad de lo que se puede lograr con cualquier parámetro individual solo. La combinación de datos de diferentes sensores se puede usar para eliminar interferencias, al proporcionar mediciones redundantes. La medición y el análisis de los parámetros fisiológicos pueden mejorar la relevancia clínica al permitir la validación de valores intermedios, tal como la frecuencia cardiaca. La medición de los parámetros fisiológicos proporciona ventajas sobre las redes de aprendizaje profundo y otros algoritmos "ciegos", que no analizan los parámetros fisiológicos.

En algunas realizaciones, puede detectarse la FV/TV utilizando datos de ECG como una entrada primaria para obtener una sensibilidad adecuada, y con fonocardiografía para determinar la especificidad. Durante el paro cardiaco no existen ruidos cardiacos. La combinación del análisis de sensor de ECG y la escucha de un latido cardiaco puede maximizar la sensibilidad y la especificidad de cara a la detección y el tratamiento.

El uso de datos de ECG y la determinación del latido cardiaco también pueden indicar información contradictoria sobre el estado del/la paciente. Por ejemplo, los datos de ECG podrían mostrar una FV, pero el micrófono podría captar sonidos cardiacos, lo que podría indicar la necesidad de reparar el dispositivo, reemplazarlo, ajustar la colocación o la adhesión de los electrodos, o corregir la adhesión general del dispositivo al cuerpo. Adicionalmente, la detección cardiaca acústica y eléctrica concurrente también pueden indicar otras patologías cardiacas (tales como IM, exacerbación de la ICC, edema pulmonar) que podrían no detectarse con suficiente precisión mediante un solo sensor.

Los datos de los distintos sensores también pueden proporcionar información adicional sobre el estado del desfibrilador portátil. Por ejemplo, pueden estimarse el estado de la batería, el estado de la memoria, el historial de rendimiento del dispositivo y la preparación para la terapia a partir de una combinación de sensores que haya que llevar puestos. No es necesario llevar puestos estos sensores con el desfibrilador portátil, o que sean integrales con el desfibrilador portátil. Los sensores adicionales se pueden usar en periféricos, enviándose los datos a la unidad de procesamiento de algoritmos. Estos sensores también pueden usarse para desencadenar sucesos en el dispositivo, incluyendo la determinación de una caída del/la paciente o la presencia de un campo magnético. Los sensores no tienen que corresponderse directamente con características biológicas que puedan ser observadas por un/a humano/a. Por ejemplo, el sensor acústico podría medir sonidos en el intervalo ultrasónico. Los datos auxiliares se pueden utilizar para determinar información adicional sobre el/la paciente, tal como la postura. En algunos casos, los datos auxiliares pueden procesarse para determinar si puede resultar apropiado un retraso en el tratamiento, en función de la hora del día o la postura del/la paciente.

Los datos de sensor se pueden analizar para detectar posibles problemas con el desfibrilador portátil y la adhesión de los electrodos al/la paciente. Si los datos de sensor detectan algún problema potencial, se puede enviar un mensaje de notificación o alerta al/la paciente y/o profesional de la salud. El mensaje o alerta pueden proporcionarle al/la usuario/a o al/la proveedor/a de atención médica instrucciones para ajustar el electrodo de ECG, para ajustar otras funciones del dispositivo o para reemplazar el dispositivo.

La FIG. 34 es una ilustración esquemática de una porción 3400 de un desfibrilador portátil de acuerdo con algunas realizaciones. Los datos de una pluralidad de electrodos de ECG (ECG 0, ECG 1, ECG 2, ECG 3) pueden procesarse con acondicionamiento de señales analógicas y digitales. Las señales de ECG acondicionadas pueden

analizarse para la detección de QRS y la detección de latidos, seguidas de la detección de arritmia. Las señales de ECG y los resultados de la detección de arritmia pueden enviarse al módulo de instrucción y control del dispositivo. Las señales procedentes de los sensores auxiliares, tales como un acelerómetro, tacto capacitivo y cualquiera de los otros sensores descritos en el presente documento se pueden acondicionar y analizar con las señales enviadas al módulo de instrucción y control. El módulo de instrucción y control del dispositivo puede llevar a cabo diagnósticos en el dispositivo y en los datos recopilados. El módulo de instrucción y control también puede grabar registros de sucesos cardíacos y otros datos recopilados por los sensores, que interactúan con el módulo de instrucción y control. En algunos casos, el módulo de instrucción y control puede almacenar todos los datos sin procesar recopilados por el desfibrilador portátil. Los datos sin procesar se pueden descargar o transmitir a un/a proveedor/a de atención médica, para su análisis.

Una interfaz de usuario/a del dispositivo puede incluir un módulo de retroalimentación para el/la paciente y un protocolo de comunicación, tal como un módulo de transmisión inalámbrica de datos. El módulo de retroalimentación para el/la paciente puede emitir una indicación de la salud del/la paciente y del estado del dispositivo, mediante uno o más LED. La retroalimentación adicional para el/la paciente puede proporcionarse mediante uno o más de: una alarma tonal, una alarma hablada y una alarma vibratoria. El/la paciente puede encender el dispositivo mediante un botón que interactúe con el módulo de retroalimentación para el/la paciente.

El módulo de instrucción y control también puede enviar instrucciones a la sección de alto voltaje del dispositivo. Tras la detección de una arritmia tratable, la sección de instrucción y control puede enviar instrucciones a la sección de alto voltaje del dispositivo, para cargar los condensadores con la batería del dispositivo. Una vez que los condensadores estén correctamente cargados, el módulo de instrucción y control puede indicar al dispositivo que proporcione un choque eléctrico a los electrodos de almohadilla de desfibrilación.

La FIG. 35 es una ilustración esquemática de una porción 3500 de un desfibrilador portátil de acuerdo con algunas realizaciones. El desfibrilador portátil incluye un módulo de medición de impedancia como parte del sistema de bajo voltaje. El controlador puede incluir un módulo de instrucción y control, un módulo de algoritmos, un módulo de configuración, un módulo de diagnóstico, un módulo de prueba y un módulo de extracción. El módulo de algoritmos incluye un módulo de detección QRS, un módulo de detección de arritmias, un módulo de evitación de artefactos y un módulo de determinación de choque/no choque. El esquema ilustrado también incluye un sistema terapéutico con un módulo de control, un módulo de seguridad, un módulo de carga y un módulo de suministro de energía eléctrica.

El desfibrilador portátil puede incluir circuitos con componentes que lleven a cabo cualquiera de las funciones descritas en el presente documento. En algunas realizaciones, el desfibrilador portátil incluye uno o más circuitos discretos para llevar a cabo las funciones descritas en el presente documento. En alguna realización, el desfibrilador portátil puede incluir un circuito integrado para aplicación específica (ASIC).

Las FIGS. 36-37 ilustran ejemplos adicionales de bloques 3600, 3700 de control y diseños de circuitos que se pueden usar en los desfibriladores portátiles dados a conocer en el presente documento. En algunas realizaciones, el desfibrilador portátil puede estar compuesto por seis componentes básicos: un bloque de bajo voltaje, un bloque de alto voltaje, un bloque de batería y almohadillas de desfibrilación (electrodos delanteros, traseros y de detección).

El bloque de bajo voltaje puede tener responsabilidades, que incluyen: instrucción y control del dispositivo, interfaz de usuario/a, distribución de energía de bajo voltaje, acondicionamiento de señales de ECG, detección de ondas R, detección de arritmias, diagnóstico y comunicación. El acondicionamiento de señales analógicas puede incluir la amplificación y el filtrado de señales. El acondicionamiento de señales digitales puede incluir filtros lineales, estimulación, espigas y eliminación.

Como se ilustra en la FIG. 36, el bloque de bajo voltaje puede incluir uno o más de: un bloque de instrucción y control (3602), un bloque de interfaz de usuario/a (3604), un bloque de distribución de energía de bajo voltaje (3606), un bloque de acondicionamiento de señales analógicas (3608), un bloque de acondicionamiento de señales digitales (3610), un bloque sensor (3612), un bloque de detección (3614), un bloque de registro de sucesos (3616), un bloque de comunicación (3618), un bloque de diagnóstico (3620), un bloque de protección del/la paciente (3622) y un bloque auxiliar (3624).

El bloque de Instrucción y Control (3602) puede incluir el centro lógico del dispositivo, que es responsable del control de alto nivel del dispositivo. Desde un estado no energizado, se activará el bloque de instrucción y control presionando un botón. El dispositivo tendrá un botón que actuará como encendido, así como entrada de retroalimentación para el/la paciente: un botón de activación/retroalimentación para el/la paciente y un microcontrolador. La pulsación inicial del botón puede cerrar un interruptor entre el regulador de voltaje y la batería. Cerrar el interruptor proporcionará suficiente potencia al bloque de instrucción y control para llevar a cabo el procedimiento de inicialización, y para cambiar el control de la fuente de alimentación al bloque de instrucción y control. Una vez que esto ocurre, la función del botón cambia a retroalimentación para el/la paciente. Una vez que se enciende el dispositivo, puede permanecer en un estado de bajo consumo con las derivaciones en estado de detección.

El registro de sucesos puede almacenar todos los sucesos (registro de sucesos, diagnósticos) detectados por el dispositivo que puedan clasificarse como suceso significativo. Los sucesos significativos pueden ir desde resultados del procedimiento de autocomprobación de encendido, calibración durante la fabricación, diagnósticos mientras se lleva puesto el dispositivo, diagnósticos durante el almacenamiento, así como sucesos arrítmicos. Las categorías de estos sucesos se pueden enumerar como: i) sucesos cardíacos; ii) sucesos posteriores, iii) diagnóstico. El registro de sucesos se puede almacenar en una memoria flash de tipo NAND, externa al microcontrolador.

Así, el bloque de instrucción y control puede controlar: la activación, la inicialización, el registro de sucesos, el diagnóstico, la experiencia del/la usuario/a, la instrucción de alto voltaje, la evitación de artefactos y el protocolo de comunicación.

Las funciones de activación y diagnóstico pueden incluir la verificación del dispositivo, para asegurarse de que las baterías tengan la carga adecuada y que todos los subsistemas funcionen como se espera. Esto podría efectuarse cuando el/la paciente no lleve puesto el dispositivo, con cada pulsación del botón. La prueba podría iniciarse de la misma manera mientras el/la paciente lleva puesto el dispositivo. Cuando se presiona el botón mientras no se lleva puesto el dispositivo, y está en un estado de bajo consumo, el dispositivo generará una interrupción que activará el microcontrolador y, al hacerlo, iniciará una verificación de diagnóstico (consúltese el diseño del circuito en la FIG. 44). La prueba de diagnóstico tendrá un periodo refractario para limitar el riesgo de un consumo excesivo de corriente en caso de pulsar excesivamente el botón.

En algunas realizaciones puede usarse un comprobador independiente en vista de una ráfaga de fallas del DEA (por ejemplo, dispositivos que no estén listos cuando se requiera). El comprobador independiente puede proporcionar una forma económica de probar el dispositivo y de proporcionar una confirmación de que el dispositivo está funcionando correctamente, y que es capaz de proporcionar un choque de desfibrilación cuando sea necesario. En algunos casos, el comprobador independiente puede estar integrado en el envoltorio de embalaje para proporcionar una evaluación razonable del estado del dispositivo, así como para consultar al dispositivo de cara a obtener información relacionada con la salud. El/la paciente o profesional médico podría utilizar el comprobador independiente inmediatamente antes de colocar el dispositivo en el/la paciente, para garantizar la integridad del dispositivo.

La inicialización se produce tras la activación, cuando el control del suministro cambia del/la usuario/a/botón al microcontrolador. Es en este paso cuando el microcontrolador puede llevar a cabo todos los procedimientos necesarios para comenzar a monitorear al/la paciente.

En algunos casos, se puede usar el sensor táctil capacitivo para proporcionar una forma alternativa (p. ej. diferente a la impedancia) para detectar una interfaz adecuada entre paciente/electrodo. El tacto capacitivo podría implementarse en el propio electrodo, para que la detección no se vea afectada.

Para el registro de sucesos y de diagnósticos puede utilizarse una memoria flash interna, para almacenar el registro de inicio, publicar resultados, y para la información de restablecimiento y de diagnóstico. Los sucesos cardíacos se pueden almacenar en una memoria externa, como se ilustra en la FIG. 37. La interfaz de usuario/a puede incluir entradas, tal como un botón de retroalimentación para el/la paciente, un sensor táctil capacitivo y otras entradas. Las salidas pueden incluir un indicador del estado del dispositivo, y otra información del dispositivo.

El sistema de control de alto voltaje puede proporcionar al módulo de alto voltaje una interfaz de alto nivel. Como mínimo, el microcontrolador deberá ser capaz de instruir al módulo de alto voltaje para que ejecute las siguientes funciones: encendido/apagado, habilitación/armado, carga, desarmado, choque, estado y comprobación automática.

La evitación de artefactos se puede implementar mediante un análisis de ECG basado en software, y haciendo uso de sensores auxiliares externos, tales como un acelerómetro, un sensor táctil capacitivo, de temperatura, de medición remota del pulso, y de datos de otros sensores dados a conocer en el presente documento.

El desfibrilador portátil puede incluir un protocolo de comunicación capaz de comunicarse con sensores externos inalámbricos, así como métodos para proporcionar retroalimentación a tiempo real según lo solicite un proveedor remoto.

La FIG. 38 ilustra un diagrama 3800 de bloques de un sistema de desfibrilador portátil. El diagrama ilustrado incluye un aislamiento 3802 de alto voltaje entre la sección 3803 de bajo voltaje y la sección 3804 de alto voltaje. La sección 3803 de bajo voltaje incluye electrodos sensores 3806, un extremo frontal analógico 3808, una interfaz 3810 de usuario/a, un microcontrolador 3812, sensores auxiliares 3814, un banco 3816 de baterías, señales 3818 de EKG en bruto, señales 3820 de EKG preprocesadas y una señal 3822 de control de bajo voltaje. La sección 3804 de alto voltaje incluye un banco 3824 de condensadores, un módulo 3826 de cargador, un módulo 3828 de administración terapéutica, almohadillas 3830 de desfibrilación y una señal 3832 de control de alto voltaje.

Colocar cerca del cuerpo un condensador de alto voltaje de un dispositivo portátil, en particular condensadores electrolíticos, también presenta algunos problemas de seguridad. El desfibrilador portátil puede incluir protocolos de

- mitigación de fallas para evitar condiciones inseguras, derivadas de ciertos tipos de fallas del dispositivo, en particular fallas asociadas con los condensadores electrolíticos. La FIG. 39 ilustra un diagrama 3900 de bloques con varios modos de falla, y las posibles causas de las fallas. El software del desfibrilador portátil puede analizar las condiciones de operación para detectar y analizar cualquiera de las condiciones de falla mostradas en la FIG. 39. La
- 5 falla puede determinarse y se puede tomar una acción apropiada, para evitar una condición o entorno no seguro para el/la paciente que lleve puesto el desfibrilador. Cuando sea apropiado, se puede proporcionar una alerta al/la usuario/a con respecto al tipo de falla del dispositivo, junto con una acción sugerida.
- El desfibrilador portátil incluye software para llevar a cabo cualquiera de las funciones descritas en el presente documento. El software puede analizar los datos de monitor de ECG, determinar cuándo se produce una dolencia
- 10 arritmica que pueda tratarse mediante un pulso de desfibrilación, determinar la impedancia transtorácica y proporcionar un pulso de desfibrilación terapéutica.
- El software puede incluir un modo de aprendizaje para aprender los patrones de ECG específicos del/la paciente. El software puede analizar los datos de los sensores de impedancia para determinar si los electrodos ejercen un buen
- 15 contacto eléctrico. También se puede detectar una impedancia excesiva, que pueda estar causada por la deshidratación de los electrodos, el secado de la piel, la irritación de la piel, el deterioro de la piel, etc.
- El software puede adaptar el tratamiento en función de cualquiera de los sensores dados a conocer en el presente documento. Por ejemplo, el tratamiento puede ser diferente si el/la paciente está durmiendo, si hay humedad, por
- 20 ejemplo porque el/la paciente esté en la ducha, etc. El software puede analizar cualquiera de las condiciones de falla mostradas en la FIG. 39, y determinar las posibles fuentes de la falla.
- El desfibrilador portátil se lleva puesto debajo de la ropa del/la paciente. Puede ser útil para que el desfibrilador portátil comunique datos de forma inalámbrica con otros dispositivos. Los datos pueden transmitirse en relación con
- 25 el estado del dispositivo, el historial de uso del dispositivo, advertencias, etc. Algunos ejemplos de métodos de comunicación de datos que se pueden usar con los desfibriladores portátiles incluyen: Bluetooth, Wi-Fi, móvil, radio, o cualquier otro método de comunicación de módem de datos adecuado. El desfibrilador portátil puede configurarse para que se comunique de forma inalámbrica con un teléfono inteligente o una tableta.
- 30 Puede enviarse una consulta al desfibrilador portátil de forma inalámbrica. Se han desarrollado programas para enviar consultas a un ICD, S-ICD o marcapasos. El desfibrilador portátil puede configurarse para que reciba consultas desde los equipos actualmente en uso en hospitales para consulta sobre el estado de DCI, S-ICD y marcapasos. El desfibrilador portátil también puede diseñarse para que reciba consultas en el hogar usando un
- 35 teléfono inteligente, tableta, ordenador portátil u ordenador.
- En algunas realizaciones, el software y el firmware del dispositivo se pueden actualizar mediante transferencia inalámbrica de datos.
- El desfibrilador portátil puede comunicarse de forma inalámbrica con un brazalete, reloj u otro dispositivo portátil separado del desfibrilador portátil. El brazalete o dispositivo portátil separado del desfibrilador puede almacenar
- 40 datos sobre el estado, el historial o cualquier otro dato útil relacionado con el desfibrilador. Un/a técnico/a de emergencias u otro/a proveedor/a de atención médica podrá acceder al brazalete con mayor facilidad para obtener información del desfibrilador.
- 45 Los datos sobre un suceso cardiaco se pueden transmitir de forma inalámbrica. Un/a técnico/a en medicina que esté en horario de emergencia puede recibir datos sobre el suceso desde una pantalla en el desfibrilador portátil, un brazalete, por transferencia de datos inalámbrica o cualquier otro método para transmitir datos sobre el suceso desde el desfibrilador portátil.
- 50 En algunas realizaciones, el desfibrilador portátil puede transmitir automáticamente de forma inalámbrica datos de posición con respecto a un suceso cardiaco, o sobre si el dispositivo genera un choque, a una red celular o de datos. Los datos de posición pueden ser determinados por un sensor GPS situado en el dispositivo. La posición del desfibrilador se puede enviar y reportar automáticamente a una red médica de emergencia. En algunos casos, el
- 55 dispositivo también puede efectuar automáticamente una solicitud de tratamiento médico de emergencia.
- En algunas realizaciones, se puede proporcionar una pequeña pantalla visual en el desfibrilador para proporcionar información y/o instrucciones al/la usuario/a.
- 60 En algunas realizaciones, el dispositivo no incluye una pantalla visual, para minimizar el peso y el perfil del mismo. La comunicación visual entre el dispositivo y el/la usuario/a puede resultar complicada sin una pantalla de visualización en el desfibrilador portátil. El dispositivo puede comunicar información al/la usuario/a mediante una o más alarmas, botones, notificaciones auditivas o advertencias (mediante un altavoz incorporado, por ejemplo), retroalimentación táctil, vibración, descargas eléctricas, etc. La información también puede activarse mediante
- 65 diversos sucesos, por ejemplo cuando vaya a producirse un choque inminente.

Por ejemplo, en una o ambas áreas del electrodo puede estar situado un botón de estado del sistema. El botón de estado del sistema puede mostrar una luz verde para el funcionamiento normal, o una luz roja para indicar un problema potencial.

5 En algunas realizaciones, el desfibrilador portátil puede incluir un interruptor o botón de control de anulación en el banco de condensadores, el módulo de la batería o en cualquier otra parte del dispositivo. Estos interruptores pueden adoptar diversas formas, tales como sensores constrictores, botones que requieran presión o sensores capacitivos.

10 En algunas realizaciones, el dispositivo puede vibrar para intentar despertar al/la paciente antes de administrar un pulso de desfibrilación, puesto que la terapia podría ser diferente si el/la paciente está dormido o inconsciente. Al tratar de despertar al/la paciente puede reducirse la incidencia de falsos positivos. Otra opción para despertar al/la paciente es administrar una pequeña descarga o estimulación transcutánea antes de proporcionar el pulso de desfibrilación. En algunas realizaciones, el dispositivo puede incluir un interruptor de hombre muerto.

15 Se puede mostrar información adicional al/la usuario/a utilizando un brazalete, teléfono inteligente, tableta u otro dispositivo que tenga una pantalla como se da a conocer en el presente documento.

20 El dispositivo de desfibrilador portátil puede incluir sensores y características adicionales, y un dispositivo portátil adicional. En algunas realizaciones, el desfibrilador portátil incluye un sensor adicional tal como un acelerómetro, micrófono, giroscopio, localización por GPS, sensores de temperatura y cualquier otro sensor discreto.

25 En algunas realizaciones, el desfibrilador portátil puede incluir un circuito sensor para monitorear el contacto de los electrodos, para medir el estado del dispositivo y la calidad de la adherencia de los electrodos al cuerpo. Los electrodos pueden tener sensores capacitivos para medir si un electrodo se está desprendiendo o está perdiendo el contacto con el/la paciente. Los sensores capacitivos pueden usar un bajo consumo de energía y medir la impedancia para determinar si un electrodo presenta buen contacto con la piel o si se está desprendiendo. Si el electrodo se está desprendiendo, se le podría proporcionar un aviso al/la usuario/a para que lo presione nuevamente.

30 Algunos ejemplos de dispositivos portátiles adicionales incluyen un brazalete, reloj u otro dispositivo similar portátil. El brazalete puede incluir un sensor hemodinámico para verificar el pulso del/la paciente. Los datos del pulso podrían ser útiles si el dispositivo torácico pierde contacto, pero aún podría medirse el pulso con el brazalete. El brazalete podría tener un interruptor de anulación. El brazalete puede incluir una pantalla y una pantalla táctil. El brazalete también puede almacenar datos y transferir información. La información proporcionada por el brazalete incluye el estado del sistema, el estado de la batería, advertencias, notificaciones, botones de respuesta del/la usuario/a/a, etc. Puede haber presente un indicador visual en el brazalete, reloj o dispositivo, para notificar al/la usuario/a un problema a corregir en el dispositivo. En las FIGS. 79-80 se muestran ejemplos de brazaletes y funciones.

40 El brazalete también puede llevarlo puesto un cónyuge, para recibir una notificación sobre el estado del desfibrilador portátil y la salud del/la paciente. También se puede usar un reloj con cualquiera de las características descritas en el presente documento con respecto al mismo.

45 La FIG. 40 ilustra una serie habitual de sucesos en un/a paciente al que se le prescribe un desfibrilador portátil. El/la paciente puede sufrir una dolencia cardíaca 4002 que conlleve un tratamiento médico 4004. El/la médico puede colocar el desfibrilador portátil en el/la paciente, inicialmente, en 4006. El/la paciente puede llevar a cabo actividades de su vida normal, tales como hacer ejercicio 4008, ducharse 4010 y dormir 4012. Tras un periodo inicial de llevar puesto el dispositivo, el/la usuario/a recibe piezas de repuesto, tales como nuevas almohadillas adhesivas 4014. A continuación, el/la usuario/a instala el dispositivo con las nuevas almohadillas adhesivas 4014, tras lo cual lleva a cabo las actividades normales 4016. Tras finalizar el periodo de tratamiento con el desfibrilador portátil, el/la usuario/a puede devolver o enviar de vuelta el dispositivo 4018. Un/a profesional de la salud puede descargar y analizar los datos 4020 captados por el desfibrilador portátil y almacenados en el mismo, que pueden utilizarse para el tratamiento y diagnóstico posteriores 4022.

55 El perfil general del dispositivo puede diseñarse para aumentar la comodidad del/la usuario/a, prestando atención durante el diseño a cómo el dispositivo hace contacto con la piel y queda colgado del cuerpo. El dispositivo puede diseñarse para mejorar la ergonomía y disminuir la irritación de la piel. El peso se puede distribuir uniformemente sobre el perfil del dispositivo, para aumentar la comodidad del/la usuario/a. El perfil del dispositivo también puede diseñarse de manera que ciertas partes del cuerpo ofrezcan un soporte adicional para las partes más pesadas del dispositivo, por ejemplo, puede llevarse puesto el dispositivo sobre el hombro. En las FIGS. 45-74 se ilustran diversas realizaciones de perfil del dispositivo.

65 Los componentes más pesados del dispositivo desfibrilador son los condensadores y los componentes de la batería. Por ejemplo, los condensadores pueden tener un peso total de aproximadamente 100 a 200 gramos, pero pueden llegar a pesar 500 gramos. En un ejemplo, los condensadores pesan aproximadamente 160 gramos. Los

componentes de la batería pueden tener un peso de aproximadamente 50-100 gramos. El perfil general del dispositivo (p. ej. el área de superficie que entra en contacto con la piel) puede diseñarse para distribuir el peso por todo el cuerpo. La distribución del peso y el perfil del dispositivo también pueden basarse en el tiempo que vaya a llevarse puesto el dispositivo y en el peso deseado. En algunas realizaciones, el peso total del dispositivo por área de superficie no es superior a aproximadamente 0,5 g/cm², no superior a aproximadamente 1,0 g/cm², no superior a aproximadamente 1,1 g/cm², no superior a aproximadamente 1,2 g/cm², no superior a aproximadamente 1,3 g/cm², no superior a aproximadamente 1,4 g/cm², no superior a aproximadamente 1,5 g/cm², no superior a aproximadamente 1,6 g/cm², no superior a aproximadamente 1,7 g/cm², no superior a aproximadamente 1,8 g/cm², o no superior a aproximadamente 1,9 g/cm². En algunas realizaciones, el peso total del dispositivo por área de superficie no es superior a aproximadamente 2 g/cm², no superior a aproximadamente 2,3 g/cm², no superior a aproximadamente 3 g/cm² o no superior a aproximadamente 5 g/cm².

El dispositivo puede sujetar los condensadores y la batería en secciones separadas, para distribuir los componentes más pesados. El dispositivo puede contar con puntos de flexión para tener en cuenta la curvatura del cuerpo y para proporcionar grados adicionales de libertad. Por ejemplo, puede utilizarse una bisagra flexible, una bisagra integral, un puente, una interconexión flexible o un punto de articulación entre los componentes más pesados y rígidos, como la batería y los condensadores. En algunas realizaciones, la batería, los condensadores y otros componentes más pesados pueden estar albergados en una carcasa que esté separada de las superficies de acoplamiento con el/la paciente. La carcasa separada puede soportarse mediante unión adhesiva al cuerpo, sujetándola a una prenda, o estar soportada fuera de la anatomía del cuerpo.

En algunas realizaciones, el sustrato de acoplamiento con el/la paciente del dispositivo incluye un elemento elástico, tal como una estructura en capas que puede usarse para hacer la transición entre el módulo elástico de la piel y los componentes rígidos en la carcasa. Las capas pueden pasar de ser más elásticas, cerca de la piel, a más rígidas y menos elásticas al acercarse a los componentes rígidos, como se muestra en la FIG. 81B.

En algunas realizaciones, el perfil del dispositivo puede diseñarse para usar la anatomía común como puntos de anclaje al cuerpo. Por ejemplo, el dispositivo puede diseñarse para que se adhiera al esternón dado que el esternón no varía entre diferentes pacientes tanto como otros puntos anatómicos.

En algunas realizaciones, el dispositivo puede incluir un cabestrillo con un soporte sobre el hombro o cuello, para que el hombro y/o cuello proporcionen un soporte adicional para el peso del dispositivo, como se muestra en las FIGS. 47, 48, 56, 59 y 77.

El dispositivo desfibrilador también puede diseñarse con bordes cónicos, para que los bordes del dispositivo no se acoplen a la ropa ni se acoplen a otros artículos.

En algunas realizaciones, el perfil del dispositivo puede diseñarse de tal manera que pueda girarse el dispositivo, de manera que puedan fijarse el adhesivo y los electrodos a diferentes partes de la piel. Soportar el dispositivo mediante diferentes áreas de la piel mejora la comodidad de cara al dispositivo, y mejora la capacidad de llevarlo puesto a largo plazo. Por ejemplo, puede utilizarse un diseño triangular o de pétalo del perfil del dispositivo, como se ilustra en la FIG. 87.

En algunas realizaciones, pueden usarse diferentes diseños de forma alrededor de los electrodos cuando se cambie entre las unidades, para permitir que sane la piel que estaba previamente en contacto con el adhesivo.

En algunas realizaciones, la electrónica, los condensadores y las baterías pueden dividirse en varias partes o secciones.

En algunas realizaciones, pueden usarse diferentes perfiles de dispositivo dependiendo del régimen de tratamiento para el/la paciente, y de las características del/la paciente.

En algunas realizaciones, pueden desconectarse los componentes eléctricos si su duración es menor que el tiempo que va a llevarse puesto el dispositivo. Por ejemplo, podría usarse una batería nueva para reemplazar una batería vieja.

En algunas realizaciones, el dispositivo puede incluir secciones ajustables entre los puntos de fijación, para minimizar el número de variantes de perfil del dispositivo.

En algunas realizaciones, pueden seleccionarse uno o más de entre el banco de condensadores, la tarjeta electrónica y las baterías, en función de las características específicas del/la paciente y del tratamiento a efectuar con el factor de forma del dispositivo. Por ejemplo, el condensador puede seleccionarse según el tamaño del/la paciente o la impedancia torácica. La placa electrónica podría ser diferente para un/a paciente con un marcapasos, de modo que el dispositivo pueda tener una mayor tasa de muestreo. Se pueden combinar diferentes baterías con la placa electrónica específica.

En algunas realizaciones, pueden reutilizarse los condensadores y los contactos eléctricos. En algunos casos, pueden restaurarse los condensadores y los contactos eléctricos antes de reutilizarse los mismos en otro dispositivo.

Las FIGS. 41 y 42 ilustran varios diseños de componentes para realizaciones de desfibriladores portátiles. La FIG. 1
5 ilustra disposiciones de componentes de los condensadores 4102 y las baterías 4104 en diversas configuraciones 4100, 4106, 4108, 4100, 4112, 4114, 4116, 4118, 41120, 4122, 4124, 4126, 4128, 4130, 4132, 4134, 4136, 4138, 4140, 4142 y 4144. Los condensadores 4104 pueden disponerse en el módulo de alto voltaje. Los condensadores 4104 pueden disponerse de modo que tengan un perfil bajo y una distribución del peso a través de la superficie del desfibrilador portátil. La FIG. 42 ilustra diseños adicionales (4200, 4210, 4212, 4214, 4216, 4218,
10 4220, 4222, 4224, 4226, 4228 y 4230) para los condensadores 4202 y baterías 4204 sobre una primera sección 4206 y una segunda sección 4208 del desfibrilador portátil. Los condensadores pueden disponerse en un módulo del desfibrilador portátil, y la batería y los componentes de baja potencia/voltaje pueden disponerse en un segundo módulo o sección separada del desfibrilador portátil.

15 La FIG. 43 ilustra una disposición de componentes para una realización de un desfibrilador portátil 4300. Las baterías 4302 están dispuestas en un primer módulo 4304 o sección del desfibrilador portátil que puede denominarse módulo de bajo voltaje. Los condensadores 4306 están dispuestos en un segundo módulo 4308 o sección separada del desfibrilador portátil que puede denominarse módulo de alto voltaje. Los electrodos de desfibrilación están en comunicación eléctrica con el módulo de alto voltaje. El módulo de bajo voltaje puede
20 monitorear la frecuencia cardíaca del/la paciente a través de los sensores, y controlar la transferencia de energía cuando se necesite administrar un choque. Las baterías cargan los condensadores en el módulo de alto voltaje, que luego envía la energía eléctrica a los electrodos de almohadilla de desfibrilación para administrar la terapia eléctrica al/la paciente.

25 La FIG. 44 ilustra varios diseños de componentes para realizaciones de desfibriladores portátiles. La FIG. 44 ilustra una realización de un desfibrilador portátil 4400 con un módulo de alto voltaje 4402, con condensadores 4404 y un módulo 4406 de bajo voltaje con baterías 4408. El módulo 4402 de alto voltaje y los condensadores 4404 están configurados para administrar una terapia eléctrica a través de los electrodos 4410, 4412 de desfibrilación. La FIG. 44 ilustra diferentes diseños (4414, 4416, 4418, 4420, 4422, 4424, 4426, 4428, 4430, 4432, 4434, 4436 y 4438)
30 para el módulo 4402 de alto voltaje y los condensadores 4404 y el módulo 4406 de bajo voltaje y las baterías 4408. Los condensadores están configurados con formas de sección transversal circular y semicircular. Los condensadores están distribuidos en el módulo de alto voltaje y las baterías están dispuestas en el módulo de bajo voltaje. El plazo durante el que puede llevarse puesto el dispositivo puede determinarse equilibrando el peso del dispositivo, en comparación con el área de adhesión al cuerpo. La FIG. 60 ilustra los datos sobre plazo durante el
35 que puede llevarse puesto el dispositivo en comparación con la carga de adhesivo, para varios tipos de adhesivos y pesos.

Las FIGS. 45-48 ilustran varios perfiles y configuraciones de desfibriladores portátiles con un electrodo en la parte superior del tórax del/la paciente, y con la electrónica/batería y el condensador en bolsillos separados fijados al/la
40 paciente en su costado, debajo del brazo. La FIG. 45 ilustra un desfibrilador portátil 4500 con un parche superior 4502 que incluye un sustrato de acoplamiento con el/la paciente, que tiene un electrodo de almohadilla de desfibrilación y sensores de ECG y un parche inferior 4504, que incluye un sustrato de acoplamiento con el/la paciente que tiene un electrodo de desfibrilación y sensores de ECG. El parche inferior 4504 admite un primer módulo 4506 de electrónica y un segundo módulo 4508 de electrónica. La FIG. 46 ilustra un desfibrilador portátil
45 4600 con un parche superior 4602 que incluye un sustrato de acoplamiento con el/la paciente, que tiene un electrodo de almohadilla de desfibrilación y sensores de ECG, y un parche inferior 4604 que incluye un sustrato de acoplamiento con el/la paciente que tiene un electrodo de desfibrilación y sensores de ECG. El parche inferior 4604 soporta un primer módulo 4606 de electrónica y un segundo módulo 4608 de electrónica. La FIG. 47 ilustra un desfibrilador portátil 4700 con un parche superior 4702, que incluye un sustrato de acoplamiento con el/la paciente
50 que tiene un electrodo de almohadilla de desfibrilación y sensores de ECG, y un parche inferior 4704 que incluye un sustrato de acoplamiento con el/la paciente que tiene un electrodo de desfibrilación y sensores de ECG. El parche inferior 4704 soporta un primer módulo 4706 de electrónica y un segundo módulo 4708 de electrónica. El desfibrilador portátil 4700 tiene una configuración para llevar puesto el mismo sobre el hombro. La FIG. 48 ilustra un desfibrilador portátil 4800 con un parche superior 4802 que incluye un sustrato de acoplamiento con el/la paciente,
55 que tiene un electrodo de almohadilla de desfibrilación y sensores de ECG, y un parche inferior 4804 que incluye un sustrato de acoplamiento con el/la paciente que tiene un electrodo de desfibrilación y sensores de ECG. El parche inferior 4804 soporta un primer módulo 4806 de electrónica y un segundo módulo 4808 de electrónica. El desfibrilador portátil 4800 tiene una configuración para llevar puesto el mismo sobre el hombro.

60 La FIG. 49 es una imagen de un modelo lastrado de un desfibrilador portátil, fijado a un maniquí. La FIG. 49 ilustra un desfibrilador portátil 4900 con un parche superior 4902, que incluye un sustrato de acoplamiento con el/la paciente que tiene un electrodo de almohadilla de desfibrilación y sensores de ECG, y un parche inferior 4904 que incluye un sustrato de acoplamiento con el/la paciente que tiene un electrodo de desfibrilación y sensores de ECG. El parche inferior 4904 soporta un primer módulo 4906 de electrónica y un segundo módulo 4908 de electrónica. El
65 primer módulo 4906 de electrónica incluye la batería 4910 y el segundo módulo 4908 de electrónica incluye los condensadores 4912. Un electrodo de desfibrilación está fijado a la parte superior del pecho del maniquí, y los

condensadores, las baterías y el segundo electrodo de desfibrilación están adheridos al lado del pecho del maniquí. Los condensadores se modelaron con un peso de 160 gramos, y la sección de la batería se modeló con un peso de 100 gramos.

5 La FIG. 50 es una imagen de un modelo lastrado de un desfibrilador portátil, fijado a un maniquí, similar al de la FIG. 9 pero con un perfil diferente para los módulos que soportan las secciones de condensadores y de batería del dispositivo. La FIG. 50 ilustra un desfibrilador portátil 5000 con un parche superior 5002, que incluye un sustrato de acoplamiento con el/la paciente que tiene un electrodo de almohadilla de desfibrilación y sensores de ECG, y un parche inferior 5004 que incluye un sustrato de acoplamiento con el/la paciente que tiene un electrodo de desfibrilación y sensores de ECG. El parche inferior 5004 soporta un primer módulo 5006 de electrónica y un
10 segundo módulo 5008 de electrónica. El primer módulo 5006 de electrónica incluye la batería 5010 y el segundo módulo 5008 de electrónica incluye los condensadores 5012.

La FIG. 51 es una imagen de un modelo lastrado de un desfibrilador portátil 5100, fijado a un maniquí. La FIG. 51
15 ilustra un desfibrilador portátil 5100 con un parche superior 5102, que incluye un sustrato de acoplamiento con el/la paciente que tiene un electrodo de almohadilla de desfibrilación y sensores de ECG, un parche inferior 5104 que incluye un sustrato de acoplamiento con el/la paciente que tiene un electrodo de desfibrilación y sensores de ECG, y un segundo parche superior 5105. El segundo parche superior 5105 soporta un primer módulo 5106 de electrónica. El parche inferior 5104 soporta un segundo módulo 5108 de electrónica. El primer módulo 5106 de electrónica
20 incluye la batería 5110 y el segundo módulo 5108 de electrónica incluye los condensadores 5112. Un electrodo de desfibrilación está fijado a la parte superior del pecho del maniquí, y un segundo electrodo de desfibrilación está fijado al costado del maniquí. El modelo de batería y componente de bajo voltaje también se fija al pecho del maniquí con un peso de 50 gramos. El modelo de condensadores se adhiere al costado del pecho del maniquí con un peso de 160 gramos.

25 La FIG. 52 es una imagen de un modelo lastrado de un desfibrilador portátil 5200, fijado a un maniquí. La FIG. 52 ilustra un desfibrilador portátil 5200 con un parche superior 5202, que incluye un sustrato de acoplamiento con el/la paciente que tiene un electrodo de almohadilla de desfibrilación y sensores de ECG, y un parche inferior 5204 que incluye un sustrato de acoplamiento con el/la paciente que tiene un electrodo de desfibrilación y sensores de ECG.
30 El parche inferior 5204 soporta un primer módulo 5206 de electrónica y un segundo módulo 5208 de electrónica. El primer módulo 5206 de electrónica incluye la batería 5210 y el segundo módulo 5208 de electrónica incluye los condensadores 5212. Un electrodo de desfibrilación se fija a la parte superior del pecho del maniquí, y los condensadores, las baterías y el segundo electrodo de desfibrilación se adhieren al lado del pecho del maniquí. Los condensadores se modelaron con un peso de 160 gramos y la sección de batería se modeló con un peso de
35 50 gramos.

La FIG. 53 ilustra dos desfibriladores portátiles 5300 y 5320 con un parche fijado al pecho, con un electrodo, condensadores y batería soportados sobre el costado del/la paciente, debajo del brazo. La FIG. 53 ilustra un
40 desfibrilador portátil 5300 con un parche superior 5302, que incluye un sustrato de acoplamiento con el/la paciente que tiene un electrodo de almohadilla de desfibrilación y sensores de ECG, y un parche inferior 5304 que incluye un sustrato de acoplamiento con el/la paciente que tiene un electrodo de desfibrilación y sensores de ECG. El parche inferior 5304 soporta un primer módulo 5306 de electrónica y un segundo módulo 5308 de electrónica. La FIG. 53 ilustra un desfibrilador portátil 5320 con un parche superior 5322, que incluye un electrodo de almohadilla de desfibrilación y sensores de ECG, y un parche inferior 5324 que incluye un electrodo de desfibrilación y sensores de
45 ECG. El parche inferior 5324 soporta un primer módulo 5326 de electrónica y un segundo módulo 5328 de electrónica.

La FIG. 54 ilustra dos configuraciones para un desfibrilador portátil 5400, 5420. La FIG. 54 ilustra un desfibrilador portátil 5400 con un parche superior 5402, que incluye un sustrato de acoplamiento con el/la paciente que tiene un
50 electrodo de almohadilla de desfibrilación y sensores de ECG, y un parche inferior 5404 que incluye un sustrato de acoplamiento con el/la paciente que tiene un electrodo de desfibrilación y sensores de ECG. El parche inferior 5404 soporta un primer módulo 5406 de electrónica y un segundo módulo 5408 de electrónica. La FIG. 53 ilustra un desfibrilador portátil 5420 con un parche superior 5422, que incluye un sustrato de acoplamiento con el/la paciente que tiene un electrodo de almohadilla de desfibrilación y sensores de ECG, y un parche inferior 5424 que incluye un sustrato de acoplamiento con el/la paciente que tiene un electrodo de desfibrilación y sensores de ECG. El parche inferior 5424 soporta un primer módulo 5426 de electrónica y un segundo módulo 5428 de electrónica. Cada una de las configuraciones admite los condensadores y la batería sobre el costado del/la paciente, debajo del brazo. El electrodo se muestra en contacto con cualquiera de los lados del pecho, y está en comunicación eléctrica con los condensadores. El desfibrilador portátil puede incluir una correa de soporte para el hombro, que hace contacto con
60 el hombro o que va por encima del hombro y hacia abajo, por la espalda del/la paciente, para conectar el parche superior con las secciones de condensadores y batería.

La FIG. 55 ilustra dos configuraciones para un desfibrilador portátil 5500, 5520. La FIG. 55 ilustra un desfibrilador portátil 5500 con un parche superior 5502, que incluye un sustrato de acoplamiento con el/la paciente que tiene un
65 electrodo de almohadilla de desfibrilación y sensores de ECG, y un parche inferior 5504 que incluye un sustrato de acoplamiento con el/la paciente que tiene un electrodo de desfibrilación y sensores de ECG. El parche inferior 5504

soporta un primer módulo 5506 de electrónica y un segundo módulo 5508 de electrónica. La FIG. 53 ilustra un desfibrilador portátil 5520 con un parche superior 5522, que incluye un sustrato de acoplamiento con el/la paciente que tiene un electrodo de almohadilla de desfibrilación y sensores de ECG, y un parche inferior 5524 que incluye un sustrato de acoplamiento con el/la paciente que tiene un electrodo de desfibrilación y sensores de ECG. El parche inferior 5524 soporta un primer módulo 5526 de electrónica y un segundo módulo 5528 de electrónica. Cada una de las configuraciones soporta los condensadores, la batería y un electrodo sobre el costado del/la paciente, debajo del brazo. El parche superior tiene una configuración triangular y puede fijarse al esternón o la parte superior del tórax del/la paciente, como se ilustra.

Las FIGS. 56A-56H ilustran realizaciones adicionales de desfibriladores portátiles. La FIG. 56A ilustra un desfibrilador portátil 5600 con un parche superior 5602 que tiene un electrodo torácico, y con los componentes de más alto perfil (por ejemplo, los condensadores y las baterías) ubicados en un parche inferior 5604 en el costado del/la paciente, debajo del brazo.

La FIG. 56B ilustra un desfibrilador portátil 5610 con un soporte sobre el hombro. El soporte sobre el hombro permite que el hombro soporte el peso adicional del dispositivo. Los electrodos del desfibrilador pueden estar en el parche superior 5612 y en el parche inferior 5614. La batería y los componentes electrónicos pueden estar en un bolsillo frontal del parche 5612 superior, y los condensadores y el electrodo se ilustran en un bolsillo posterior 5616 del dispositivo. Sobre el costado del/la usuario/a podría soportarse cualquier componente de alto perfil restante.

La FIG. 56C ilustra un desfibrilador portátil 5620 con un parche superior 5622 que tiene un electrodo torácico, y con los componentes de perfil más alto (por ejemplo, los condensadores y las baterías) ubicados en un parche inferior 5624 en el costado del/la paciente, debajo del brazo. La FIG. 56D ilustra un desfibrilador portátil 5630 con un soporte 5632 alrededor del cuello del/la paciente. El soporte 5632 alrededor del cuello podría usarse para soportar el peso de los componentes electrónicos sobre la espalda 5634 del/la paciente, y los componentes de electrodo sobre la parte frontal 5636 del/la paciente. Sobre el costado 5638 del/la paciente podrían soportarse componentes adicionales.

La FIG. 56E ilustra un desfibrilador portátil 5640 que se puede llevarse alrededor del cuello, para soportar un electrodo 5642 sobre la espalda y un electrodo, un condensador y baterías en los bolsillos pectorales delanteros 5644, 5646. La FIG. 56F ilustra un desfibrilador portátil 5650 con un bolsillo pectoral frontal 5652 que soporta un electrodo y uno de entre el condensador/batería, y un segundo bolsillo 5654 sobre la espalda que soporta un electrodo y el otro del condensador/batería. La FIG. 56G ilustra un desfibrilador portátil 5660 con dos bolsillos pectorales 5662, 5664, uno para el electrodo y el otro para uno de entre el condensador/batería, junto con un bolsillo lateral 5666 para soportar el otro del condensador/batería. El desfibrilador de la FIG. 56G también tiene una correa pectoral opcional 5668, para proporcionar soporte adicional al dispositivo. La FIG. 56H ilustra una configuración similar a la de la FIG. 56G, pero sin la correa pectoral. La FIG. 56H ilustra un desfibrilador portátil 5670 con dos bolsillos pectorales 5672, 5674, uno para el electrodo y el otro para uno del condensador/batería, junto con un bolsillo lateral 5676 para soportar el otro del condensador/batería.

La FIG. 57 ilustra un sistema de desfibrilador portátil, que incluye un desfibrilador portátil 5700 y un brazalete 5702. El desfibrilador portátil incluye un banco 5704 de condensadores conectado, y un compartimiento 5706 para electrónica/batería que se soporta sobre el costado del/la paciente mediante un bolsillo adhesivo 5708. El bolsillo adhesivo lateral 5708 soporta un segundo electrodo 5710. Un bolsillo pectoral 5712 soporta el primer electrodo 5714. Los bolsillos adhesivos son reemplazables. El brazalete 5702 se comunica de forma inalámbrica con el desfibrilador 5700.

La FIG. 58 ilustra un desfibrilador portátil 5800, que incluye unos conjuntos 5802 de electrodo adhesivo reemplazables. El conjunto 5802 de electrodo incluye un bolsillo 5804 para soportar el condensador 5806, la electrónica y la batería 5808. El conjunto de electrodos incluye un enchufe 5810 para conectar los condensadores 5806 a los electrodos. Tras un periodo de tiempo establecido, p. ej. 10-14 días, se reemplaza el conjunto 5802 de electrodo adhesivo, con el condensador, la electrónica y la unidad de batería instalados en el nuevo conjunto de electrodo adhesivo.

La FIG. 59. ilustra un sistema 5900 de desfibrilador portátil que incluye unas almohadillas 5902, 5904 de desfibrilación conectadas, unos condensadores 5906 y componentes 5908 de batería/electrónica. El sistema también incluye parches y bolsillos adhesivos 5910, 5912, 5914, configurados para soportar las almohadillas de desfibrilación, condensadores y componentes de batería/electrónica. Los parches y bolsillos adhesivos pueden reemplazarse.

La FIG. 60 ilustra un desfibrilador portátil 6000 con una bisagra flexible 6002 entre los condensadores 6006 y los componentes 6004 de electrónica/batería. La bisagra flexible 6002 puede hacer que el dispositivo sea más cómodo y menos restrictivo de cara a llevarlo puesto. Los condensadores 6006 y los componentes 6004 de electrónica/batería pueden recibirse dentro de un bolsillo adhesivo 6008, que incluye los electrodos 6010.

La FIG. 61 ilustra un desfibrilador portátil 6100 con el componente 6102 de batería y electrónica conectado a los

condensadores 6104, mediante un puente 6106. Los electrodos 6108, 6110 de almohadilla de desfibrilación se pueden recibir dentro de los bolsillos adhesivos 61012, 6114, respectivamente. El componente 6102 de electrónica y los condensadores 6104 también son recibidos por un bolsillo 6116.

5 La FIG. 62 ilustra un desfibrilador portátil 6200 con un parche inferior 6202 que soporta un módulo 6204 de condensadores y un módulo 6206 de batería. El módulo 6204 de condensadores incluye condensadores 6208 y el módulo 6206 de batería incluye una batería 6210. El módulo 6204 de condensadores y el módulo 6206 de batería/electrónica están contenidos dentro de unos recintos impermeables 6212, 6214 en un parche inferior 6202. Los componentes de electrónica/batería y de condensador tienen forma de base trapezoidal. El parche inferior 6202
10 incluye un material conductor 6216 moldeado en la almohadilla flexible del parche inferior 6202. El parche inferior 6220 tiene un material conductor 6222 conectado a la carcasa 6224, que está separado de la porción adhesiva flexible del parche inferior 6220.

La FIG. 63 es parecida a la FIG. 62, pero con diferentes formas de base para los componentes de electrónica/batería y de condensadores. La FIG. 63 ilustra un desfibrilador portátil 6300 con un parche inferior 6302, que soporta un módulo 6304 de condensadores y un módulo 6306 de batería. El módulo 6304 de condensadores incluye unos condensadores 6308 y el módulo 6306 de batería incluye una batería 6310. El módulo 6304 de condensadores y el módulo 6306 de batería/electrónica están contenidos dentro de unos recintos 6312, 6314 en un parche inferior 6302. El parche inferior 6302 tiene un material conductor 6316 conectado a la carcasa 6318, que está
20 separado de la porción adhesiva flexible del parche inferior 6302. El parche inferior 6322 incluye un material conductor 6324 moldeado en la almohadilla flexible del parche inferior 6322. El parche inferior 6322 incluye un punto 6326 de flexión entre los recintos 6312, 6314.

La FIG. 64 ilustra un desfibrilador portátil similar a los dispositivos representados en las FIGS. 62 y 63, pero con una hendidura o recorte 6450 entre los componentes de electrónica/batería y el condensador. La FIG. 64 ilustra un desfibrilador portátil 6400 con un parche inferior 6402, que soporta un módulo 6404 de condensadores y un módulo 6406 de batería. El módulo 6404 de condensadores incluye unos condensadores 6408 y el módulo 6406 de batería incluye una batería 6410. El módulo 6404 de condensadores y el módulo 6406 de batería/electrónica están contenidos dentro de unos recintos 6412, 6414 en un parche inferior 6402. El parche inferior 6402 incluye un material conductor 6416 moldeado en la almohadilla flexible del parche inferior 6402, que está conectado al electrodo 6418 de almohadilla de desfibrilación de la almohadilla superior 6419. El parche inferior 6422 tiene un material conductor 6424 conectado a la carcasa 6426, que está separado de la porción adhesiva flexible del parche inferior 6422. Cada uno de los parches inferiores 6402, 6422 incluye una hendidura 6450 entre los recintos 6412, 6414, para mejorar la flexibilidad del dispositivo.

Las FIGS. 65-70 ilustran desfibriladores portátiles con varios diseños y configuraciones de soporte. La FIG. 65 ilustra un desfibrilador portátil 6500 de género neutral, en sendos pacientes masculino y femenina. La FIG. 66 ilustra un desfibrilador portátil 6600 con un soporte/parche lateral 6602 para el segundo electrodo, los condensadores 6604 y la batería/electrónica 6606. La FIG. 67 ilustra diseños adicionales para la forma de base del parche superior (6702, 6706, 6710 y 6714) y el parche inferior/soporte lateral (6704, 6708, 6712, 6716), para soportar los condensadores y los componentes de batería/electrónica.

Las FIGS. 68-69 ilustran otra realización de un desfibrilador portátil, con el componente de batería/electrónica soportado en la parte superior del tórax del/la paciente. La FIG. 68 ilustra el desfibrilador portátil 6800 en sendos pacientes masculino y femenina. El desfibrilador portátil 6800 incluye parches adhesivos reemplazables. El soporte lateral está configurado para soportar los componentes de condensador. La FIG. 69 ilustra un desfibrilador portátil 6900 con un parche inferior 6902, que soporta un módulo 6904 de condensadores y un electrodo 6906 de almohadilla de desfibrilación. El parche superior 6908 soporta el módulo 6910 de bajo voltaje y un segundo electrodo de almohadilla de desfibrilación.

La FIG. 70 ilustra formas de base adicionales para el parche superior (7002, 7006, 7010, 7014) y el parche inferior (7004, 7008, 7012, 7016).

Las FIGS. 71-74 ilustran desfibriladores portátiles con dos bolsillos pectorales y un bolsillo lateral. La FIG. 71 ilustra un desfibrilador portátil 710 con un primer bolsillo pectoral 7102 y un segundo bolsillo pectoral 7104, y un electrodo lateral 7106. Un primer bolsillo pectoral está configurado para soportar el electrodo de desfibrilación y la electrónica/batería. El segundo bolsillo pectoral está configurado para soportar los componentes de condensador. El segundo electrodo de desfibrilación puede ubicarse en el costado del/la paciente. La FIG. 72 ilustra una realización de un desfibrilador portátil 7200 con un módulo 7202 de bajo voltaje, un módulo 7204 de alto voltaje, un primer electrodo 7206 de desfibrilación, un segundo electrodo 7208 de desfibrilación, un indicador 7210 de estado y un interruptor capacitivo 7212. Las FIGS. 73 y 74 ilustran realizaciones de desfibriladores portátiles 7300, 7302 y 7400 que son similares al desfibrilador 7200, pero con diferentes perfiles de adaptación al cuerpo.

Las FIGS. 75-76 ilustran varias vistas de un/a paciente que lleva puesta una realización de un desfibrilador portátil 7500.

Las FIGS. 77-78 ilustran diversas características de una realización de un desfibrilador portátil. La FIG. 77 ilustra un desfibrilador portátil 7700 con un parche superior 7702, que incluye un electrodo 7704 de almohadilla de desfibrilación y sensores 7706 de ECG, y un parche inferior 7708 que incluye un electrodo 7710 de desfibrilación y sensores 7712 de ECG. El parche inferior 7708 soporta un primer módulo 7714 de electrónica y un segundo módulo 7716 de electrónica. Un brazalete 7720 puede transmitir datos al desfibrilador portátil 7700. La FIG. 78 ilustra un desfibrilador portátil 7800 con un parche superior 7802, que incluye un electrodo 7804 de almohadilla de desfibrilación y sensores de ECG, y un parche inferior 7808 que incluye un electrodo 7810 de desfibrilación y sensores de ECG. El parche inferior 7808 soporta un primer módulo 7814 de electrónica y un segundo módulo 7816 de electrónica.

Las FIGS. 79-80 ilustran realizaciones de un brazalete portátil, que puede usarse con los desfibriladores portátiles dados a conocer en el presente documento. La FIG. 79 muestra un brazalete 7900 que puede usarse con cualquiera de los desfibriladores portátiles dados a conocer en el presente documento. El brazalete 7900 puede comunicarse con el desfibrilador portátil. El brazalete 7900 puede generar una alerta en la pantalla 7902, antes de un choque. La pantalla 7904 se puede desactivar tocando la pantalla capacitiva. La pantalla 7906 ilustra signos vitales de un/una paciente que lleve puesto un desfibrilador portátil. La FIG. 80 ilustra un brazalete 8000 con una pantalla táctil 8002 dimensionada para un usuario masculino. La FIG. 80 ilustra un brazalete 8005 con una pantalla táctil 8007 dimensionada para una usuaria femenina.

La FIG. 81A es un dibujo de un desfibrilador portátil 8100 con un bolsillo pectoral 8102, un bolsillo 8104 para esternón y bolsillos laterales 8106 para soportar los componentes del dispositivo.

La FIG. 81B ilustra una sección transversal 8110 de un desfibrilador portátil, que tiene un diseño en capas. El adhesivo hidrocoloide 8112 está diseñado para entrar en contacto con la piel. Un sustrato flexible 8114 actúa como conexión entre el adhesivo y los componentes 8116 más pesados (p. ej. los condensadores, batería, electrónica, etc.). El sustrato flexible puede mejorar la comodidad al llevar puesto el dispositivo y mejorar la capacidad del dispositivo para soportar los componentes más pesados y rígidos.

La FIG. 82 ilustra dibujos de desfibriladores portátiles con soportes sobre el hombro y alrededor del cuello. El soporte sobre el hombro también puede fijarse a puntos comunes de la anatomía del esqueleto o el cuerpo del/la paciente. El desfibrilador portátil 8200 tiene un bolsillo frontal pectoral 8202 y un bolsillo trasero 8204. El desfibrilador portátil 8201 incluye un soporte para el cuello, un bolsillo frontal 8212 y un bolsillo trasero similar al bolsillo 8204. Los bolsillos pueden soportar un electrodo de desfibrilación y los componentes electrónicos.

La FIG. 83 ilustra varias configuraciones de estructuras de interconexión, para mejorar la capacidad del dispositivo para adaptarse a las curvas del cuerpo. Los desfibriladores portátiles pueden incluir unas porciones rígidas 8304 y unas estructuras flexibles 8302 de interconexión. La capa adhesiva 8310 puede entrar en contacto con la piel 8312 y con una capa compatible 8314. La capa compatible 8314 puede acoplarse con los componentes electrónicos 8316, 8318. Los componentes electrónicos 8316, 8318 pueden conectarse entre sí mediante una interconexión flexible 8302.

La FIG. 84A ilustra unas vistas en sección transversal y superior de porciones de un dispositivo desfibrilador portátil. En un dibujo, el electrodo 8400 incluye unos canales 8402 entre unos espaciadores 8404 para desplegar un gel o líquido de electrodo, para el contacto con la piel 8406, desde una fuente 8408 de gel. El gel o líquido puede mejorar el contacto eléctrico entre los electrodos y la piel.

La FIG. 84B ilustra cómo un dispositivo 8420 puede incluir un adhesivo 8422, una capa 8424 de unión y un anclaje estirable 8426 para soportar los componentes 8428 del desfibrilador fuera del cuerpo. Los anclajes estirables se pueden usar con la capa de unión para mejorar la fijación del dispositivo al cuerpo.

Las FIGS. 85A-85B ilustran unas vistas en sección transversal y superior de electrodos portátiles, que incluyen unas estructuras de despliegue de gel conductor, siendo una de ellas una estructura activada térmicamente 8500 y la otra una estructura 8520 activada por presión. La estructura activada térmicamente 8500 incluye un elemento 8502 de calentamiento, un hidrogel termoactivado 8504, un electrodo 8506, un gel 8508 y un canal 8510 de fluido. El hidrogel termoactivado 8504 se puede desplegar a través del canal 8510 para su contacto con la piel 8512. La estructura 8520 de despliegue activada por presión incluye una fuente 8522 de presión, un gel 8524 y unos electrodos 8526, para desplegar el gel 8524 contra la piel 8528.

Las FIGS. 86A-86C ilustran varias vistas de las estructuras de soporte para mejorar la capacidad de fijación al cuerpo del/la paciente de los componentes rígidos y pesados del desfibrilador. La FIG. 86B ilustra una estructura 8600 de refuerzo que se utiliza para soportar adicionalmente los componentes rígidos y pesados 8602 del desfibrilador, junto con un contorno adhesivo 8604. La FIG. 86A ilustra una estructura 8610 con un adhesivo hidrocoloide 8612 que se acopla a una película PET 8614, con un soporte 8616 fijado a un extremo de los componentes rígidos y pesados 8618 del desfibrilador. El anclaje permite el movimiento adicional de los componentes pesados, al tiempo que proporciona una estructura de fijación resistente a la piel 8620. La FIG. 86C ilustra un dispositivo con un apéndice 8630 o estructura similar, que puede usarse para hacer contacto con la

piel 8620 para proporcionar una fuerza sobre el dispositivo, para mejorar el acoplamiento entre la piel y el adhesivo 8632 y los componentes electrónicos 8634, y para proporcionar un soporte adicional para el peso del dispositivo.

5 La FIG. 87 ilustra una porción de un desfibrilador portátil 8700, con un electrodo 8702 que puede girarse para mejorar la comodidad en la piel del/la usuario/a. La FIG. 87 también ilustra una porción de un desfibrilador portátil 8710 con un electrodo 8714 y aletas adhesivas 8712. El dispositivo se puede girar de manera que las aletas 8712 entren en contacto con nuevas porciones de la piel. Alternar las secciones de la piel con las que el adhesivo hace contacto puede minimizar la irritación de la piel del/la usuario/a.

10 Los desfibriladores portátiles dados a conocer en el presente documento pueden cumplir diversos criterios de diseño de acuerdo con algunas realizaciones. Con las formas de onda bifásicas convencionales pueden administrarse al/la paciente aproximadamente entre 150 julios y 360 julios. En algunas realizaciones, puede usarse una energía terapéutica de 200 julios o menos. Puede usarse un voltaje de 3,7 para alimentar la electrónica y, por lo tanto, los miliamperios-hora utilizados por choque estarán en el intervalo de 11,2-27 mA-horas. El circuito de carga puede ser capaz de cargar el condensador de 100 μ F a 1800 voltios, en menos de 20 segundos. Se puede usar una configuración de transformador de retorno, ya que las demandas de la batería estarán en forma de pulsos de 6 μ s de 1,3-1,5, a una frecuencia de hasta 10 KHz sostenida durante 30 segundos. Durante la carga, el circuito de análisis puede necesitar una corriente adicional para accionar la fuente DSP, con un núcleo sincronizado a 100MHz o menos. Esto podría generar una carga adicional de 1 amperio durante aproximadamente 30 segundos. La vida útil puede ser de 3 meses, o más. El dispositivo puede retener suficiente energía, y quedar listo para que se lleve puesto el mismo durante un plazo deseado coincidente con el final de su vida útil. El dispositivo puede administrar 10 choques con una sola carga de las baterías. La carga promedio probablemente permanecerá en el intervalo de 5 a 10 miliamperios durante la mayor parte del periodo de uso, con ráfagas puntuales de corriente sostenidas a un promedio de 2,5 amperios durante aproximadamente 30 segundos. El dispositivo puede contar con un certificado IEC60601.

La FIG. 33 es una representación esquemática de una prueba de diagnóstico de MSC, desarrollada de acuerdo con algunas realizaciones. Los desfibriladores portátiles dados a conocer en el presente documento pueden recopilar datos de ECG y otros datos de paciente, que pueden analizarse y guardarse para aprender más sobre los patrones y las causas de la MSC. Los datos de ECG se pueden combinar con datos genómicos y otros datos de paciente. Los datos de ECG, los datos genómicos y otros datos se pueden combinar y analizar para desarrollar una prueba de diagnóstico de MSC, que pueda usarse para predecir una MSC y los factores de riesgo de MSC, en función de la información de salud para un solo paciente. El/la paciente puede recibir entonces un tratamiento personalizado, que incluya un desfibrilador portátil, en función de los resultados de las pruebas de diagnóstico de MSC.

40 Cuando en el presente documento se hace referencia a que una característica o elemento está "sobre" otra característica o elemento, puede estar directamente sobre la otra característica o elemento, o también pueden estar presentes características y/o elementos intermedios. Por el contrario, cuando se hace referencia a que una característica o elemento está "directamente sobre" otra característica o elemento, no existen características o elementos intermedios. También debe comprenderse que, cuando se hace referencia a que una característica o elemento está "conectada/o", "fijada/o" o "acoplada/o" a otra característica o elemento, puede estar conectada/o, fijada/o u acoplada/o directamente a la otra característica o elemento, o pueden estar presentes características o elementos intermedios. Por el contrario, cuando se hace referencia a que una característica o elemento está "directamente conectada/o", "directamente fijada/o" o "directamente acoplada/o" a otra característica o elemento, no existen características o elementos intermedios. Aunque se describan o muestren con respecto a una realización, las características y elementos así descritas/os o mostradas/os pueden aplicarse a otras realizaciones. Los expertos en la técnica también apreciarán que las referencias a una estructura o característica que esté dispuesta "adyacente" a otra característica pueden presentar porciones superpuestas o subyacentes a la característica adyacente.

La terminología utilizada en el presente documento tiene el propósito de describir solo realizaciones particulares, y no pretende limitar la invención. Por ejemplo, tal como se usan en el presente documento, las formas singulares "un", "uno/a" y "el/la" pretenden incluir también las formas plurales, a menos que el contexto indique claramente lo contrario. Debe comprenderse además que, tal como se usan en la presente memoria, los términos "comprende" y/o "que comprende/n" especifican la presencia de características, pasos, operaciones, elementos y/o componentes indicados, pero no excluyen la presencia o adición de una u otras características, pasos, operaciones, elementos, componentes y/o grupos de los mismos. Tal como se usa en el presente documento, el término "y/o" incluye cualquiera y todas las combinaciones de uno o más de los elementos enumerados asociados, y puede abreviarse como "/".

Los términos espacialmente relativos, tales como "debajo de", "por debajo de", "inferior", "por encima de", "superior", y similares, pueden usarse en el presente documento para facilitar la descripción y describir la relación entre un elemento o característica con otro(s) elemento(s) o característica(s), como se ilustra en las figuras. Debe comprenderse que los términos espacialmente relativos pretenden abarcar diferentes orientaciones del dispositivo en uso u operación, además de la orientación representada en las figuras. Por ejemplo, si un dispositivo está

invertido en las figuras, los elementos descritos como “debajo” o “por debajo” de otros elementos o características estarán orientados “por encima de” los otros elementos o características. Así, el término ejemplar “debajo de” puede abarcar tanto una orientación “por encima de” como “por debajo de”. El dispositivo podría estar orientado de otro modo (girado 90 grados, o en otras orientaciones) y los descriptores espacialmente relativos utilizados en el presente documento deberán interpretarse en consecuencia. De manera similar, los términos “hacia arriba”, “hacia abajo”, “vertical”, “horizontal” y similares se usan en el presente documento solo con fines explicativos, a menos que se indique específicamente lo contrario.

Aunque en el presente documento los términos “primero/a” y “segundo/a” pueden usarse para describir varias características/elementos, estas características/elementos no deberán estar limitados por estos términos, a menos que el contexto indique lo contrario. Estos términos se pueden usar para distinguir una característica/elemento de otra característica/elemento. Así, una primera característica/elemento que se analice a continuación podría denominarse segunda característica/elemento, y, de manera similar, una segunda característica/elemento que se analice a continuación podría denominarse primera característica/elemento, sin apartarse de las enseñanzas de la presente invención.

Tal como se usan en el presente documento en la memoria descriptiva y en las reivindicaciones, lo que incluye como se usan en los ejemplos, y, a menos que se especifique lo contrario, todos los números pueden leerse como si fueran precedidos por la palabra “aproximadamente”, incluso si el término no aparece expresamente. La frase “aproximadamente” puede usarse para describir la magnitud y/o la posición, para indicar que el valor y/o la posición descritos se encuentran dentro de un intervalo razonable de valores y/o posiciones. Por ejemplo, un valor numérico puede tener un valor que sea $\pm 0,1\%$ del valor establecido (o intervalo de valores), $\pm 1\%$ del valor establecido (o intervalo de valores), $\pm 2\%$ del valor establecido (o intervalo de valores), $\pm 5\%$ del valor establecido (o intervalo de valores), $\pm 10\%$ del valor establecido (o intervalo de valores), etc. Cualquier intervalo numérico mencionado en el presente documento pretende incluir todos los subvalores enumerados en el mismo.

Aunque anteriormente se han descrito varias realizaciones ilustrativas, puede llevarse a cabo cualquiera de una serie de cambios en varias realizaciones sin apartarse del alcance de la invención, como se describe en las reivindicaciones. Por ejemplo, el orden en que se lleven a cabo los diversos pasos del método descrito a menudo puede cambiarse, en realizaciones alternativas, y en otras realizaciones alternativas pueden omitirse por completo uno o más pasos del método. Las características opcionales de varias realizaciones del dispositivo y el sistema pueden incluirse en algunas realizaciones, y no en otras. Por lo tanto, la descripción anterior se proporciona principalmente con fines ejemplares y no debe interpretarse como limitante del alcance de la invención, como se establece en las reivindicaciones.

Los ejemplos e ilustraciones incluidos en el presente documento muestran, a modo de ilustración y no de limitación, realizaciones específicas en las que puede ponerse en práctica el objeto.

REIVINDICACIONES

1. Un desfibrilador externo portátil, que comprende:

- 5 una batería;
uno o más condensadores;
un controlador, configurado para cargar el uno o más condensadores con la batería;
un primer sustrato de acoplamiento con el/la paciente que comprende un adhesivo, uno o más electrodos
sensores, una primera almohadilla de electrodo de desfibrilación y un elemento de transporte de fluido, estando
10 el uno o más electrodos sensores configurados para acoplarse con la piel de un/a paciente y para proporcionar
una señal cardíaca al controlador, estando la primera almohadilla de electrodo de desfibrilación configurada para
acoplarse a la piel del/la paciente y para administrar una terapia eléctrica al/la paciente desde el uno o más
condensadores;
caracterizado por que el primer sustrato de acoplamiento con el/la paciente comprende además una capa de
15 soporte configurada para acoplarse con y soportar el controlador, uno o más condensadores y la batería, estando
configurada la capa de soporte para esparcir el esfuerzo cortante del controlador, uno o más condensadores y la
batería.
- 20 2. El desfibrilador portátil de la reivindicación 1, que comprende además una o más carcasas impermeables que
albergan el uno o más condensadores, la batería y el controlador.
3. El desfibrilador portátil de la reivindicación 1 o la reivindicación 2, que comprende además un segundo sustrato de
acoplamiento con el/la paciente que comprende una segunda almohadilla de electrodo de desfibrilación, un segundo
adhesivo y una segunda pluralidad de electrodos sensores, estando la segunda almohadilla de electrodo de
25 desfibrilación configurada para acoplarse con la piel del paciente y para administrar una terapia eléctrica al paciente
desde el uno o más condensadores.
4. El desfibrilador portátil de cualquiera de las reivindicaciones 1-3, en donde una relación de un peso combinado del
uno o más condensadores, la batería y el controlador con respecto al área de superficie del sustrato de
30 acoplamiento con el/la paciente es inferior a aproximadamente 2 g/cm^2 .
5. El desfibrilador portátil de cualquiera de las reivindicaciones 1-4, en donde el uno o más condensadores tiene una
capacitancia nominal total superior a aproximadamente $50 \mu\text{F}$.
- 35 6. El desfibrilador portátil de cualquiera de las reivindicaciones 1-5, en donde el uno o más condensadores tienen un
voltaje total superior a aproximadamente 100 V.

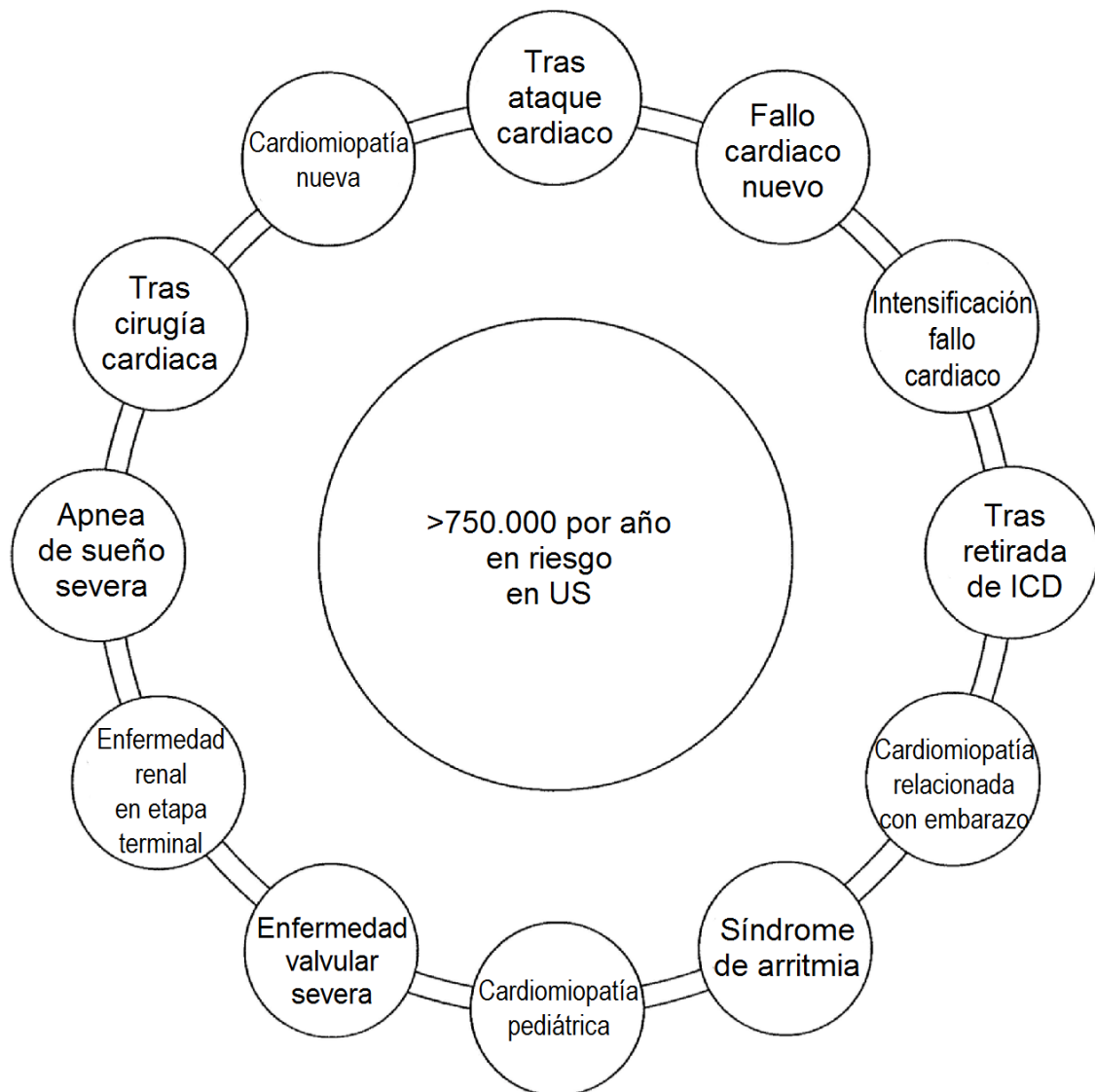


FIG. 1

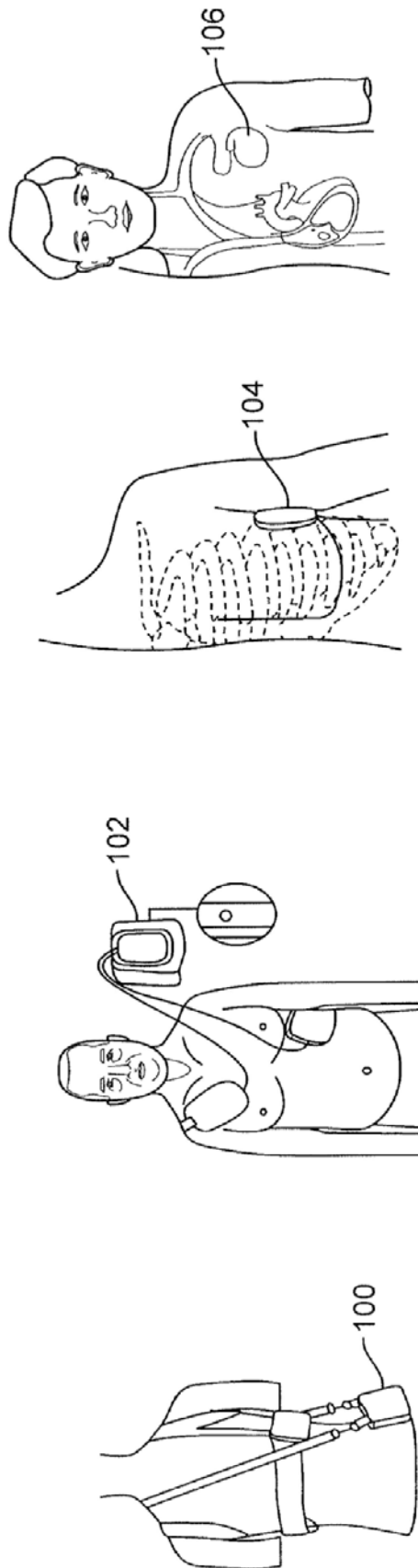


FIG. 2

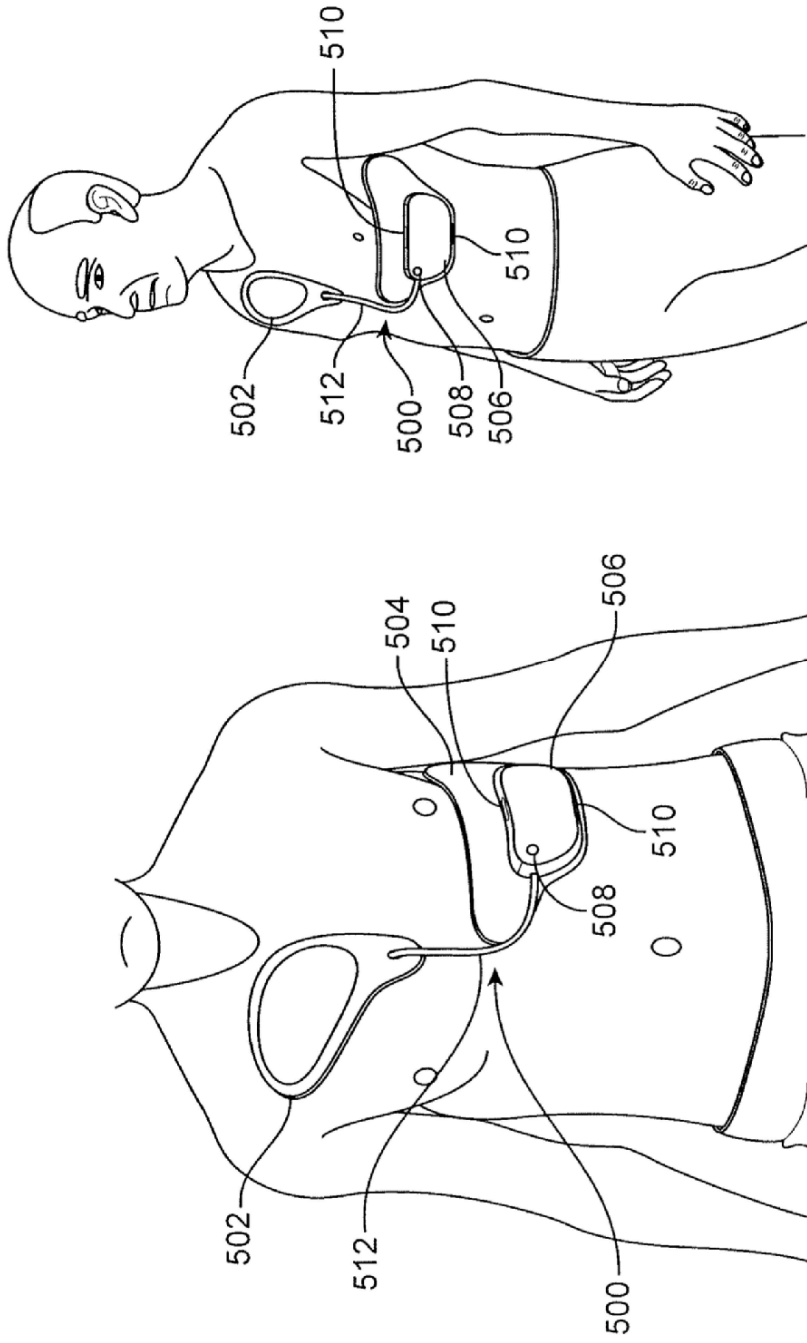


FIG. 3

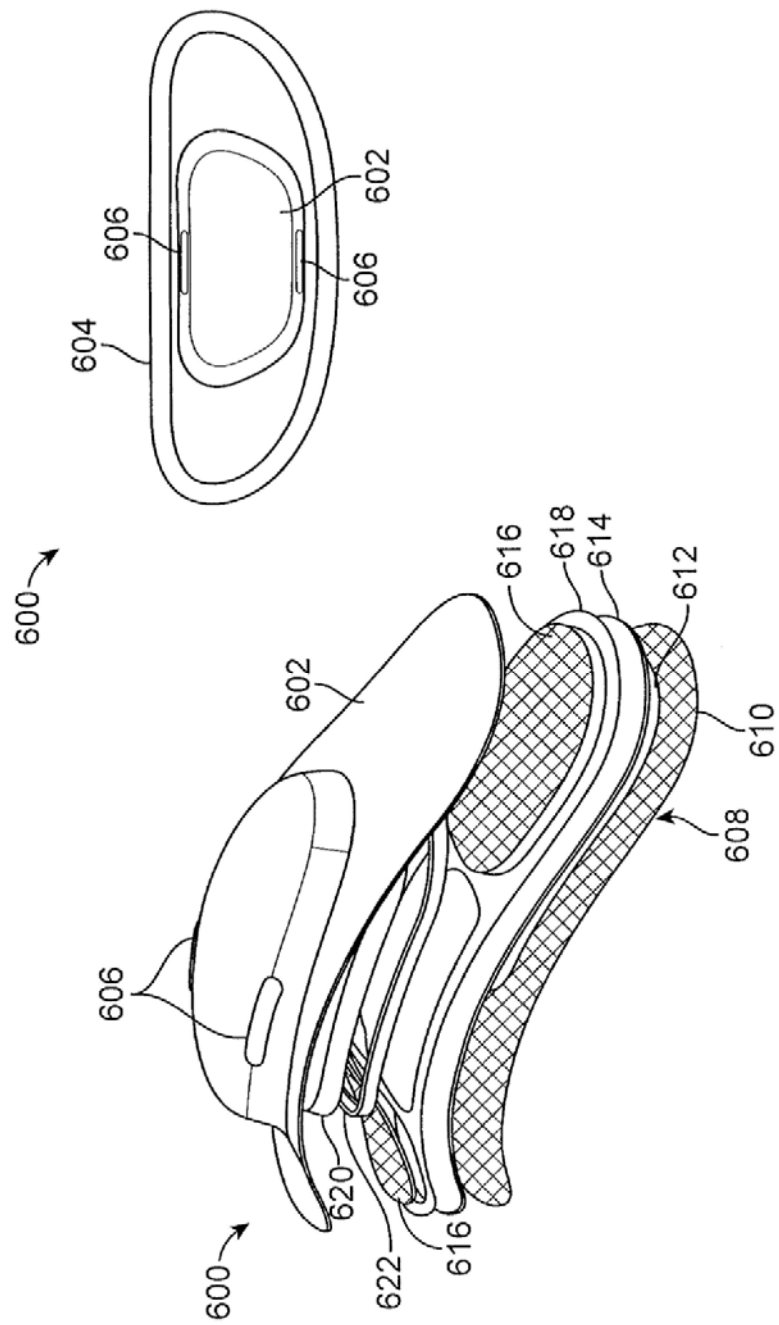


FIG. 4

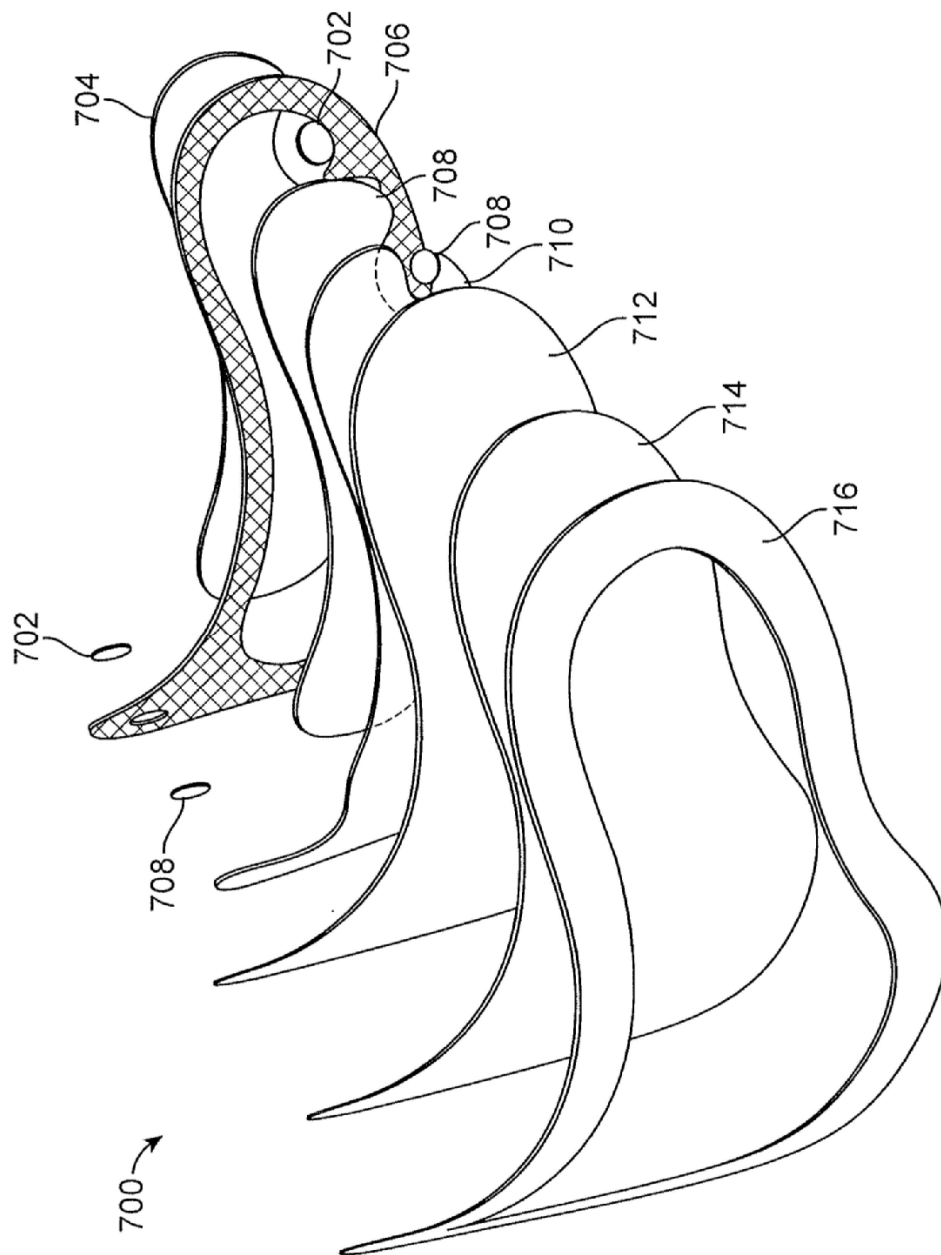


FIG. 5

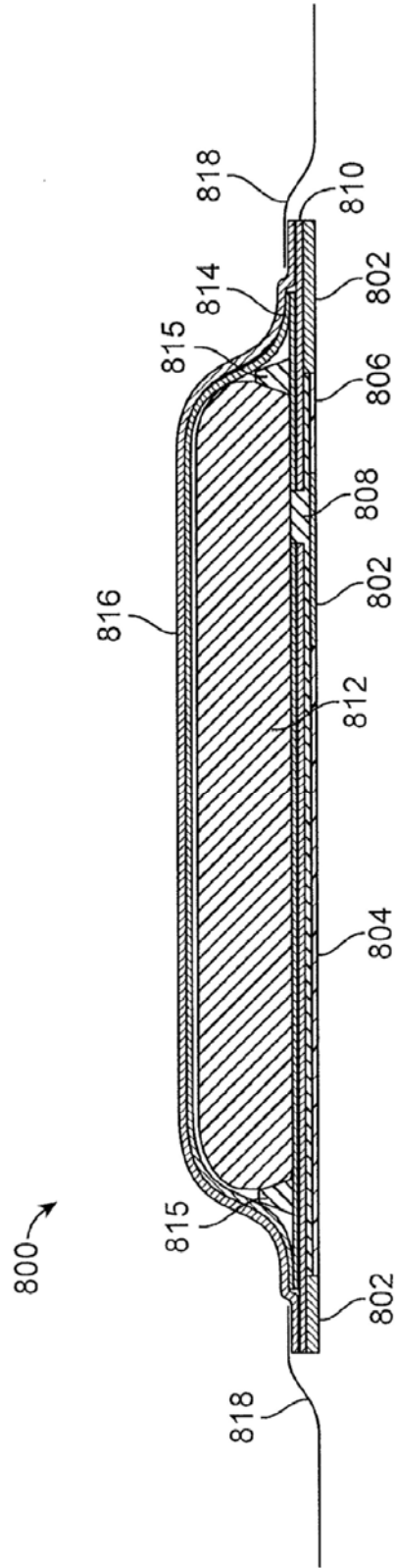


FIG. 6

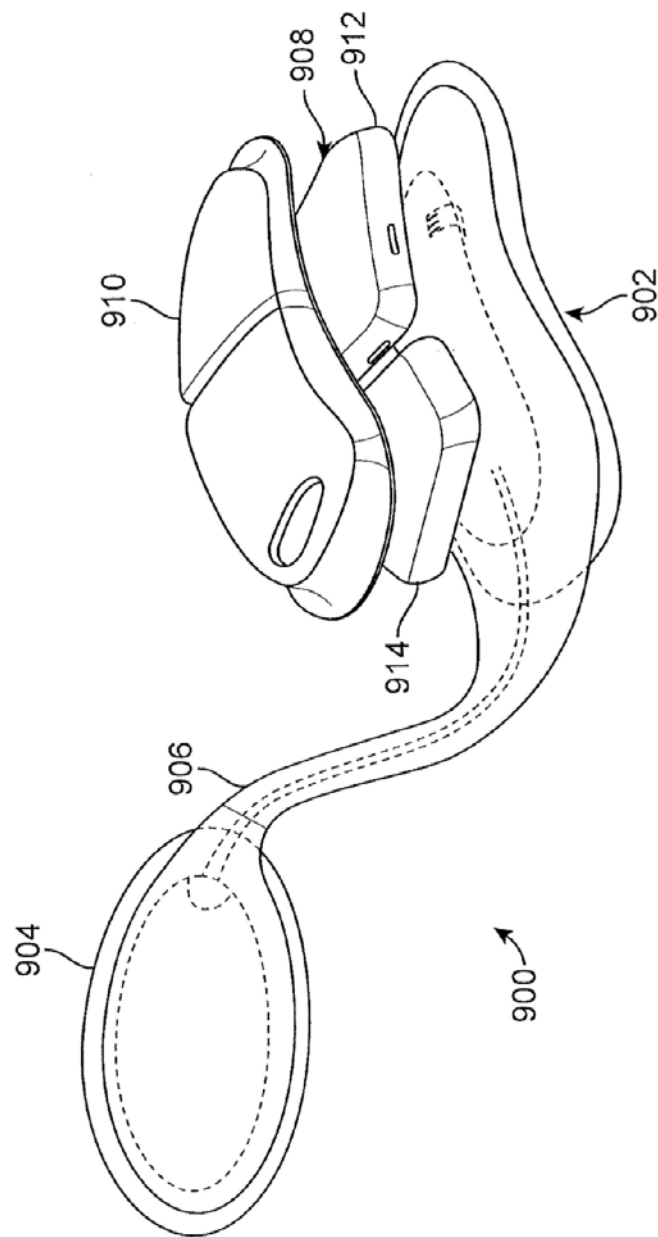


FIG. 7

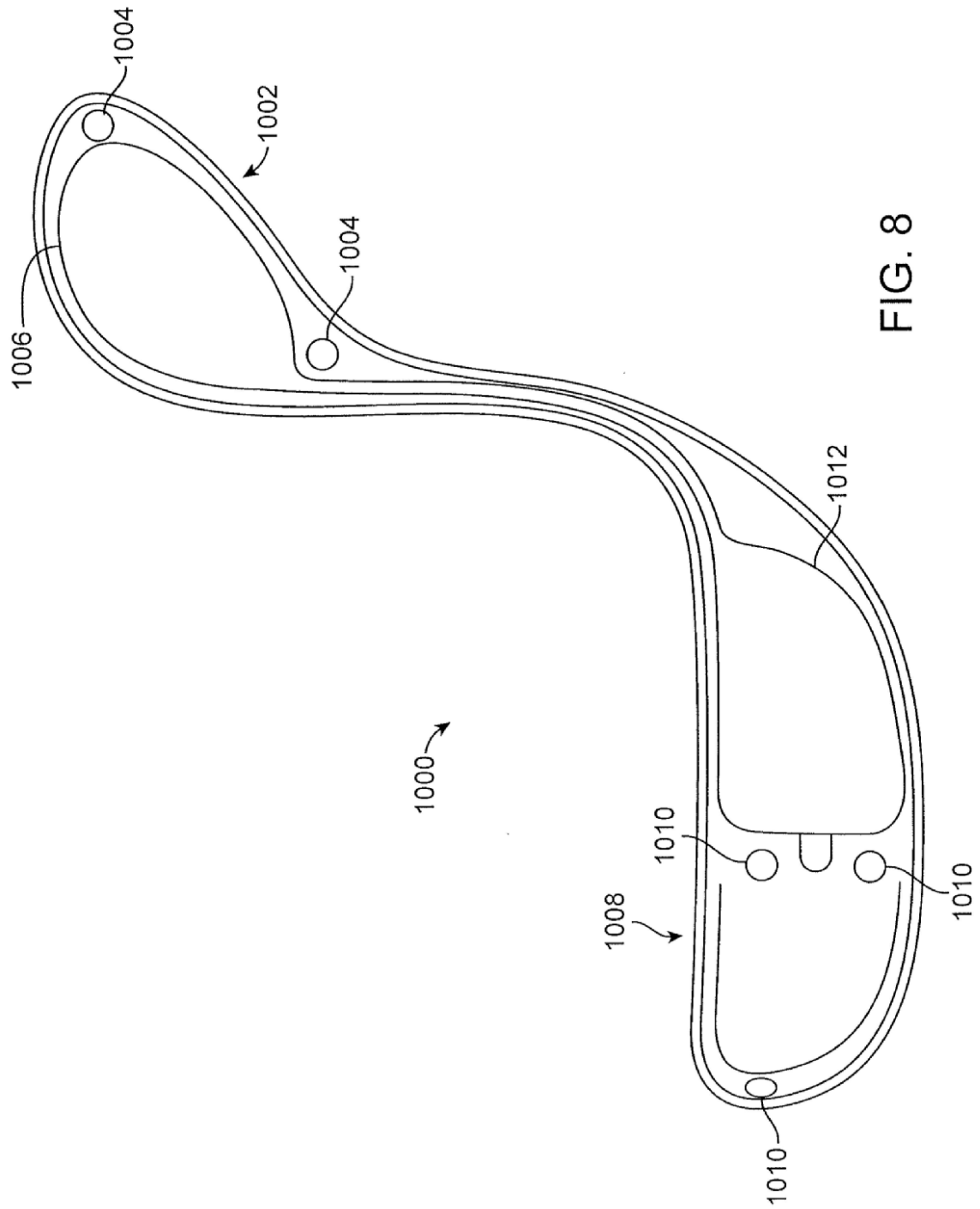


FIG. 8

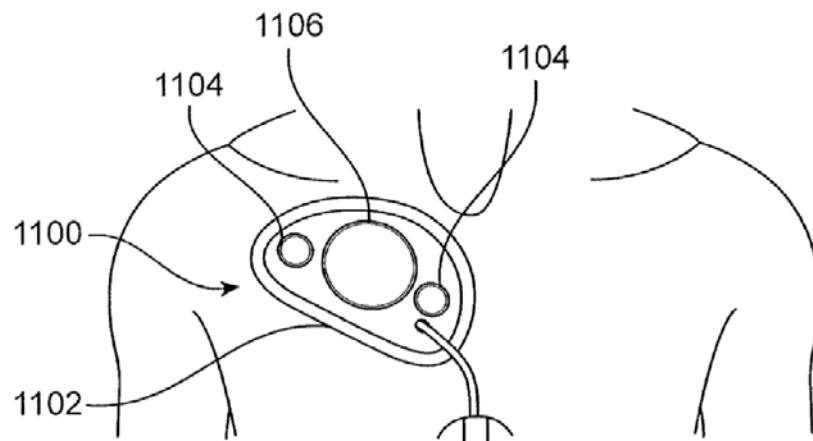


FIG. 9

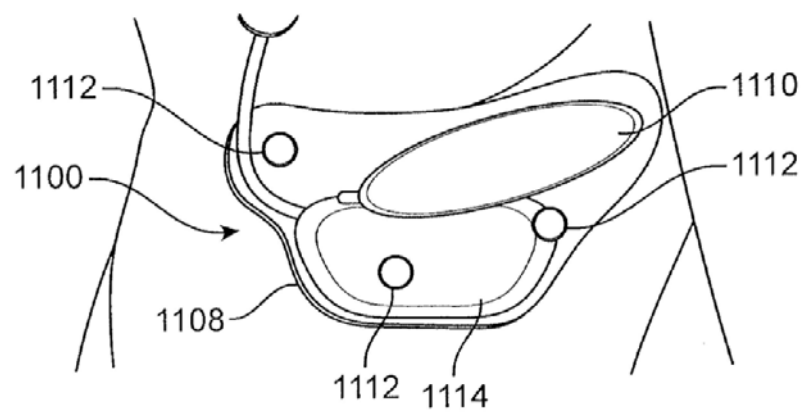


FIG. 10

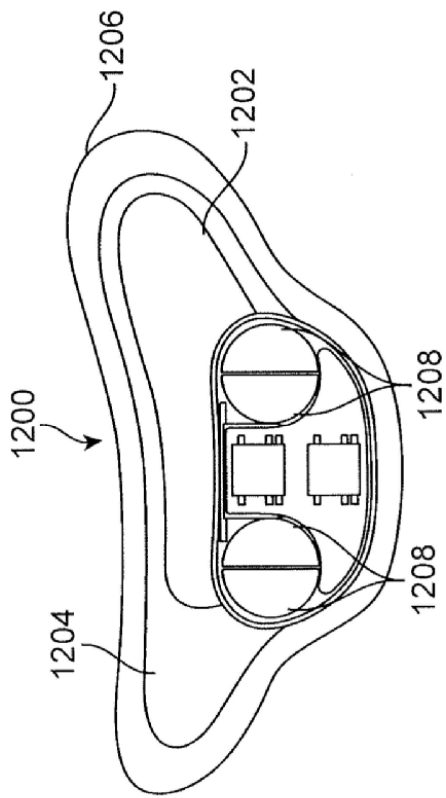


FIG. 11

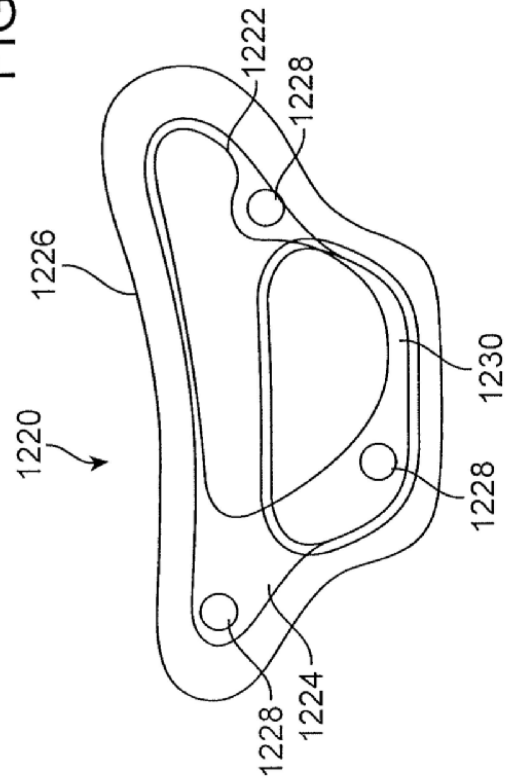


FIG. 12

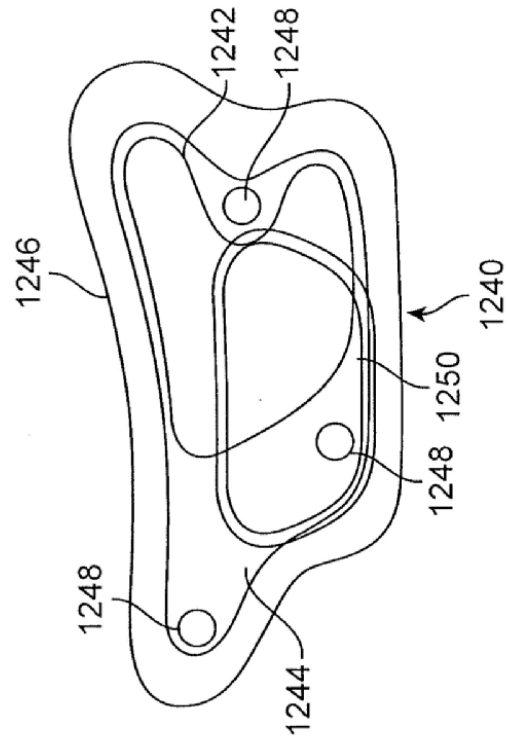


FIG. 13

PSA	Tiempo de uso	Tacto	MTVR	Resistencia a humedad	Absorción	Elástico	Coste
Acrilato	00	000	0	0	0	0	0
Silicona	00	00	00	000	0	00	000
Hidrocoloide	000	000	0	00	000	000	00

Propiedad	Acrílico	Caucho natural	Caucho sintético	Poliolefina	Poliuretano	Silicona
Fijación	baja a alta	alta	alta	media	baja	baja a alta
Resistencia al pelado	media a alta	alta	alta	media	baja a media	media
Fuerza de cohesión	baja a alta	alta	alta	baja	baja a media	alta
Estabilidad de adherencia con el envejecimiento	mala	mala	mala	media	media	excelente
Resistencia a los plastificantes	baja a media	baja	baja	baja	media	bueno
Resistencia a la oxidación	bueno	mala	mala	mala	bueno	excelente
Color del adhesivo	transparente	amarillo	transparente a pajizo	transparente a pajizo	transparente a pajizo	transparente
Resistencia a los disolventes	alta	justa	justa	justa	alta	excelente
Permeabilidad al aire	mala	mala	mala	mala	mala	excelente
MVTR	bueno	mala	mala	mala	bueno	justa
Reposicionabilidad sobre la piel	mala	mala	mala	mala	justa	excelente
Baja sensibilidad de la piel	bueno	mala	bueno	bueno	bueno	excelente
Bajo trauma de la piel	malo	malo	malo	bueno	bueno	excelente
Coste	medio	bajo	bajo	medio	alto	alto

FIG. 14

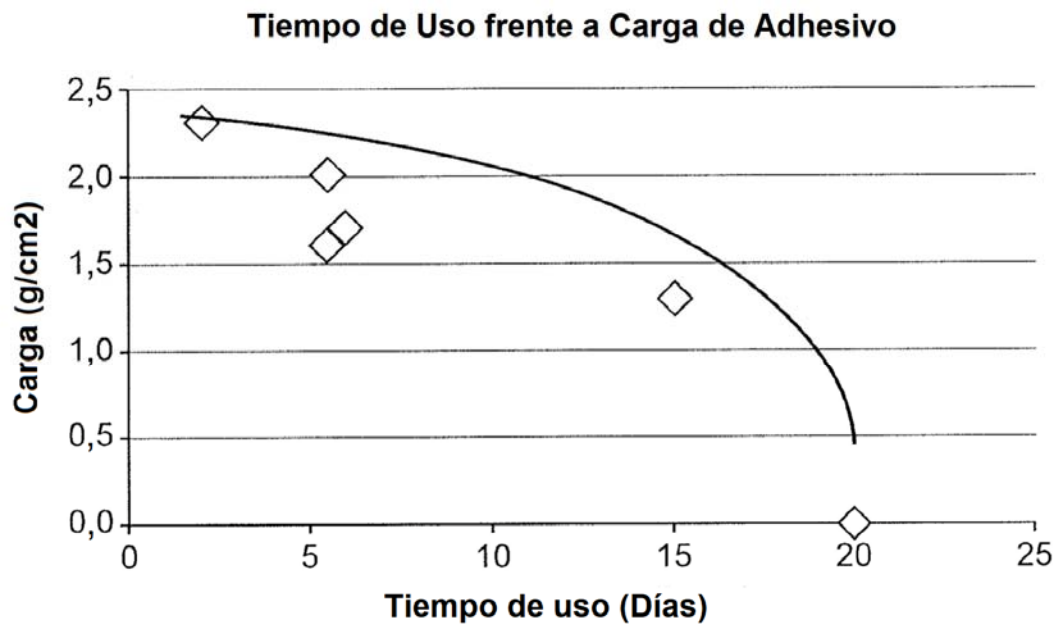


FIG. 15

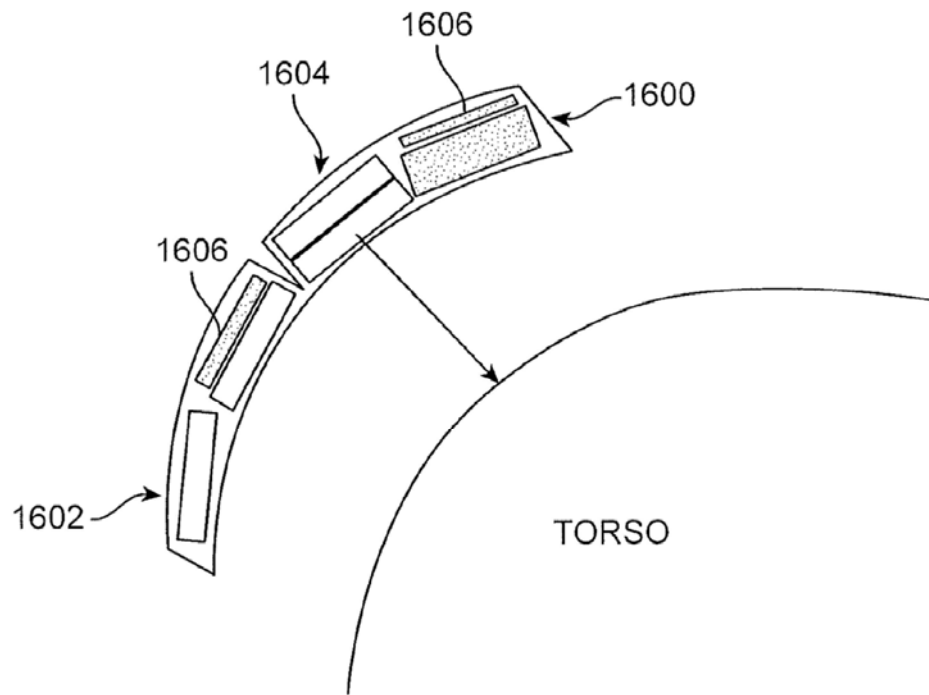
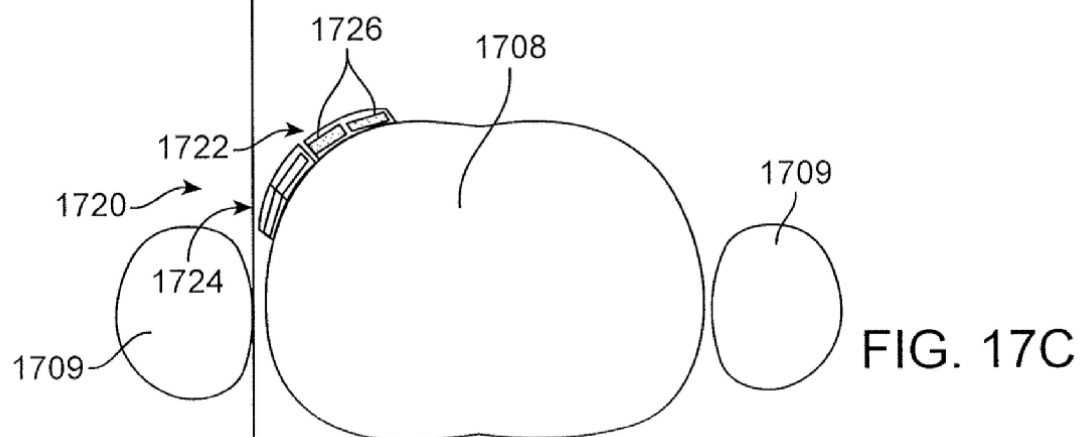
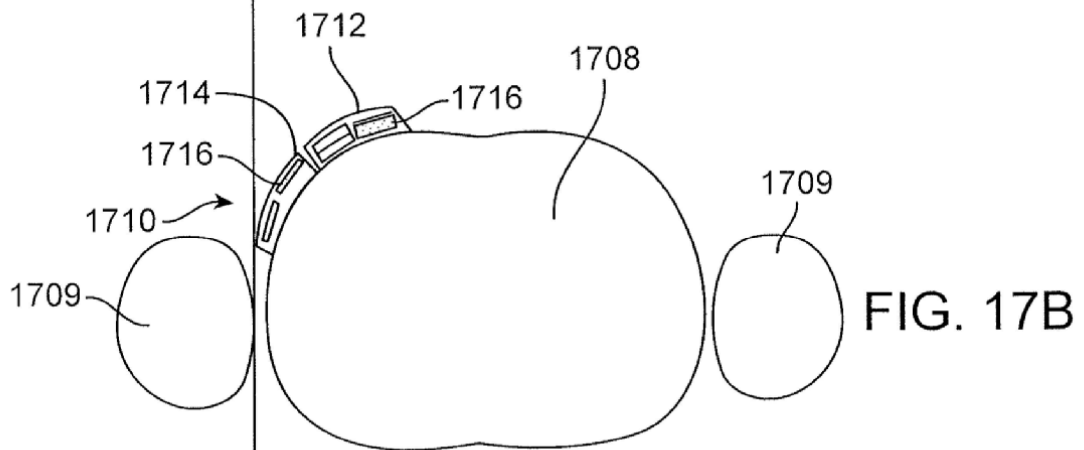
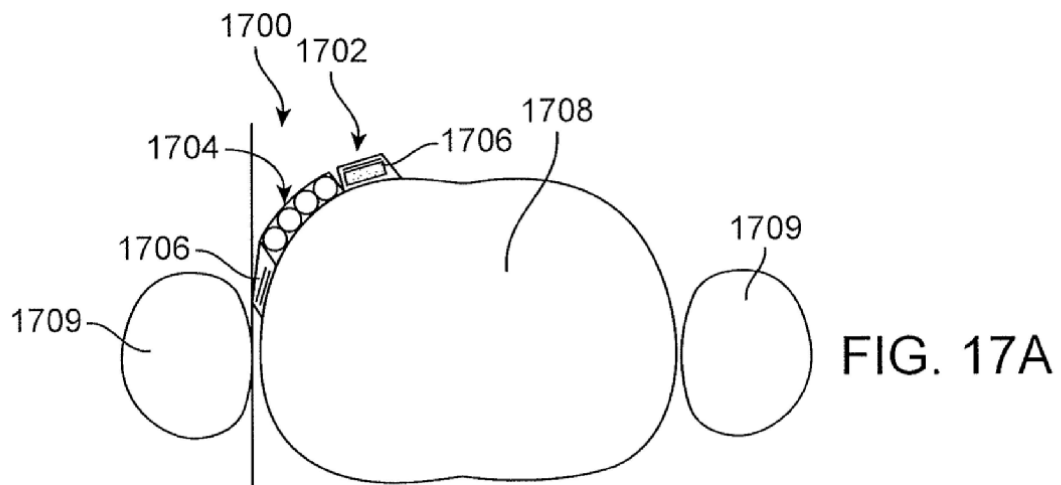


FIG. 16



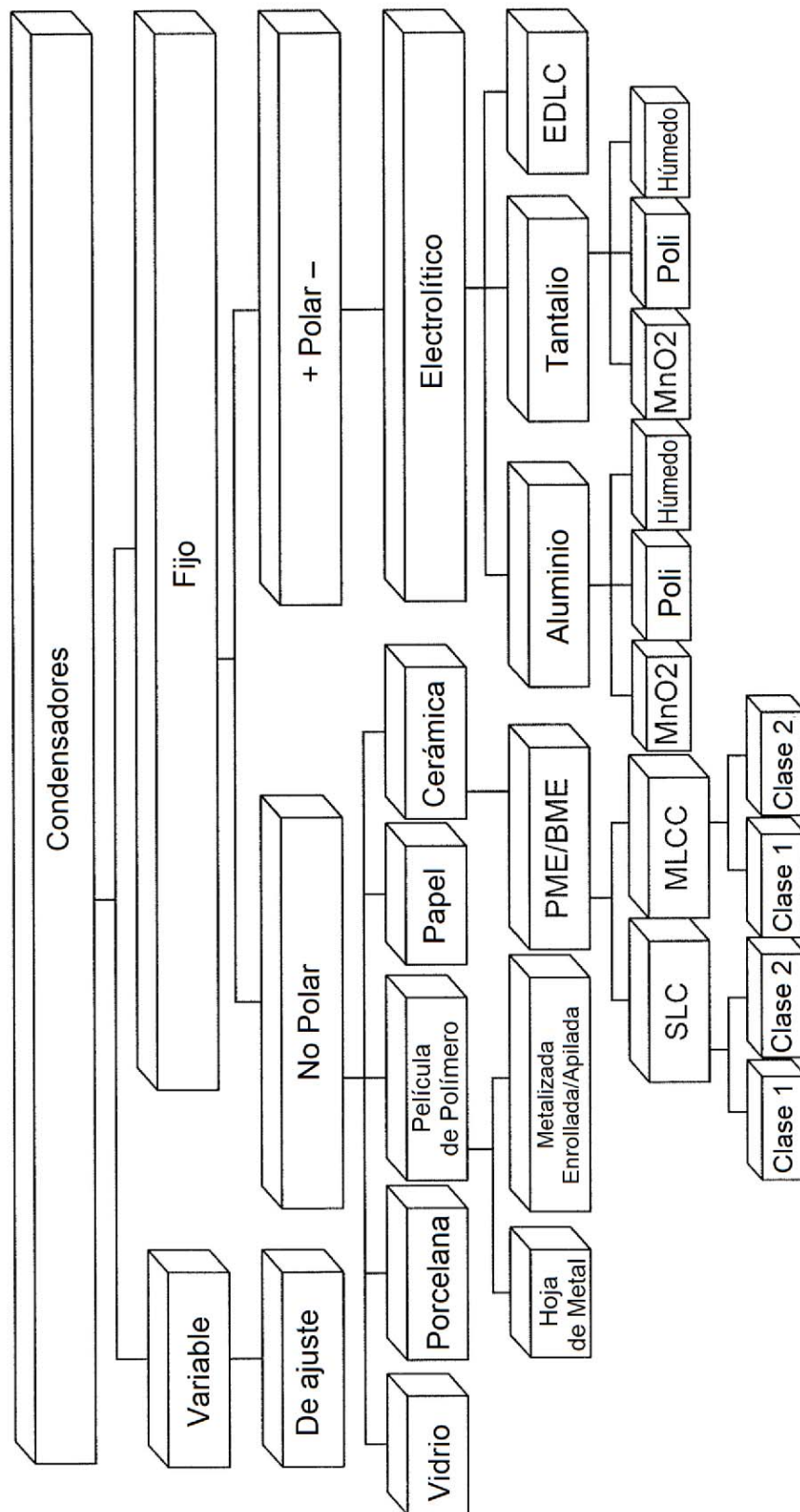


FIG. 18

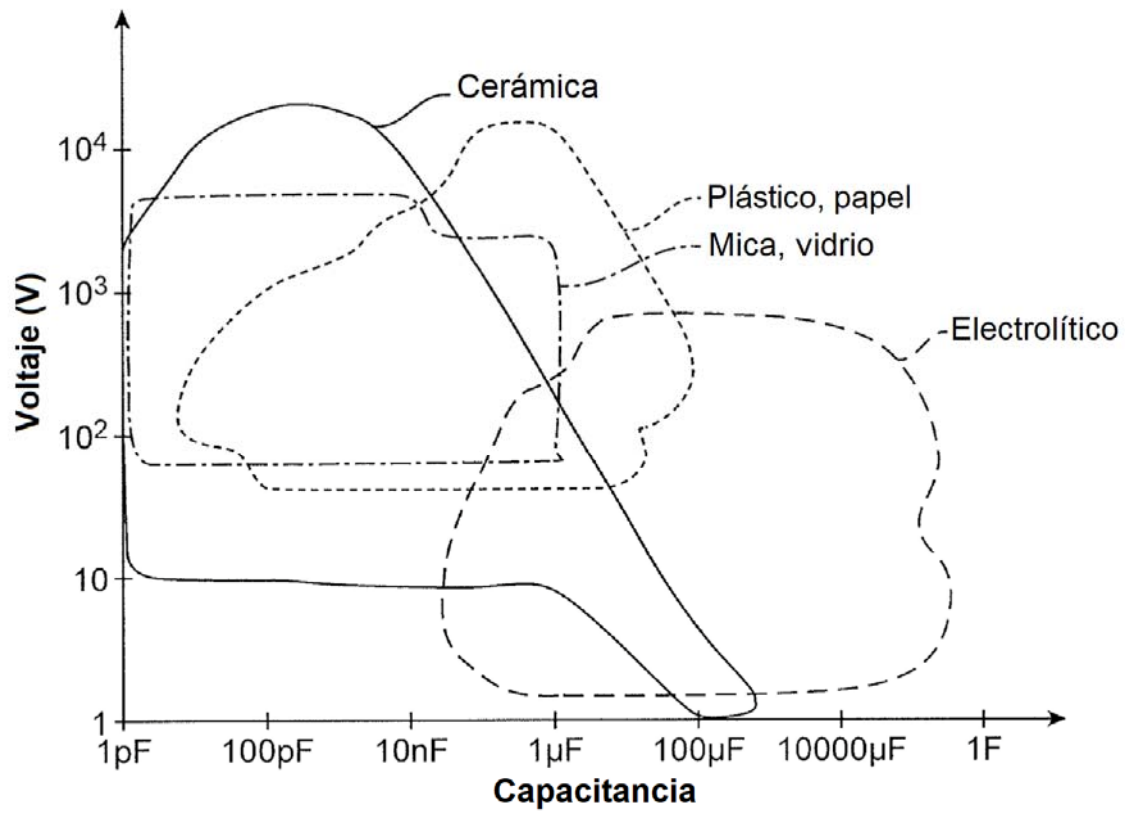


FIG. 19

AC	Arranque Motores	-	-	A Presión	-20 / +65
ACC	Bajo ESR	Larga Vida, Modo Conmutación Apps	70000 @ +55	A Presión	-40 / +85
ACS	Bajo ESR	Larga Vida, Modo Conmutación Apps	70000 @ +55	A Presión	-40 / +85
AK	Protección Sobretensión	Retardante de Llama	2000R @ +105	A Presión	-25 / +105
AKS	Bajo ESR	Larga Vida, Modo Conmutación Apps	70000 @ +55	Pasador	-40 / +85
ALP10	Uso General	Montaje en Placa	2000 @ +85	Pasador	-40 / +85
ALS10	Grado Computación	--	2000 @ +85	Tornillo	-40 / +85
ALS11	Grado Computación	Montura de Clavija	2000 @ +85	Tornillo	-40 / +85
ALS20	Grado Computación	Larga Vida	5000 @ +85	Tornillo	-55 / +85
ALS21	Grado Computación	Montura de Clavija, Larga Vida	5000 @ +85	Tornillo	-55 / +85
ALS27	Grado Computación	Montura de Clavija, Larga Vida, Dimensiones según CO37/39	5000 @ +85	Tornillo	-55 / +85
ALS29	Grado Computación	Larga Vida, Dimensiones según CO37/39	5000 @ +85	Tornillo	-55 / +85
ALS30	Grande, Tornillo, Larga Vida	Alto Rizado, Larga Vida	5000 @ +85	Tornillo	-40 / +85
ALS30	Grande, Tornillo, Larga Vida	Alto Rizado, Larga Vida	5000 @ +85	Tornillo	-40 / +85
ALS31	Grande, Tornillo, Larga Vida	Alto Rizado, Larga Vida	5000 @ +85	Tornillo	-40 / +85
ALS31	Grande, Tornillo, Larga Vida	Alto Rizado, Larga Vida	5000 @ +85	Tornillo	-40 / +85
ALS40	Grande, Tornillo, Larga Vida	Alto Rizado	2000 @ +105	Tornillo	-40 / +105
ALS41	Grande, Tornillo, Larga Vida	Alto Rizado	2000 @ +105	Tornillo	-40 / +105
ALS60	Grande, Tornillo, Larga Vida	Alto Rizado	2000 @ +125	Tornillo	-55 / +125
ALS61	Grande, Tornillo, Larga Vida	Alto Rizado	2000 @ +125	Tornillo	-55 / +125
ALT10	Uso General	Terminales Soldados	2000 @ +85	Orejeta	-40 / +85
ALT11	Uso General	Terminales Soldados, Montura de Clavija	2000 @ +85	Orejeta	-40 / +85
AR	Alta Fiabilidad	Larga Vida, Alta Cap	110000 @ +55	Tornillo	-40 / +85
AR-HG	Alta Fiabilidad	Muy Alto CV	110000 @ +55	Tornillo	-40 / +85
ARU	Alta Fiabilidad	Larga Vida, Alta Cap	110000 @ +55	Tornillo	-40 / +85
ARU-HG	Alta Fiabilidad	Muy Alto CV	110000 @ +55	Tornillo	-40 / +85
AS	Alta Fiabilidad	Larga Vida, Alto Voltaje de Choque	150000 @ +55	Tornillo	-40 / +85
ASM	Uso General	Miniatura	1000 @ +105	Radial	-55 / +105
ASU	Alta Fiabilidad	Larga Vida, Alto Voltaje de Choque	150000 @ +55	Tornillo	-40 / +85
AT	Alta Fiabilidad	Larga Vida, Extenso Margen de Temp	330000 @ +55	Tornillo	-55 / +105
ATC	Bajo ESR	Extenso Margen de Temp, Modo Conmutación Apps	120000 @ +55	A Presión	-25 / +105
ATS	Bajo ESR	Extenso Margen de Temp, Modo Conmutación Apps	120000 @ +55	A Presión	-25 / +105
ATU	Alta Fiabilidad	Larga Vida, Extenso Margen de Temp	330000 @ +55	Tornillo	-55 / +105
AUP	Uso General	--	2000 @ +105	Tornillo	-40 / +105
AY-HR	Alto Voltaje	Larga Vida, Alta Corriente de Rizado	130000 @ +55	Tornillo	-40 / +85
AYU-HR	Alto Voltaje	Larga Vida, Alta Corriente de Rizado	130000 @ +55	Tornillo	-40 / +85

FIG. 20

110/160	40/150	--	Sanyo	Al ₂ O ₃	
25/500	68/47000	0,006CV (5min)	Itelcond	Al ₂ O ₃	--
25/500	68/47000	0,006CV (5min)	Itelcond	Al ₂ O ₃	Dos Terminales
200/400	33/1200	3*SQRT(CV)	Nichicon	Al ₂ O ₃	Cuatro Terminales
40/450	100/100000	0,006CV (5min)	Itelcond	Al ₂ O ₃	--
10/385	100/68.000	0,006*SQRT(CV)+4 max. (5 min.)	BHC	Al ₂ O ₃	Para Placa de Circuito Impreso
10/450	68/470.000	4*SQRT(CV) o 6 mA max. (5 min.)	BHC	Al ₂ O ₃	--
10/450	68/470.000	4*SQRT(CV) o 6 mA max. (5 min.)	BHC	Al ₂ O ₃	--
6,3/450	68/330.000	0,003*SQRT(CV)+4 max. (5 min.)	BHC	Al ₂ O ₃	--
6,3/450	68/330.000	0,003*SQRT(CV)+4 max. (5 min.)	BHC	Al ₂ O ₃	--
6,3/450	68/470.000	0,003*SQRT(CV)+4 max. (5 min.)	BHC	Al ₂ O ₃	--
6,3/450	68/470.000	0,003*SQRT(CV)+4 max. (5 min.)	BHC	Al ₂ O ₃	--
10/600	68/1.000.1200	--	BHC	Al ₂ O ₃	--
10/600	68/1.000.000	--	BHC	Al ₂ O ₃	--
10/600	68/1.000.000	--	BHC	Al ₂ O ₃	--
10/600	68/1.000.000	--	BHC	Al ₂ O ₃	Versión Montura de Clavija de ALS30
10/500	100/1.000.000 +/-20%	=<0,003CV o 10mA (5 min)	BHC	Al ₂ O ₃	--
10/500	100/1.000.000 +/-20%	=< 0,003CV o 10mA (5 min)	BHC	Al ₂ O ₃	--
16/100	1000/150.000 +/-20%	=<0,003CV o 10mA (5 min)	BHC	Al ₂ O ₃	--
16/100	1000/150.000 +/-20%	=< 0,003CV o 10mA (5 min)	BHC	Al ₂ O ₃	--
10/385	100/68.000	0,006*SQRT(CV)+4 max. (5 min.)	BHC	Al ₂ O ₃	--
10/385	100/68.000	0,006*SQRT(CV)+4 max. (5 min.)	BHC	Al ₂ O ₃	--
16/450	100/470000	0,006CV (5min)	Itelcond	Al ₂ O ₃	--
16/450	100/470000	0,006CV (5min)	Itelcond	Al ₂ O ₃	Montura Clip Anular
16/450	100/470000	0,006CV (5min)	Itelcond	Al ₂ O ₃	Montura Clip Anular, Volumen Reducido
16/450	100/470000	0,006CV (5min)	Itelcond	Al ₂ O ₃	Montura Clavija Roscada
25/500	100/330000	1,5*SQRT(CV) (5min)	Itelcond	Al ₂ O ₃	Montura Clavija Roscada, Volumen Reducido
6,3/50	0,1/100	--	NCC	Al ₂ O ₃	Montura Clip Anular
25/500	100/330000	1,5*SQRT(CV) (5min)	Itelcond	Al ₂ O ₃	CE04
25/350	220/150000	1,5*SQRT(CV) (5min)	Itelcond	Al ₂ O ₃	Montura Clavija Roscada
200/450	68/1500	0,006CV (5min)	Itelcond	Al ₂ O ₃	Montura Clip Anular
200/450	68/1500	0,006CV (5min)	Itelcond	Al ₂ O ₃	Dos Terminales
25/350	220/150000	1,5*SQRT(CV) (5min)	Itelcond	Al ₂ O ₃	Cuatro Terminales
10/400	150/470.000	--	NCC	Al ₂ O ₃	Montura Clavija Roscada
16/500	1000/22000	0,006CV (5min)	Itelcond	Al ₂ O ₃	CE331
16/500	1000/22000	0,006CV (5min)	Itelcond	Al ₂ O ₃	Montura Clip Anular

FIG. 20 (Cont.)

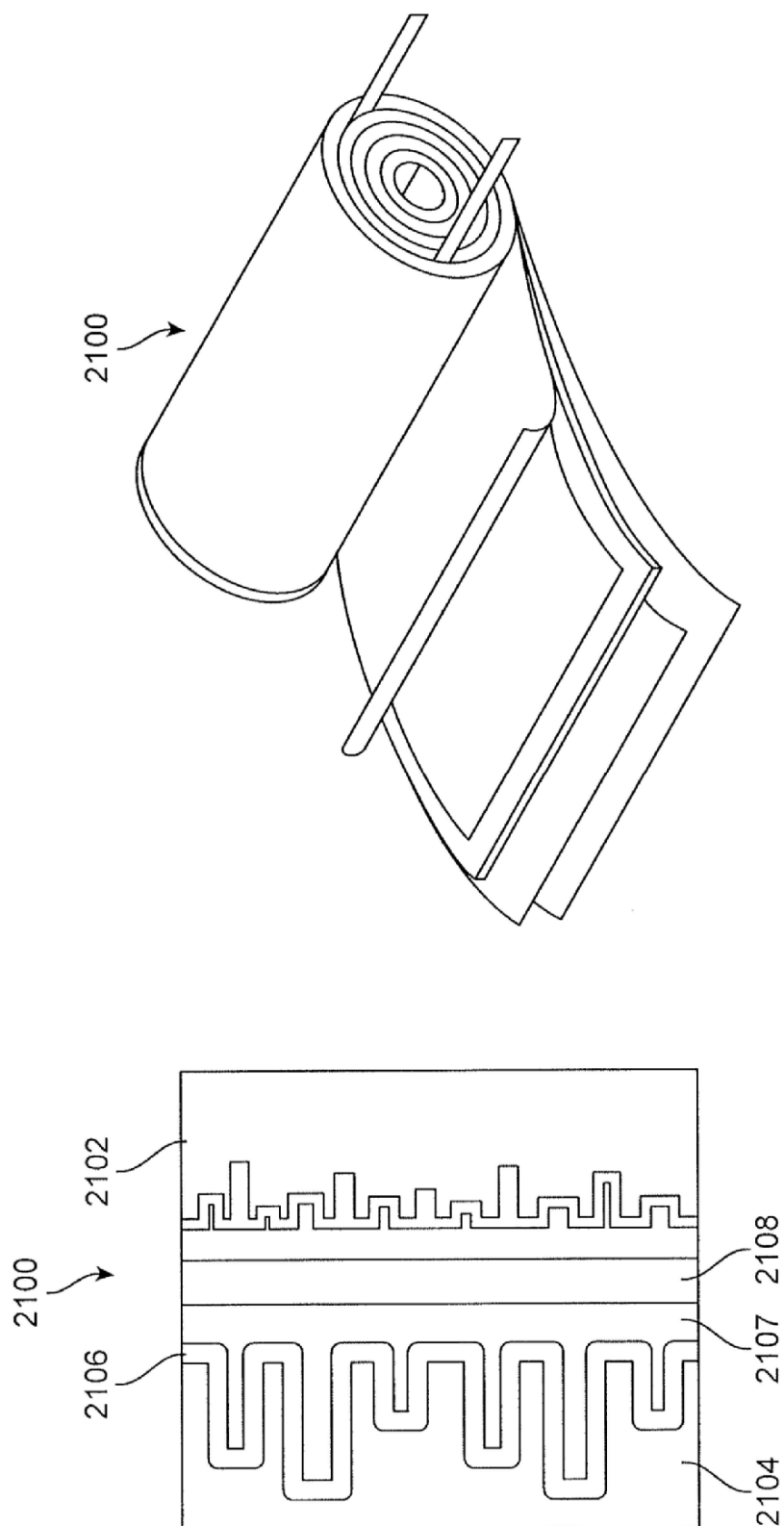


FIG. 21

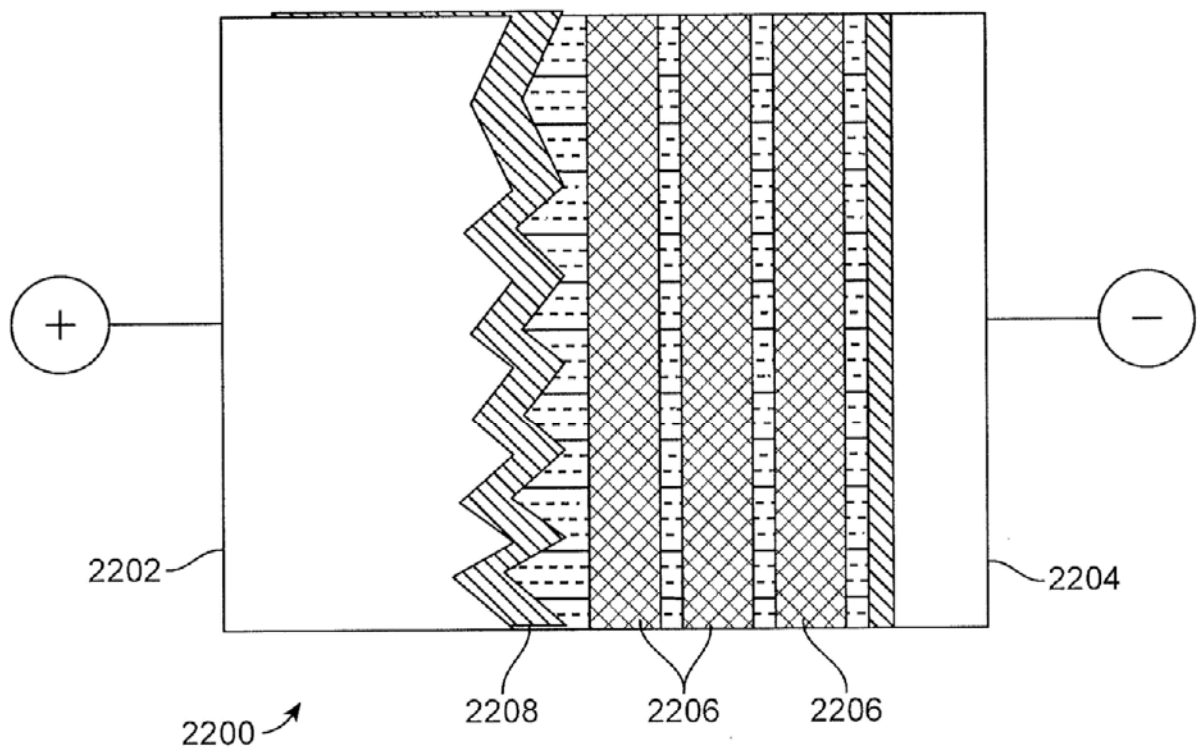


FIG. 22

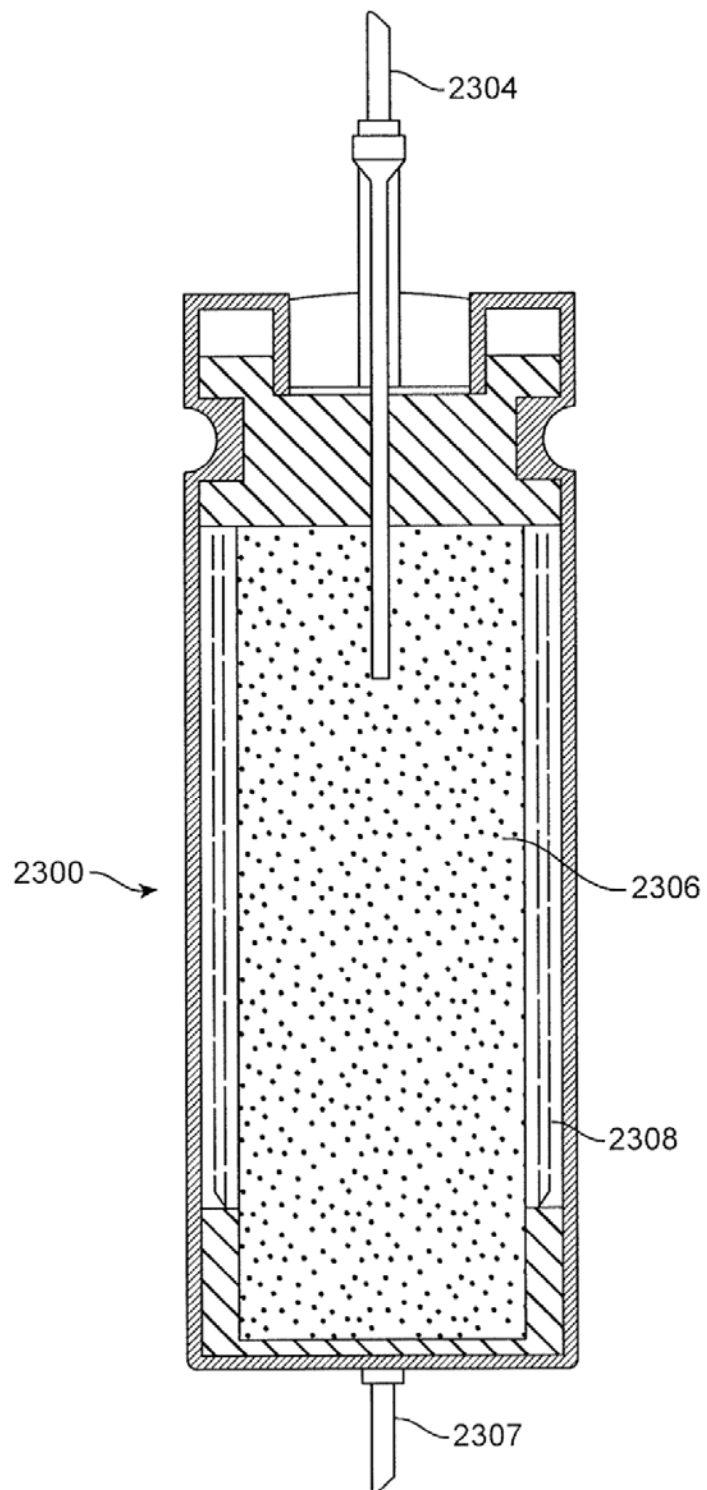


FIG. 23

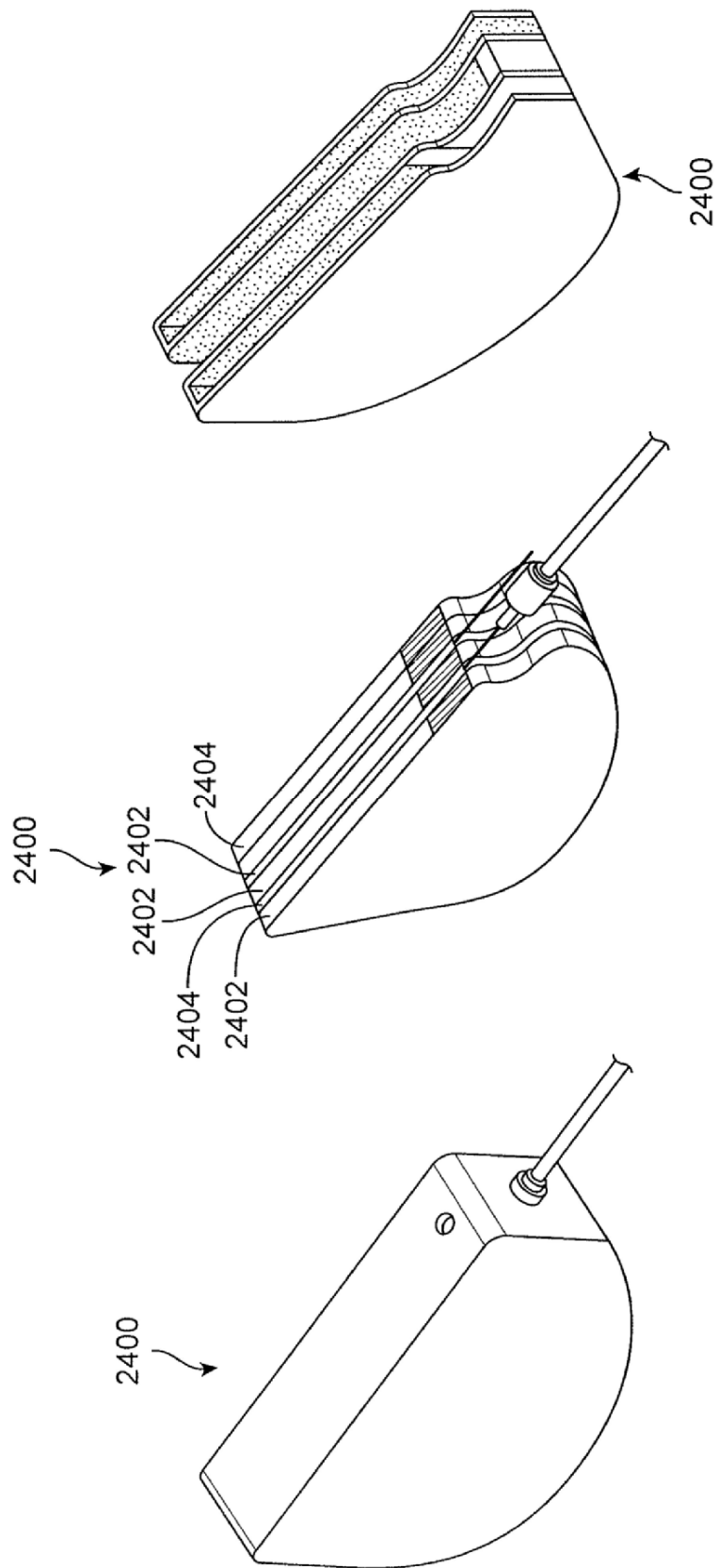


FIG. 24

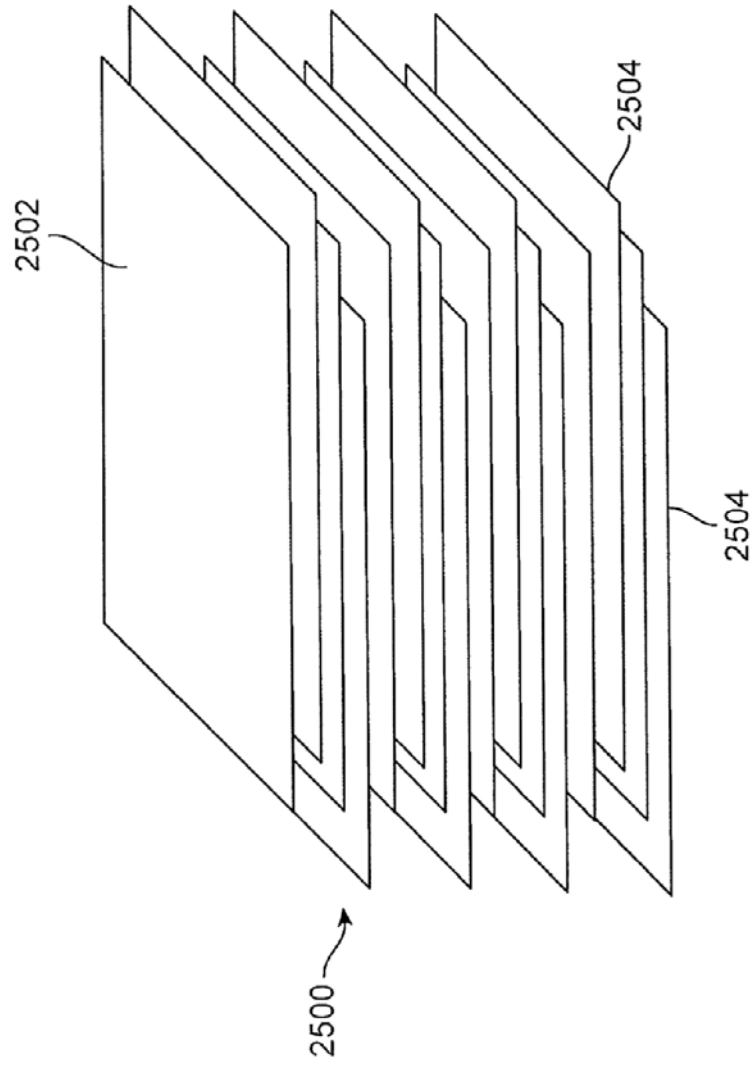


FIG. 25

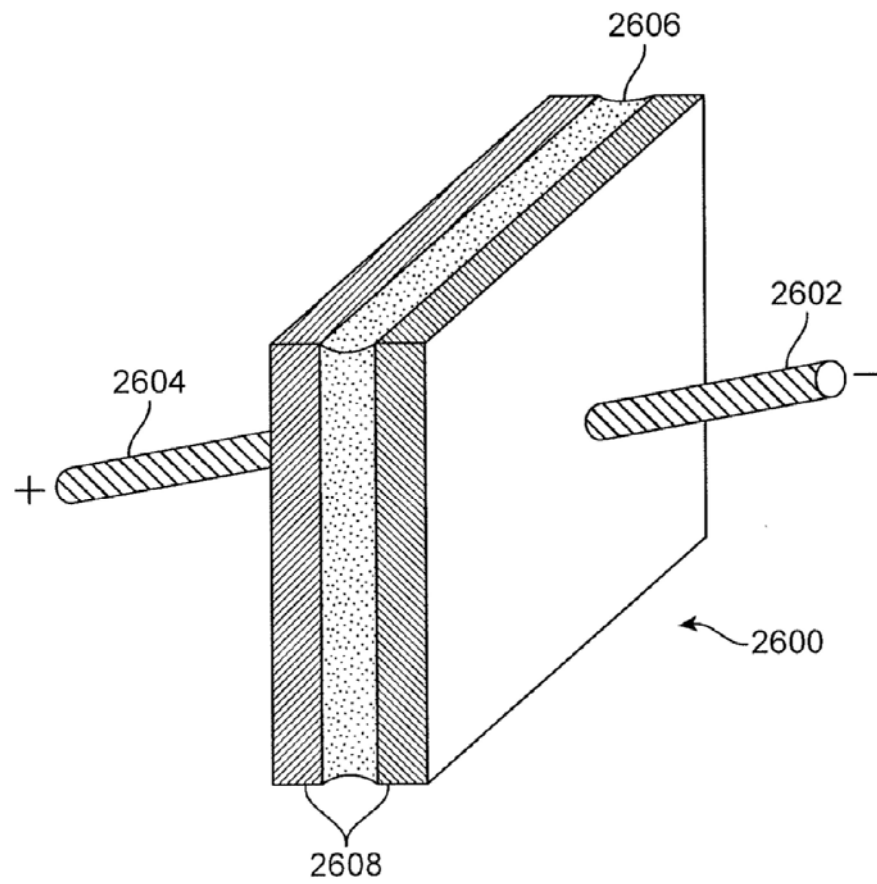


FIG. 26

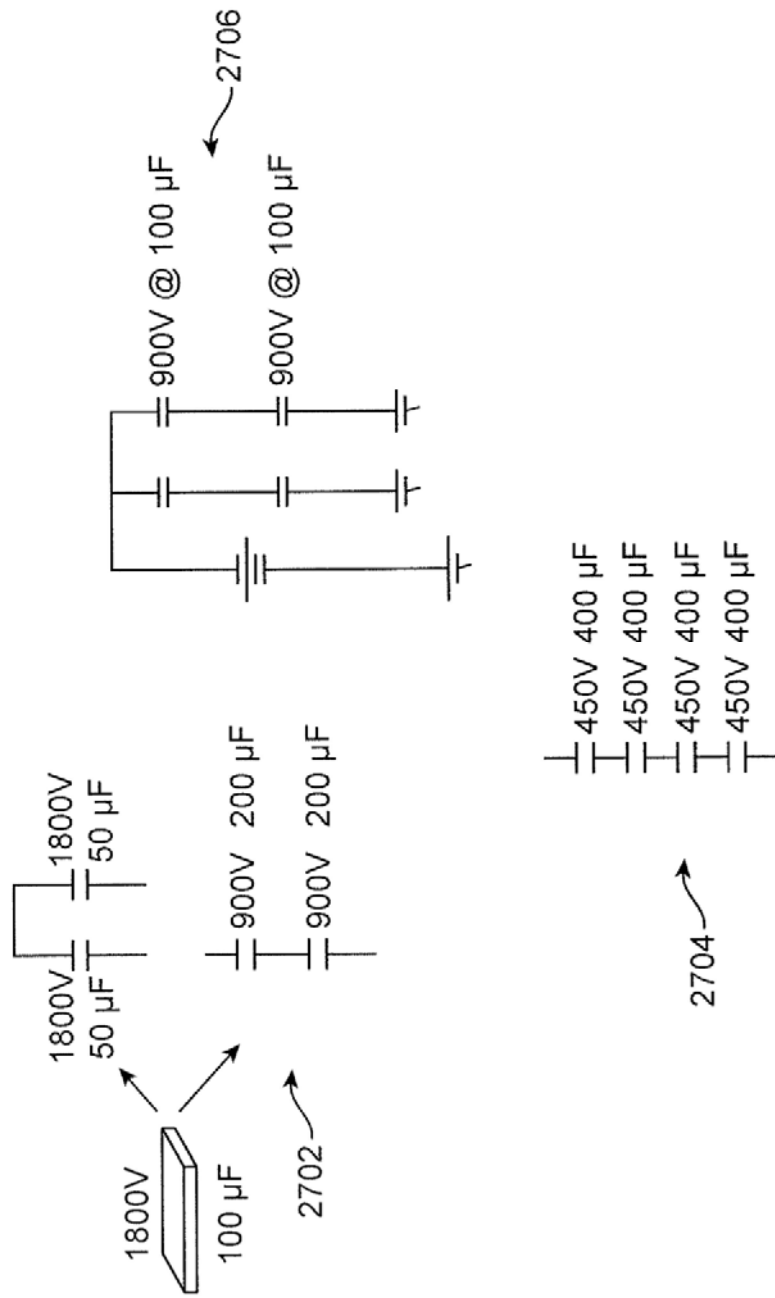


FIG. 27

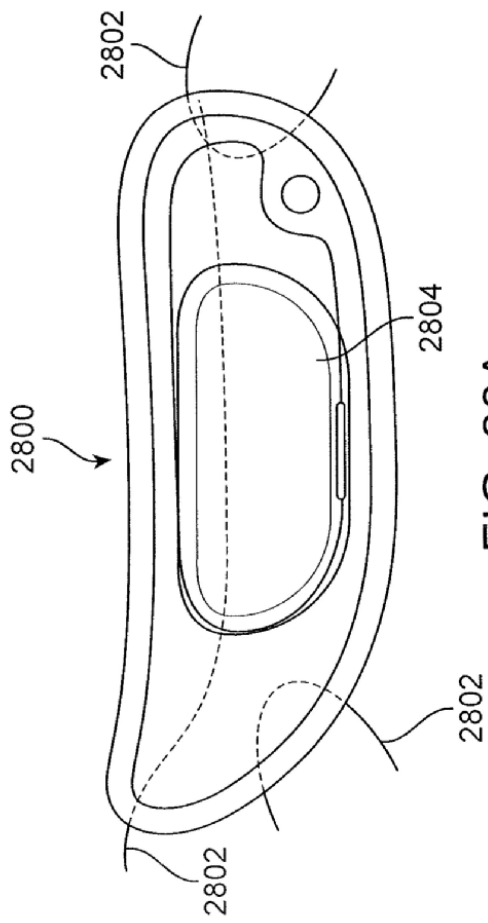


FIG. 28A

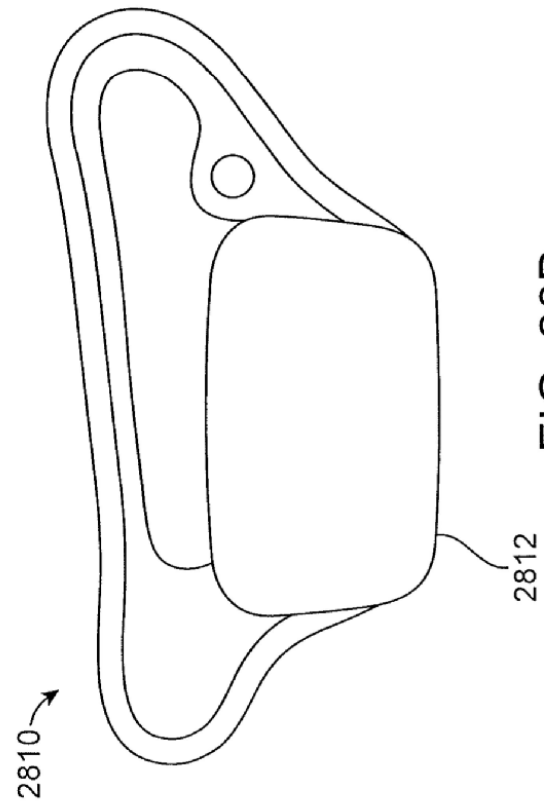


FIG. 28B

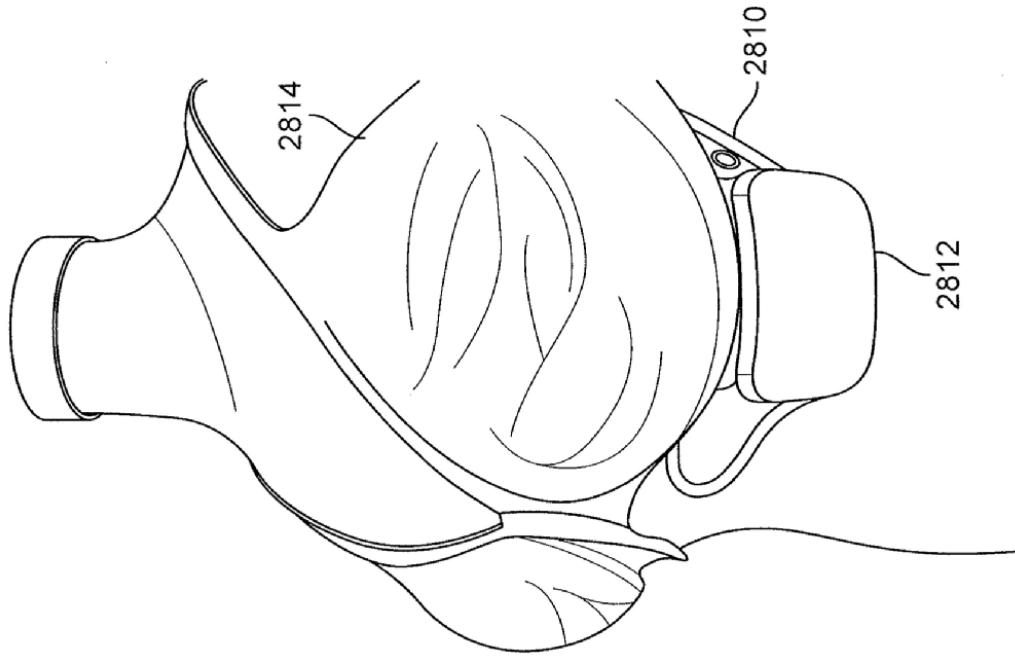


FIG. 28C

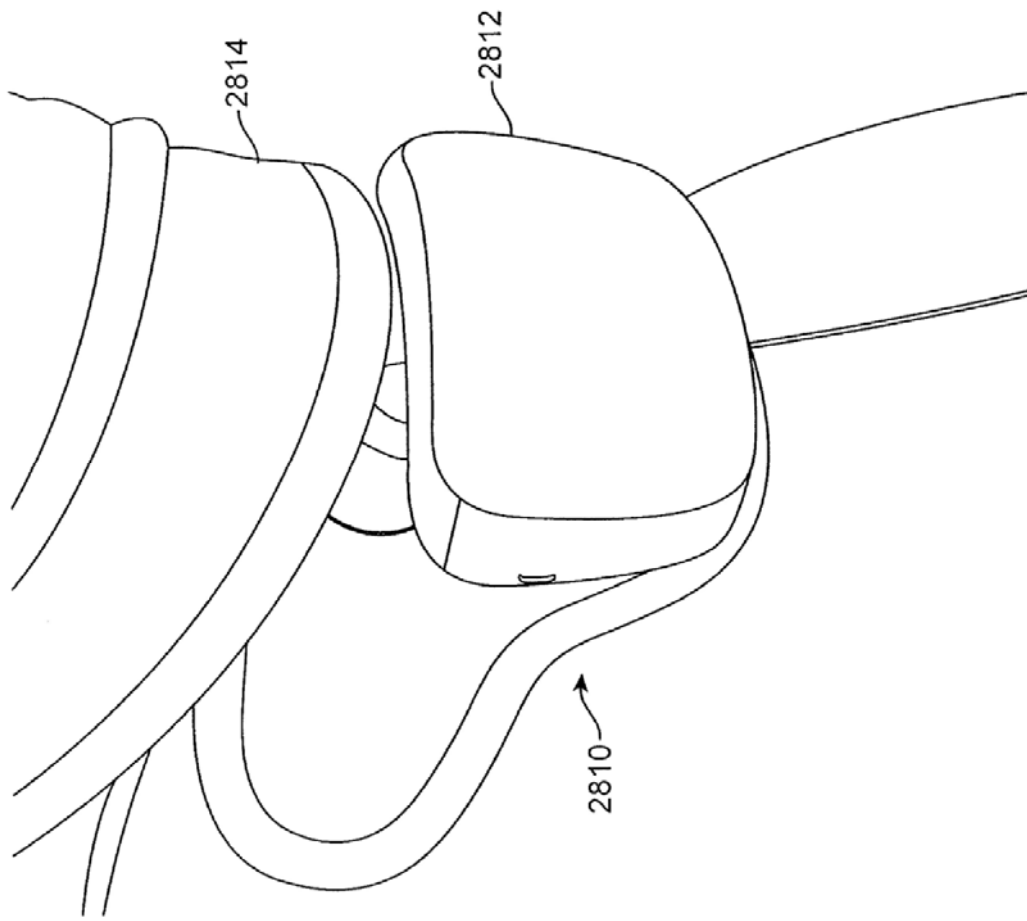


FIG. 28D

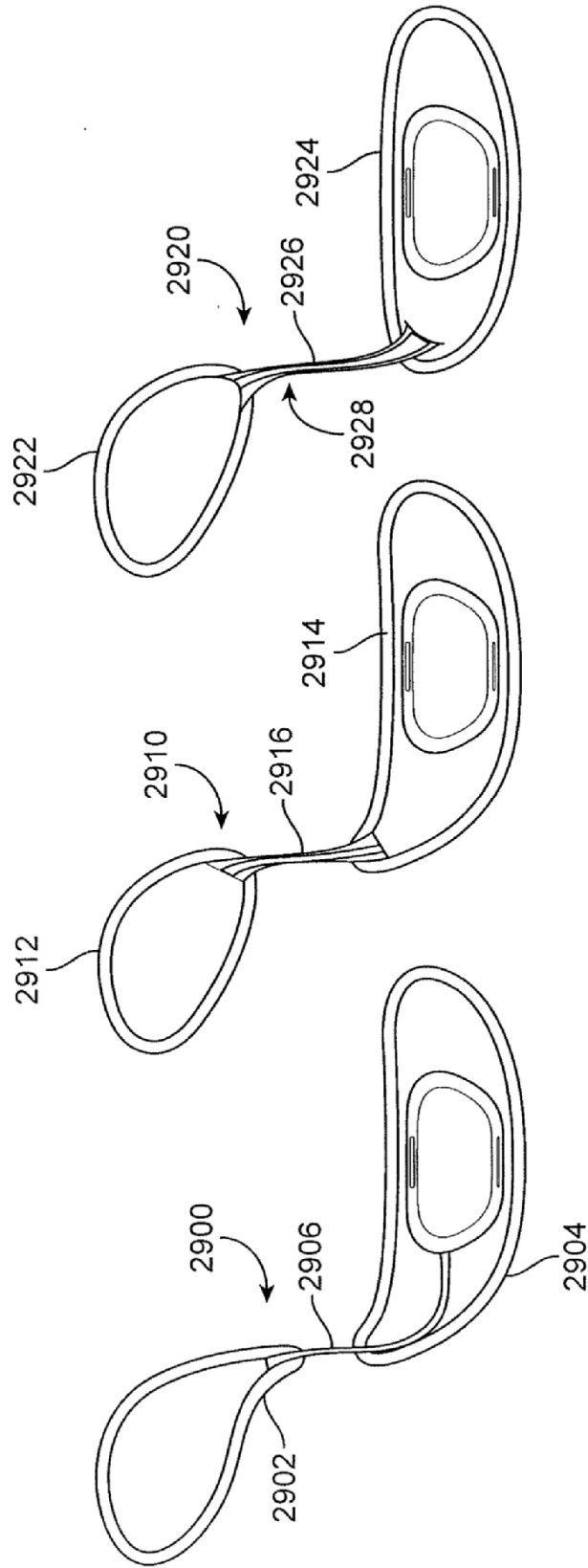


FIG. 29C

FIG. 29B

FIG. 29A

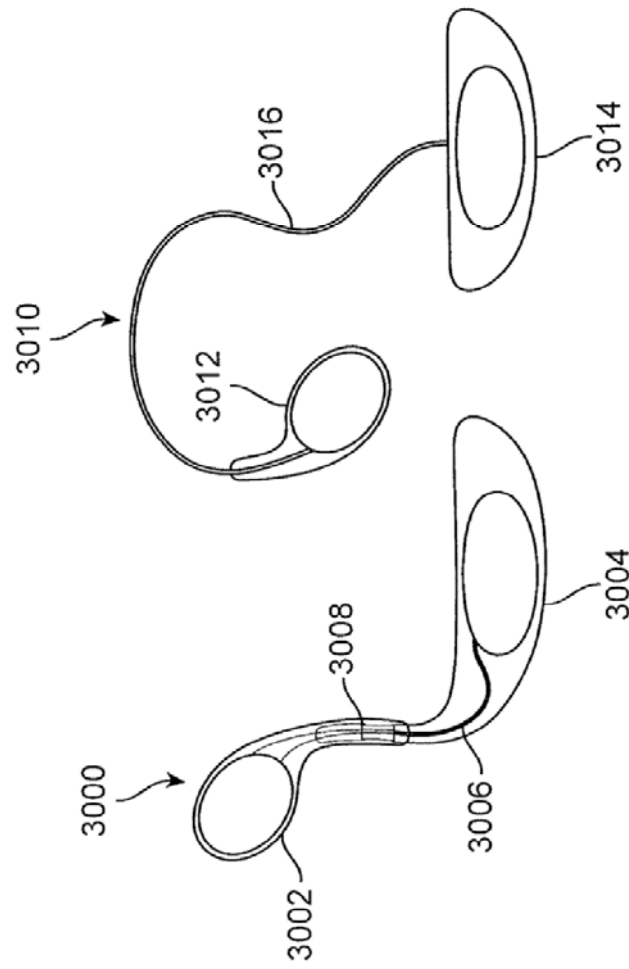


FIG. 30A

FIG. 30B

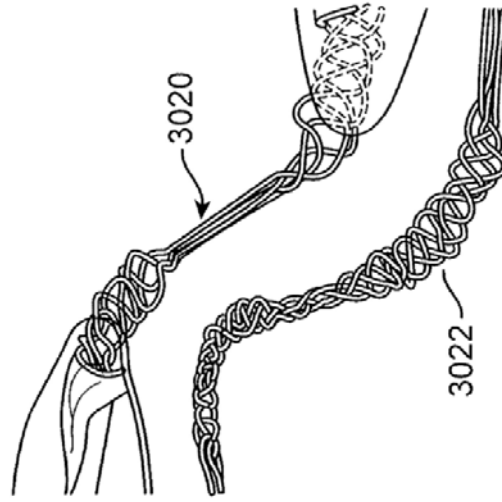


FIG. 30C

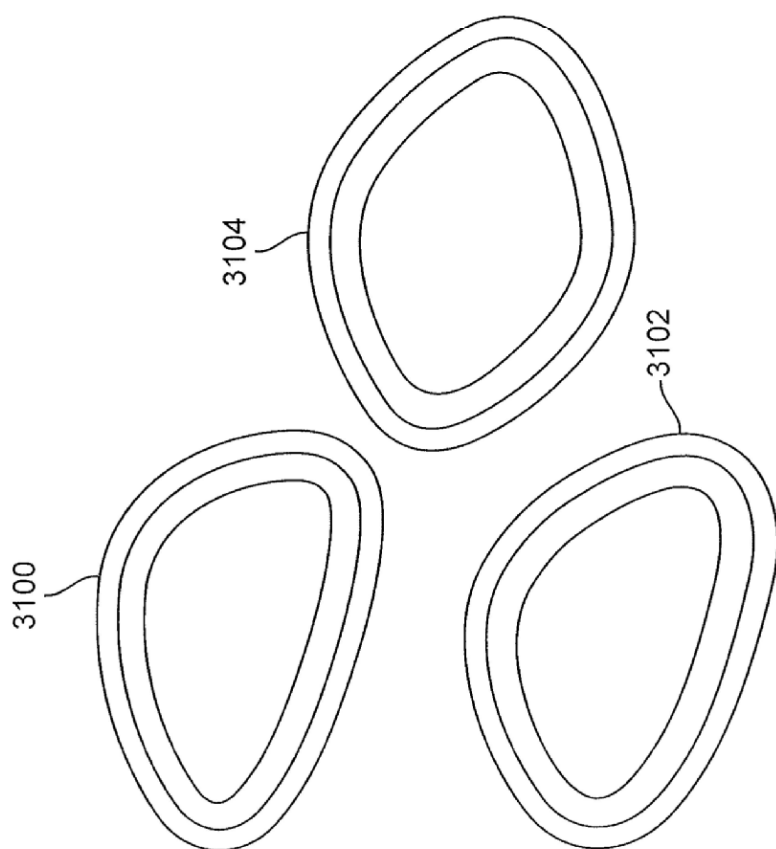


FIG. 31A

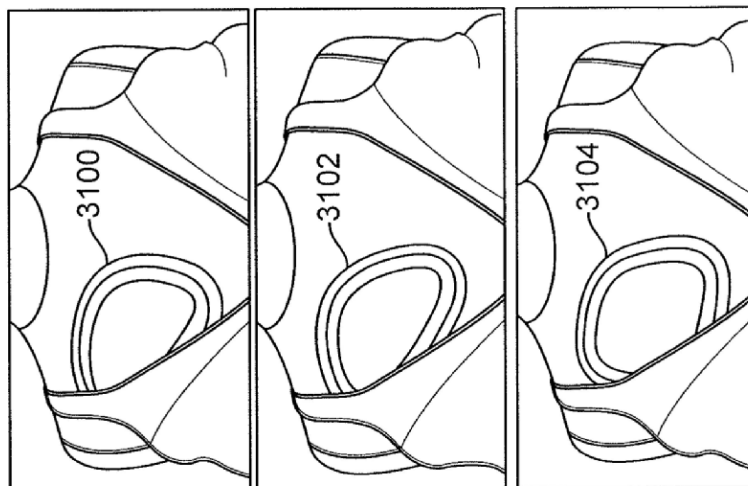


FIG. 31B

FIG. 31C

FIG. 31D

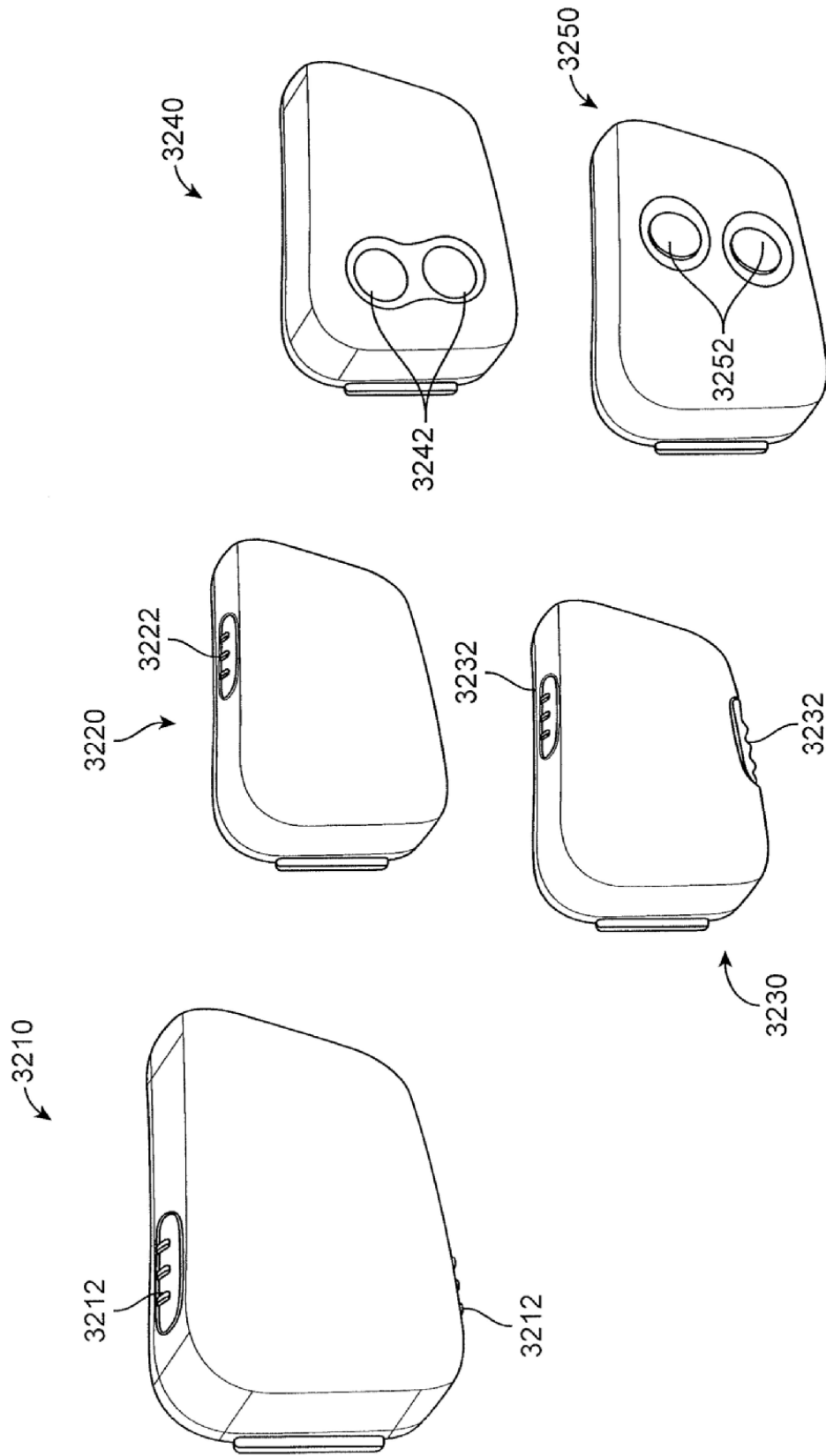


FIG. 32

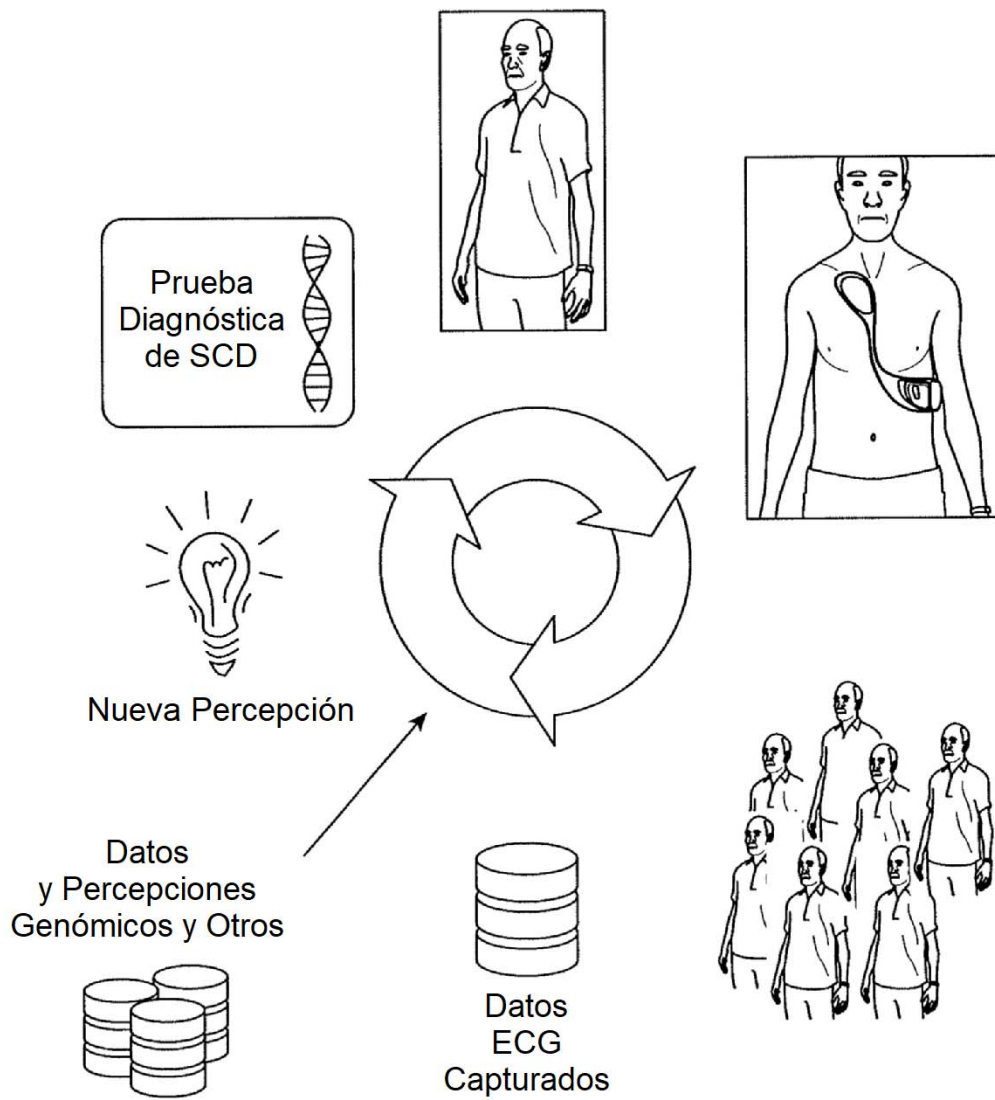


FIG. 33

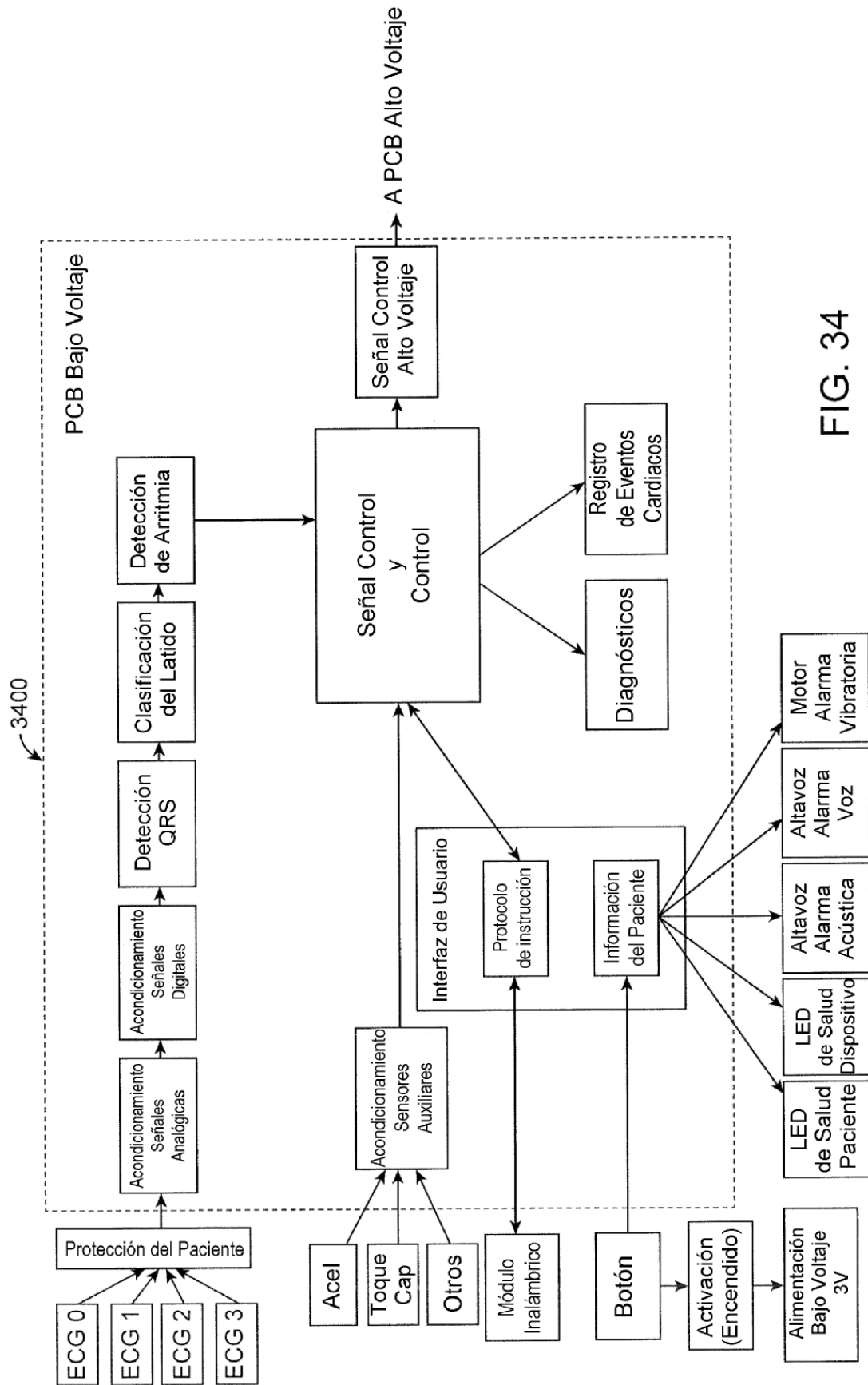


FIG. 34

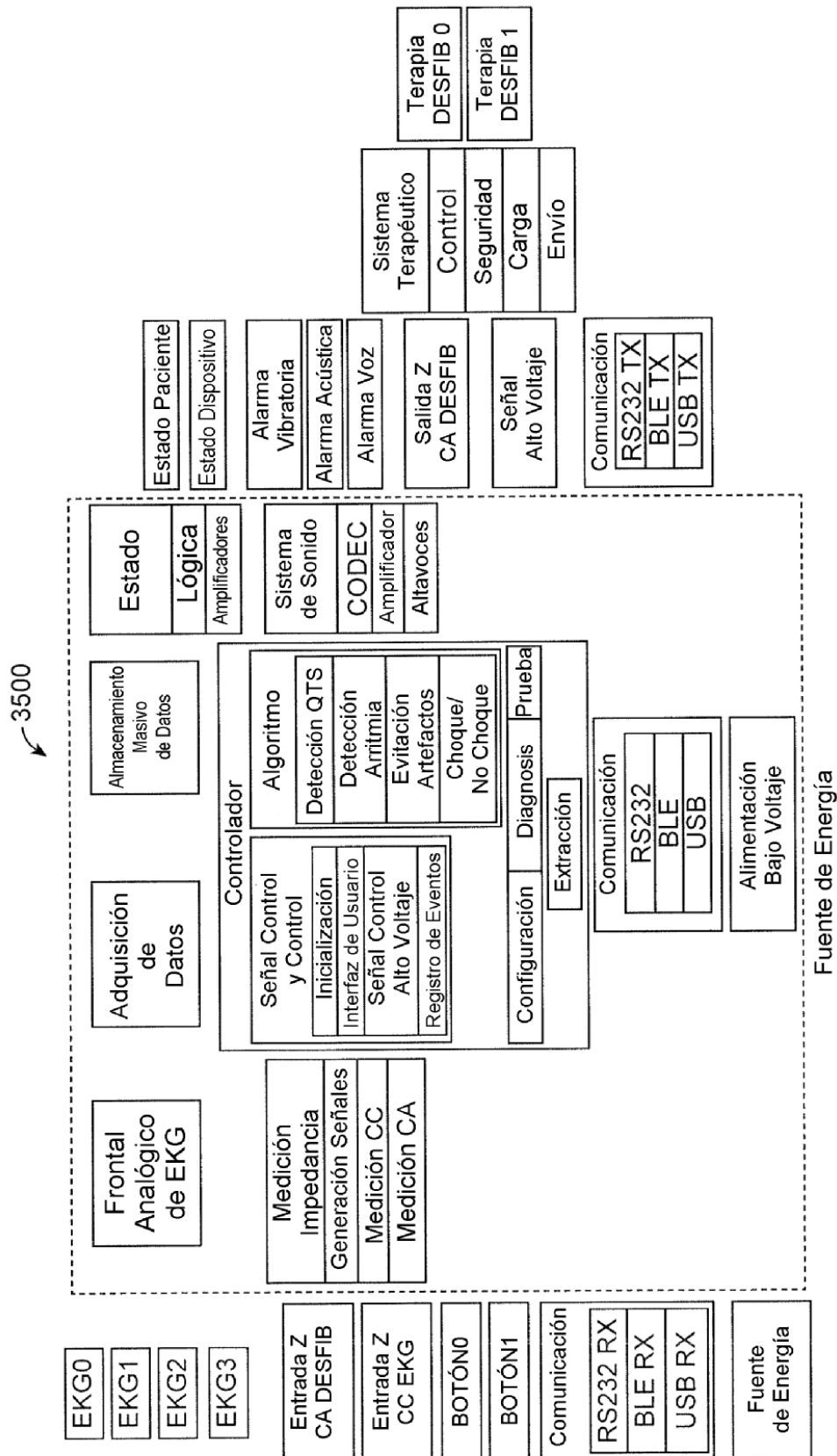


FIG. 35

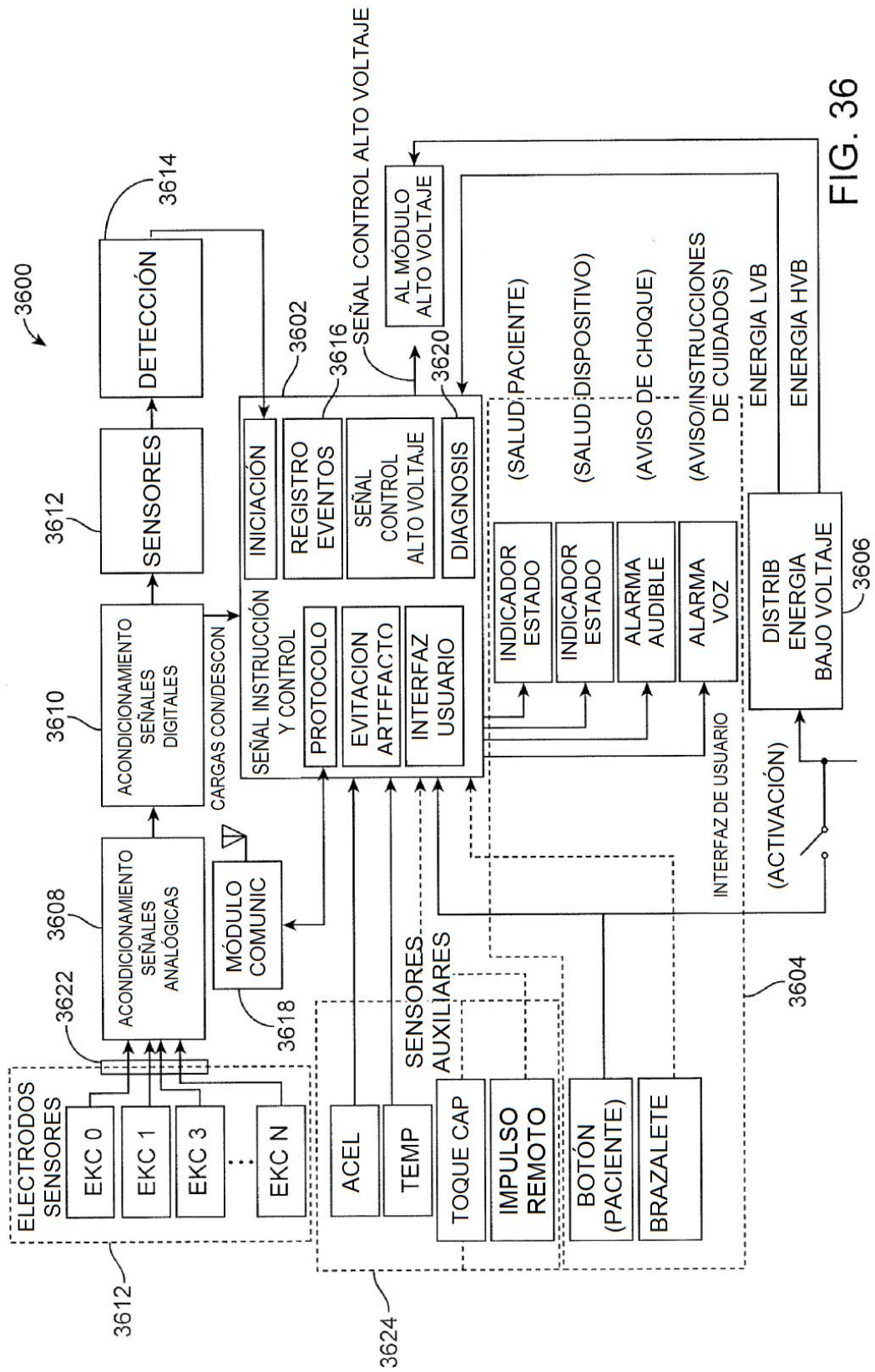


FIG. 36

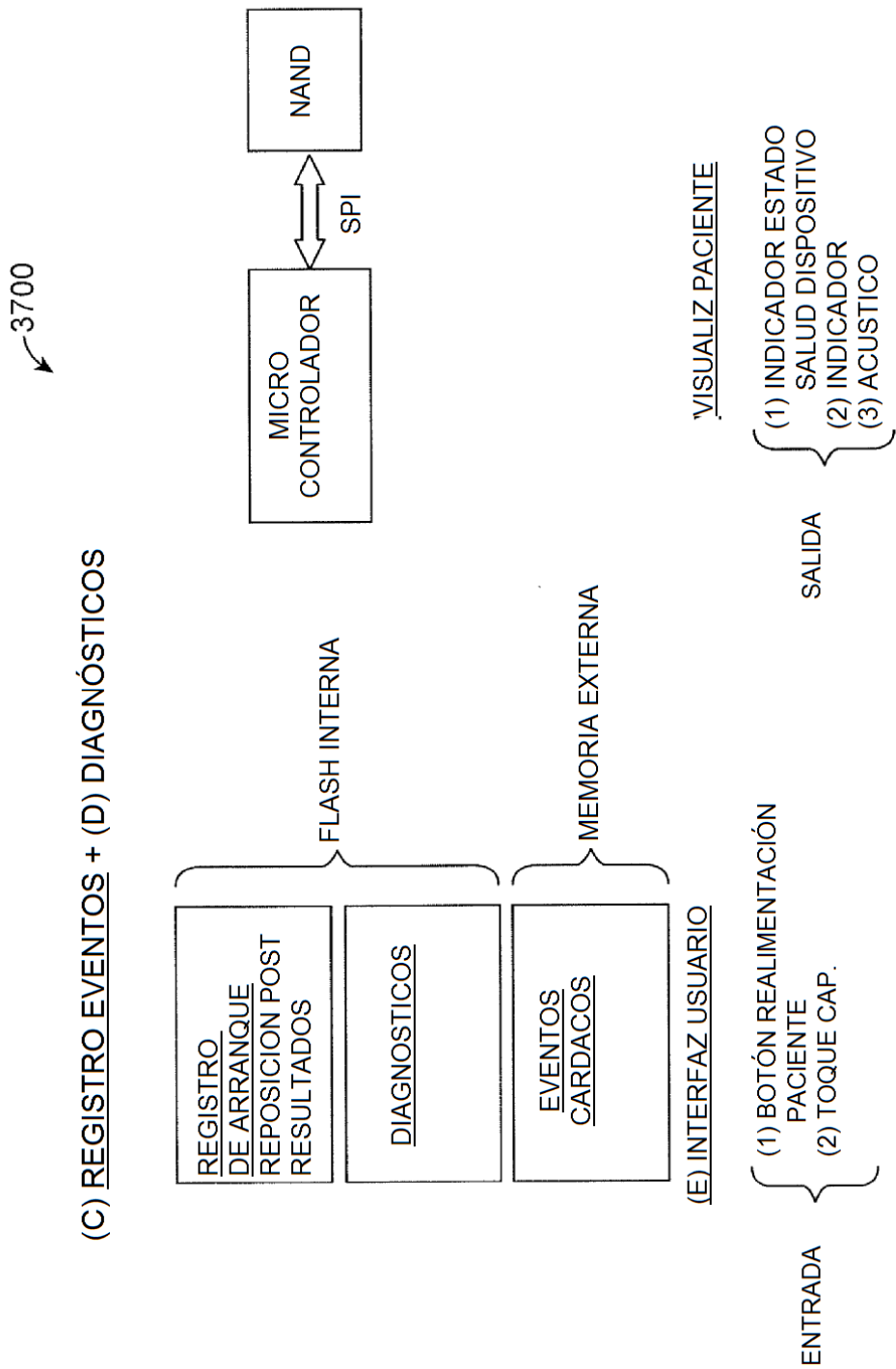


FIG. 37

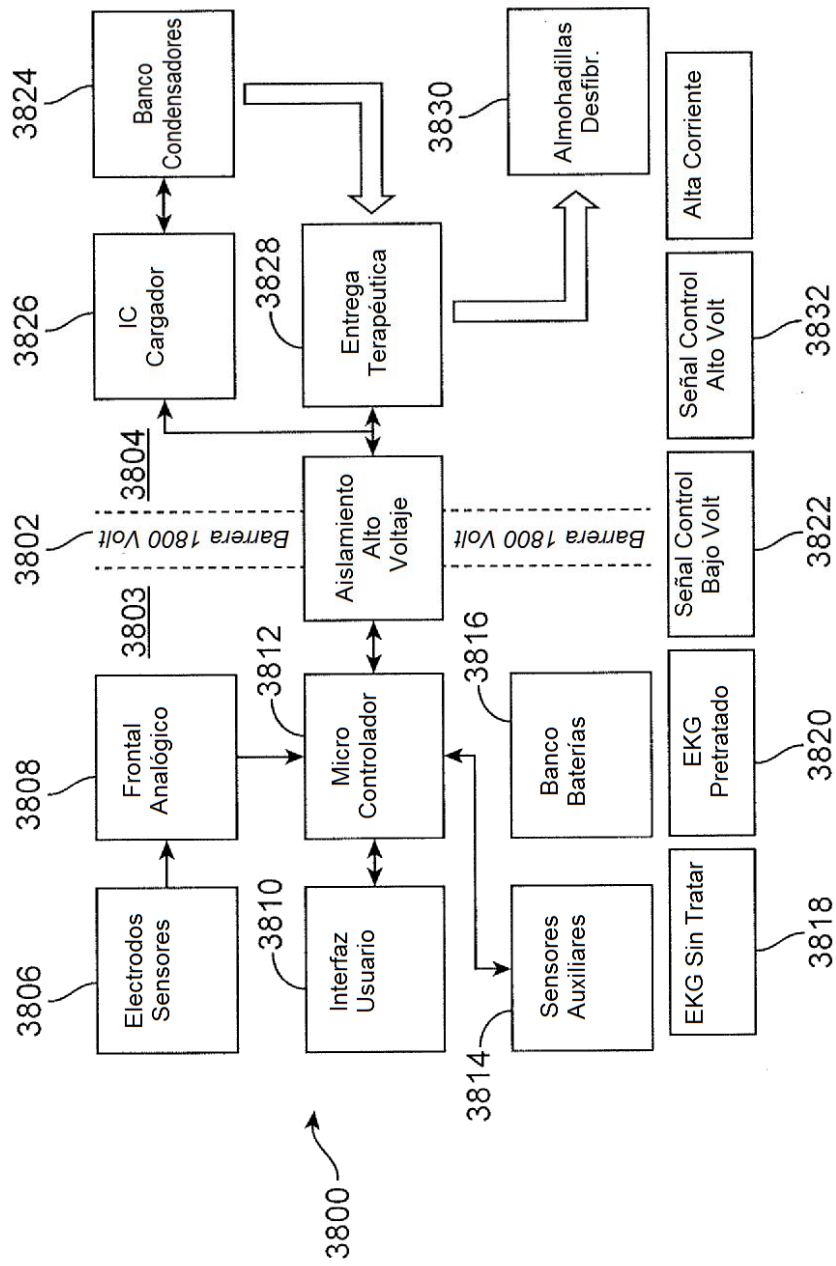
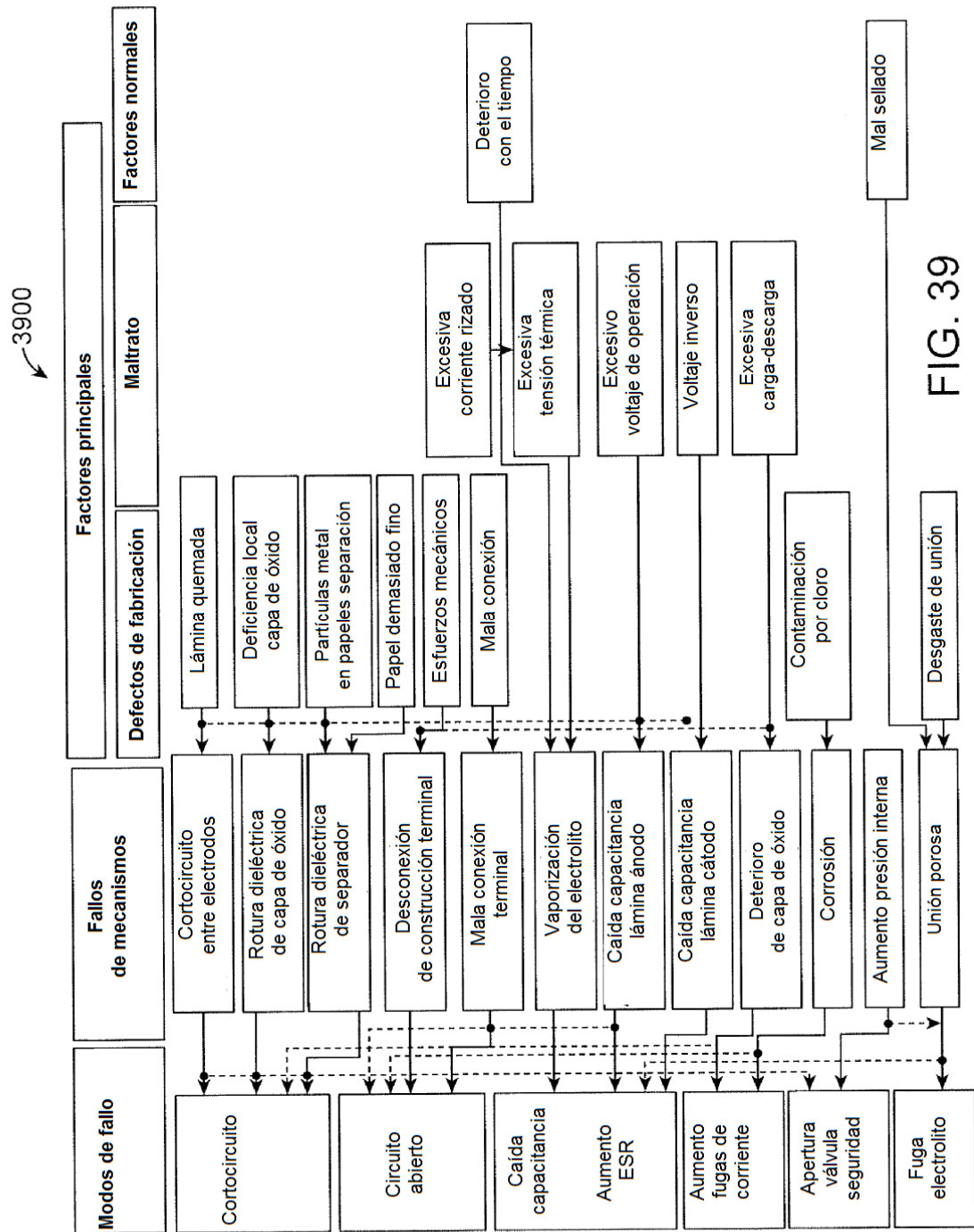


FIG. 38



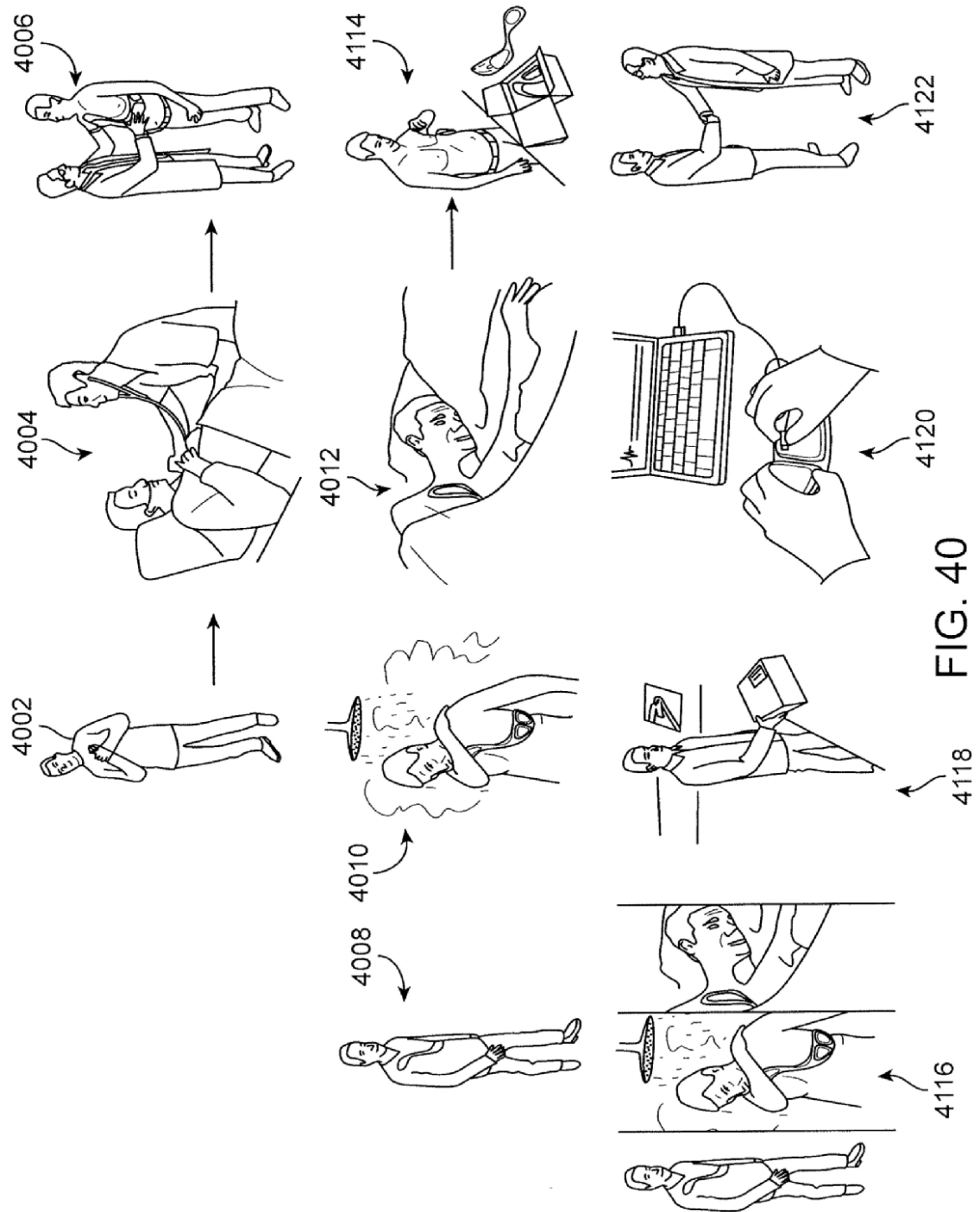


FIG. 40

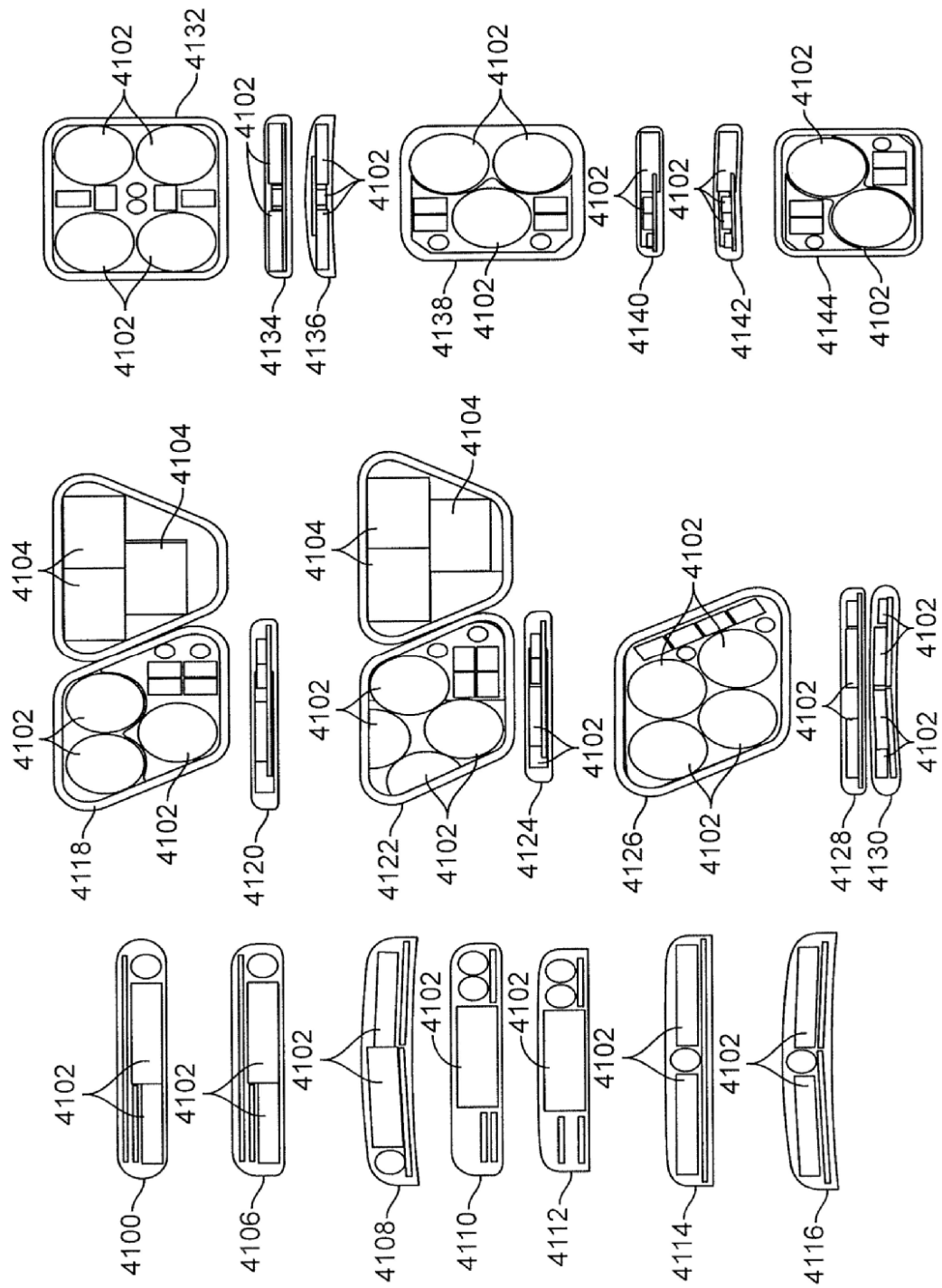


FIG. 41

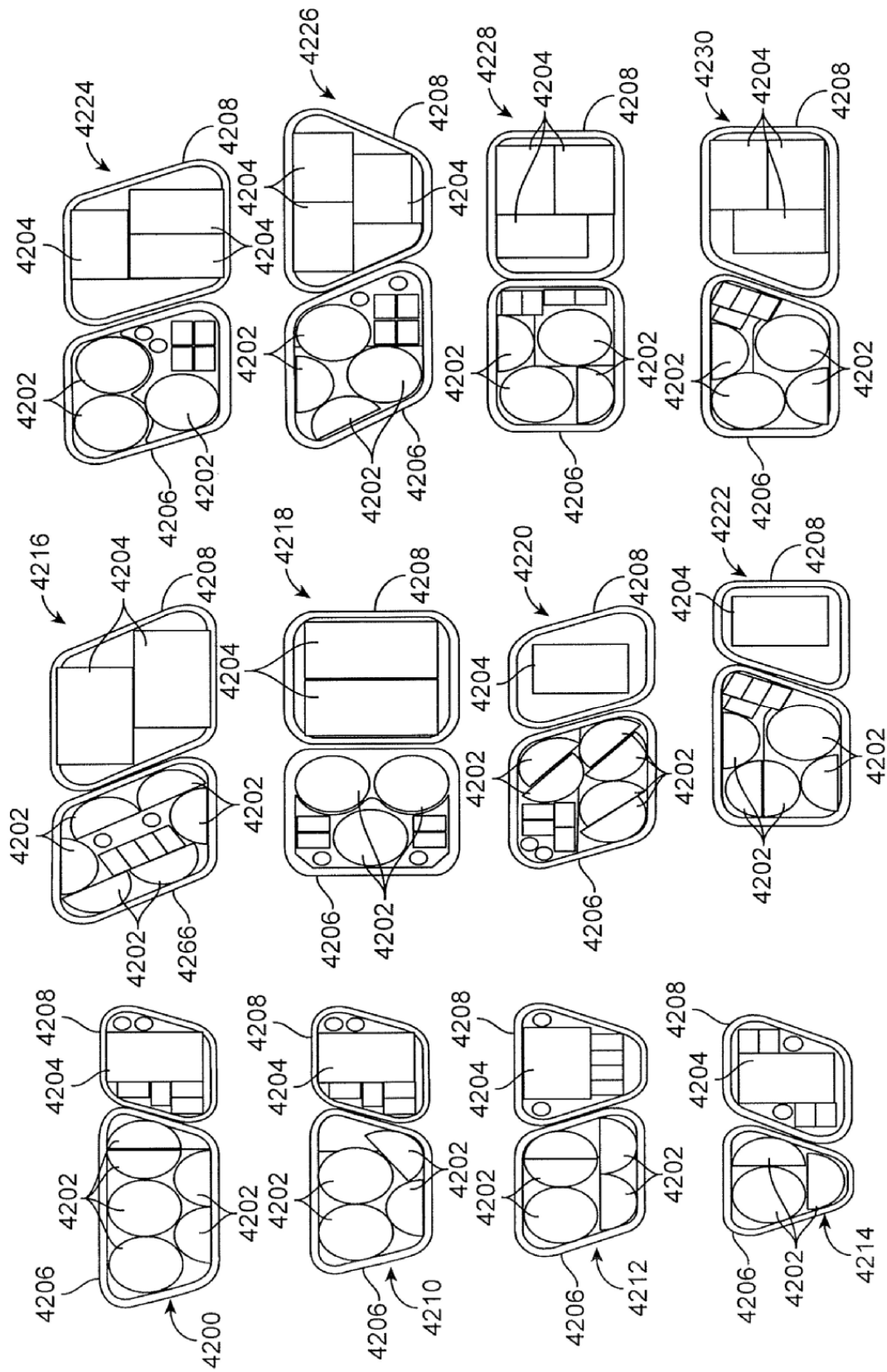


FIG. 42

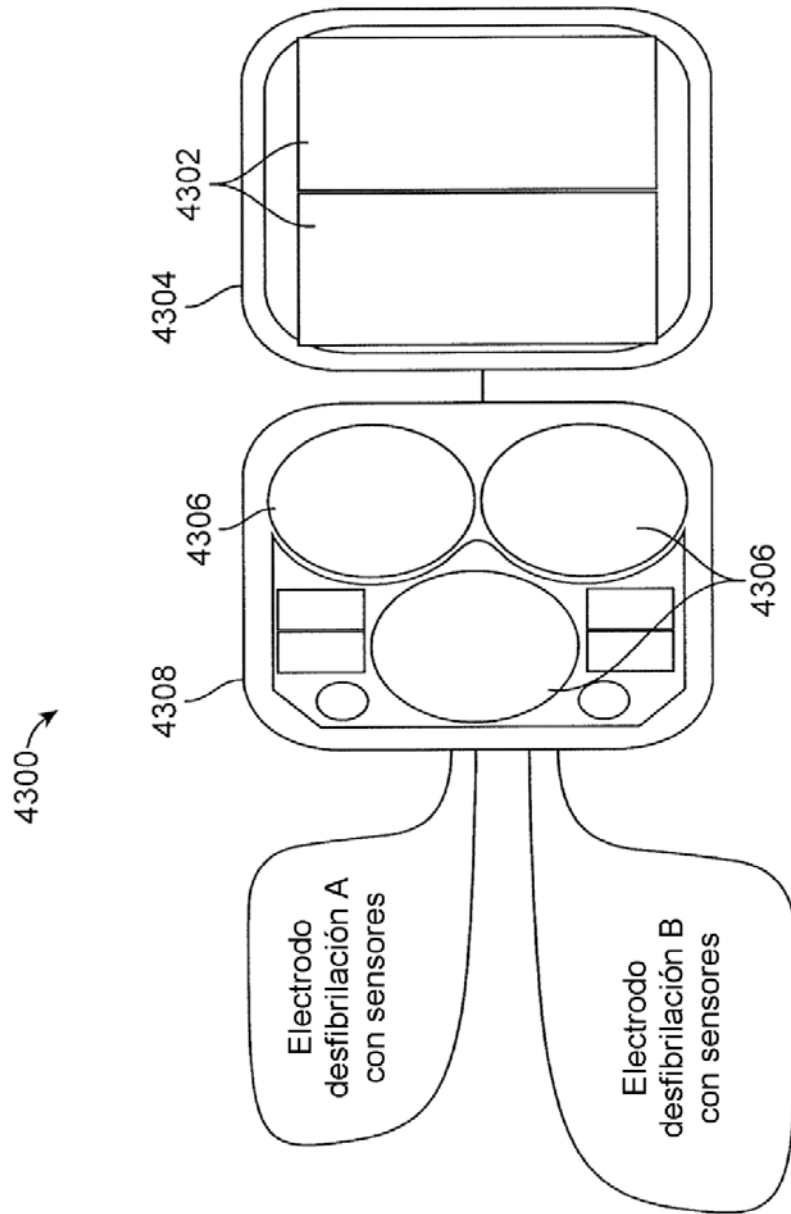
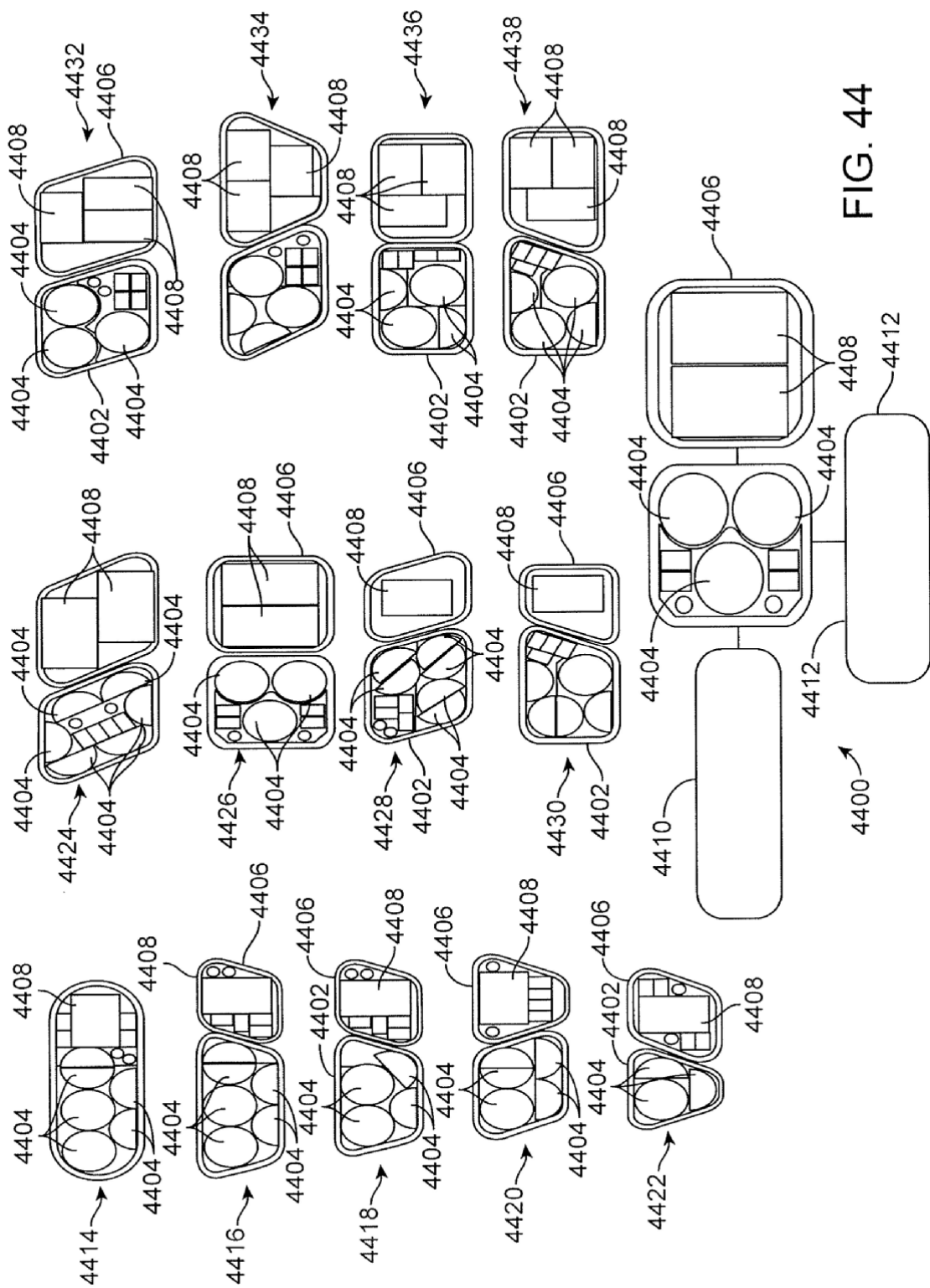


FIG. 43



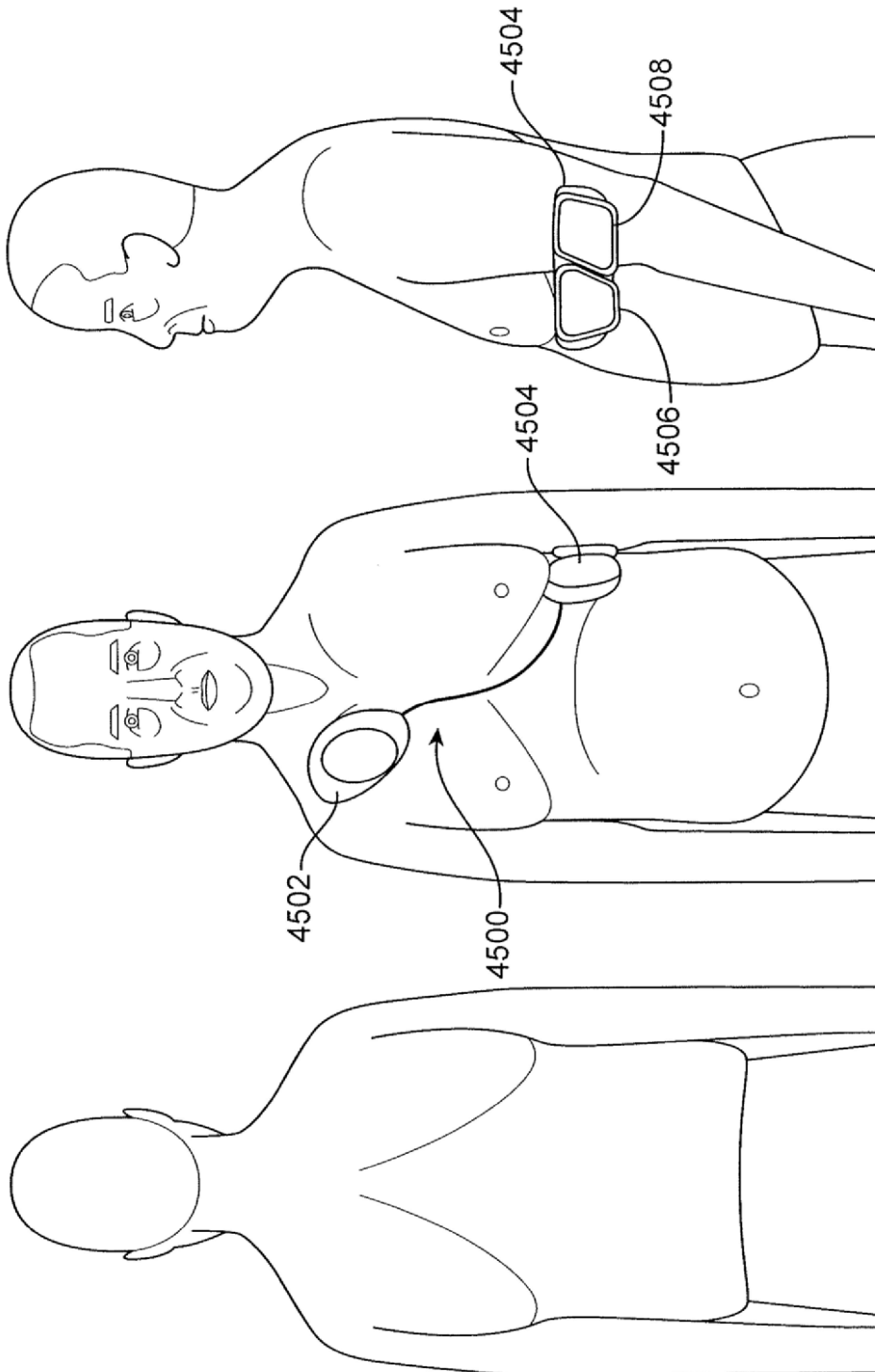


FIG. 45

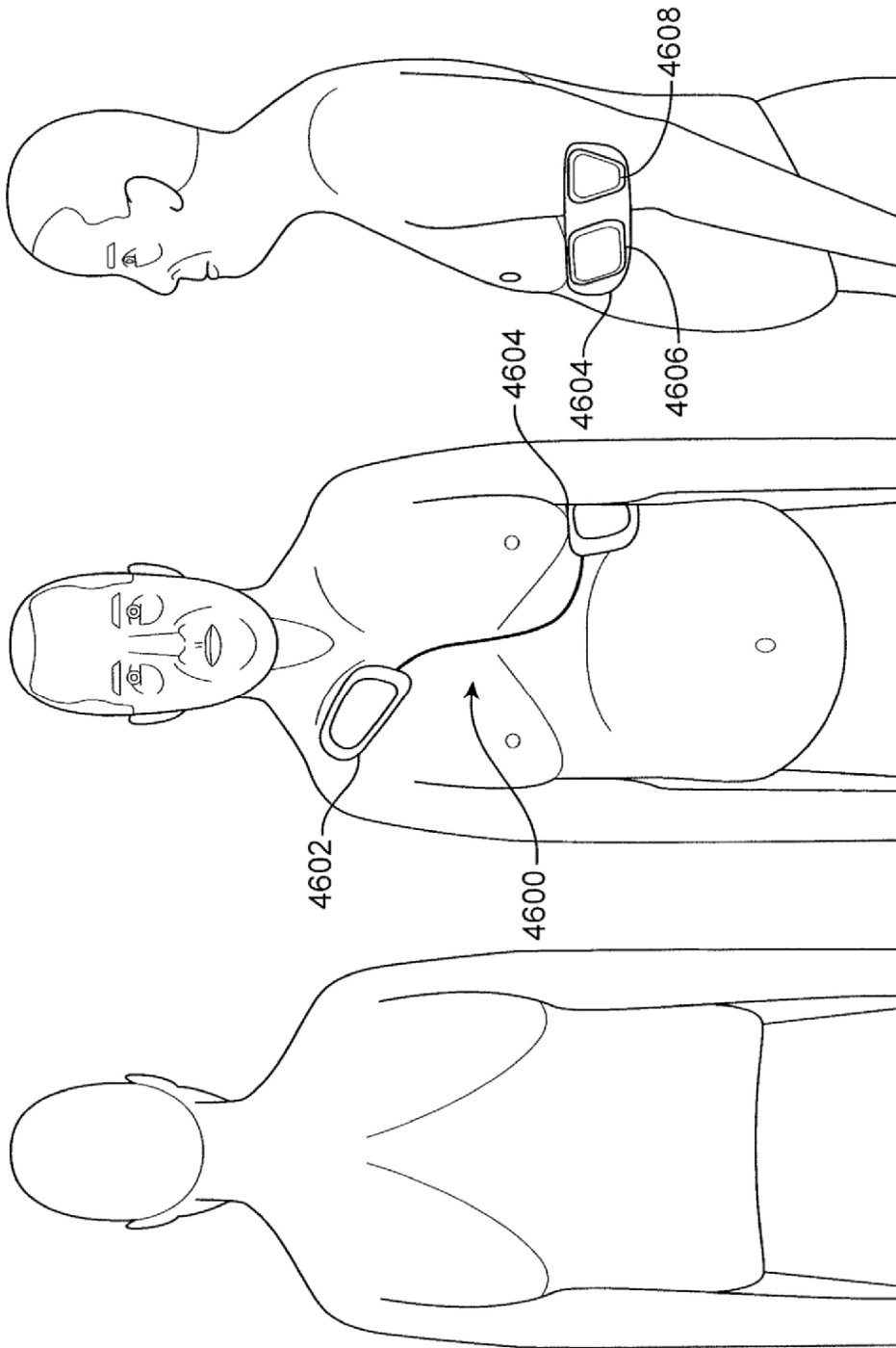


FIG. 46

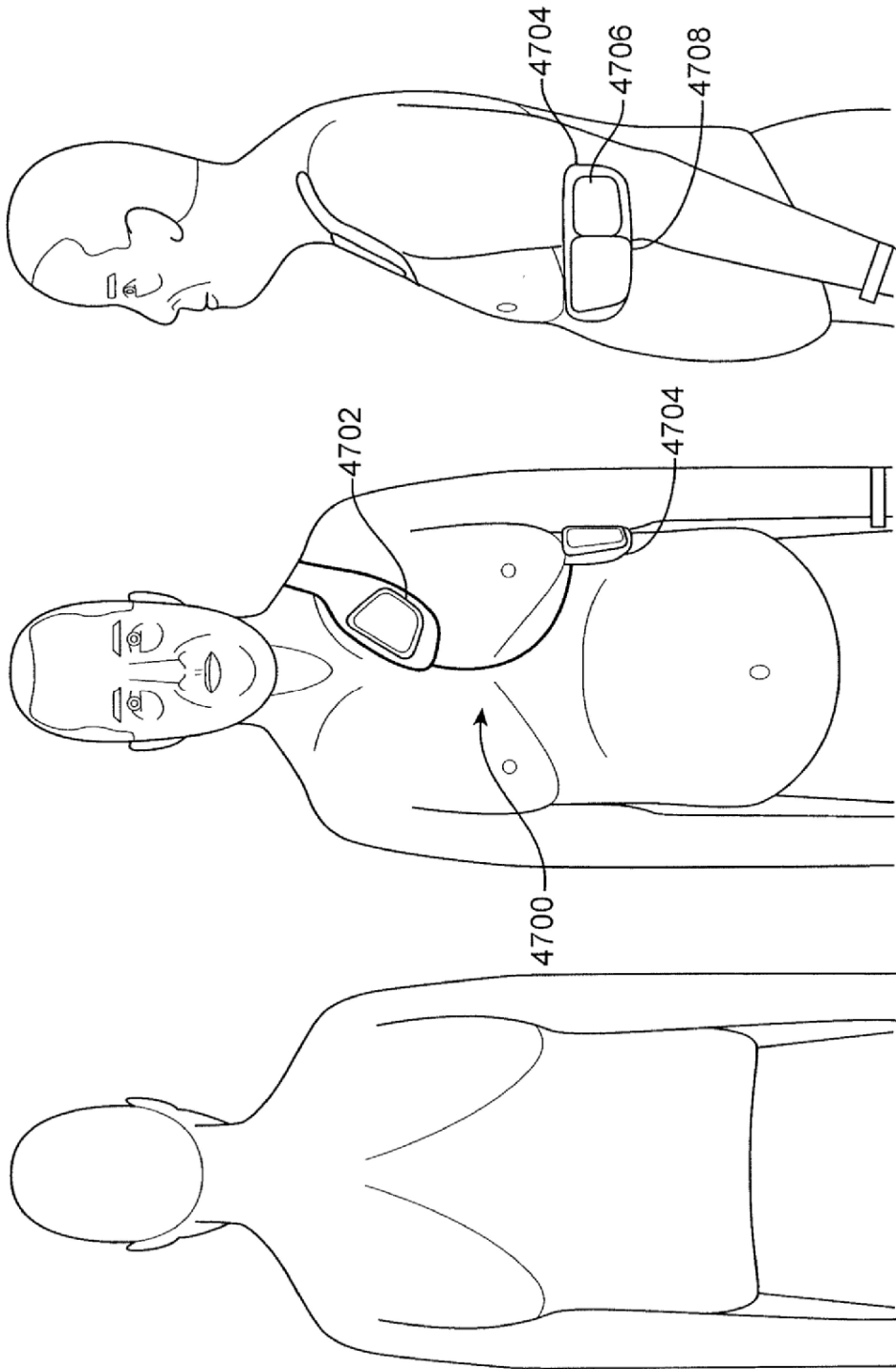


FIG. 47

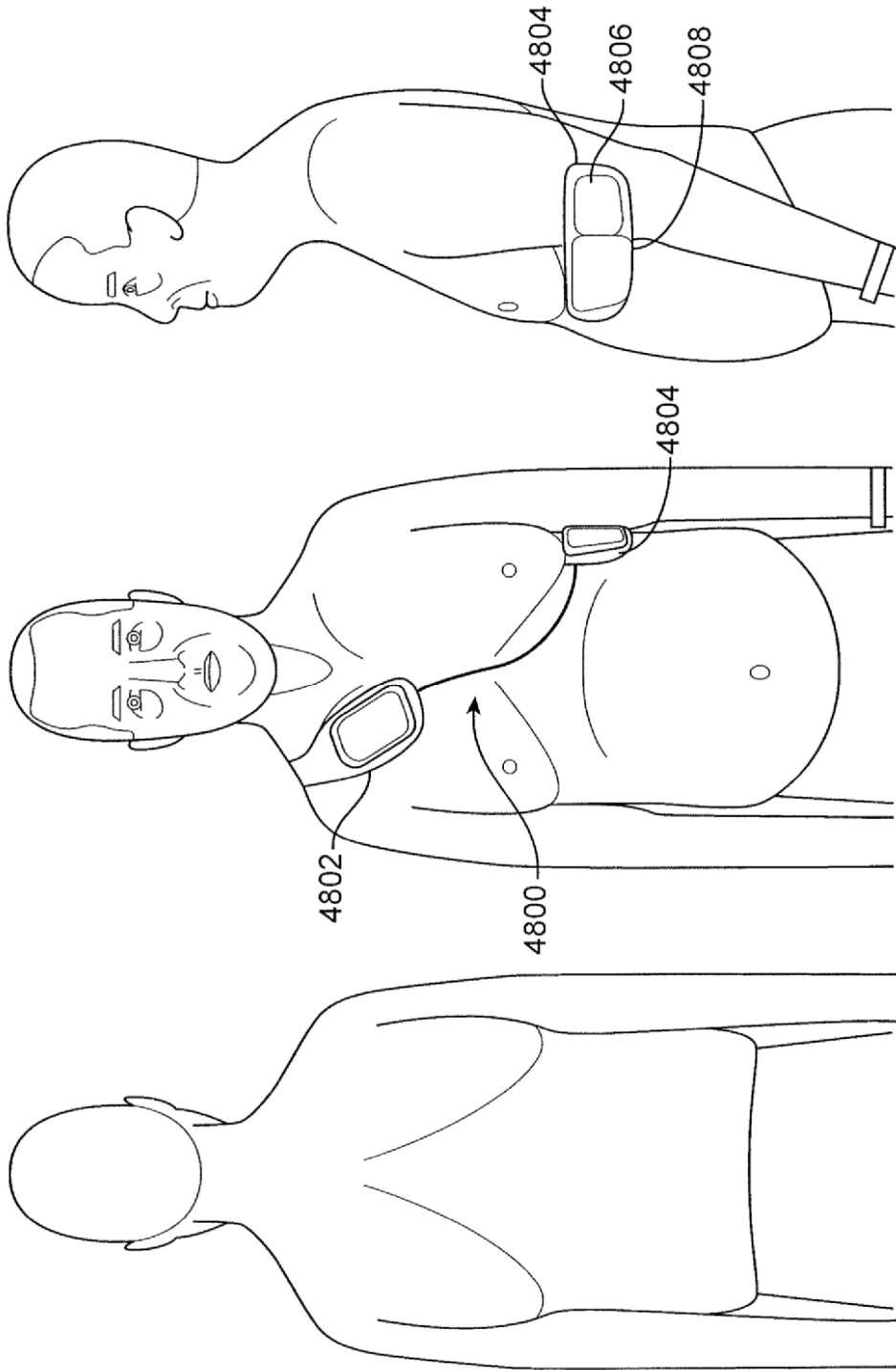


FIG. 48

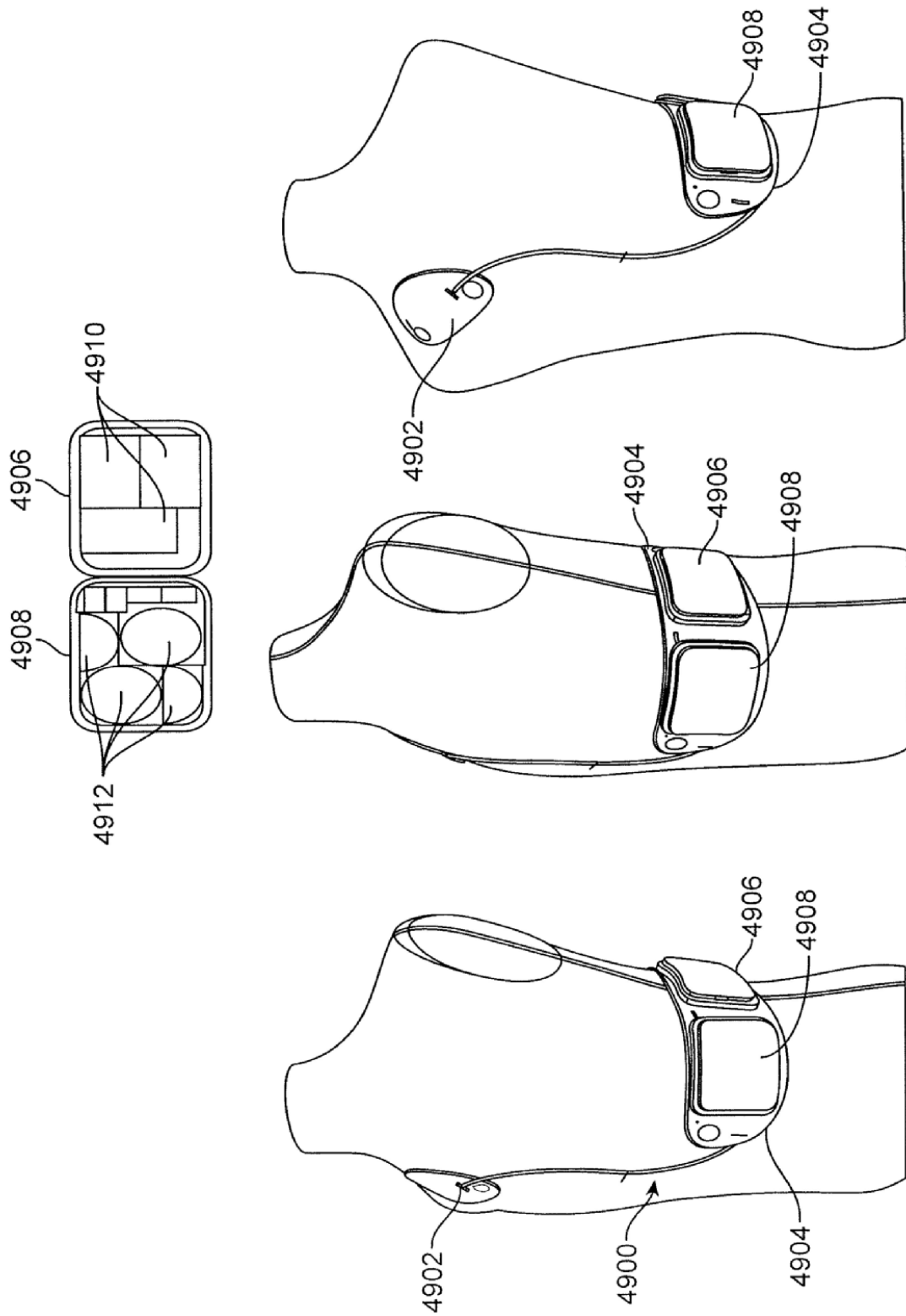


FIG. 49

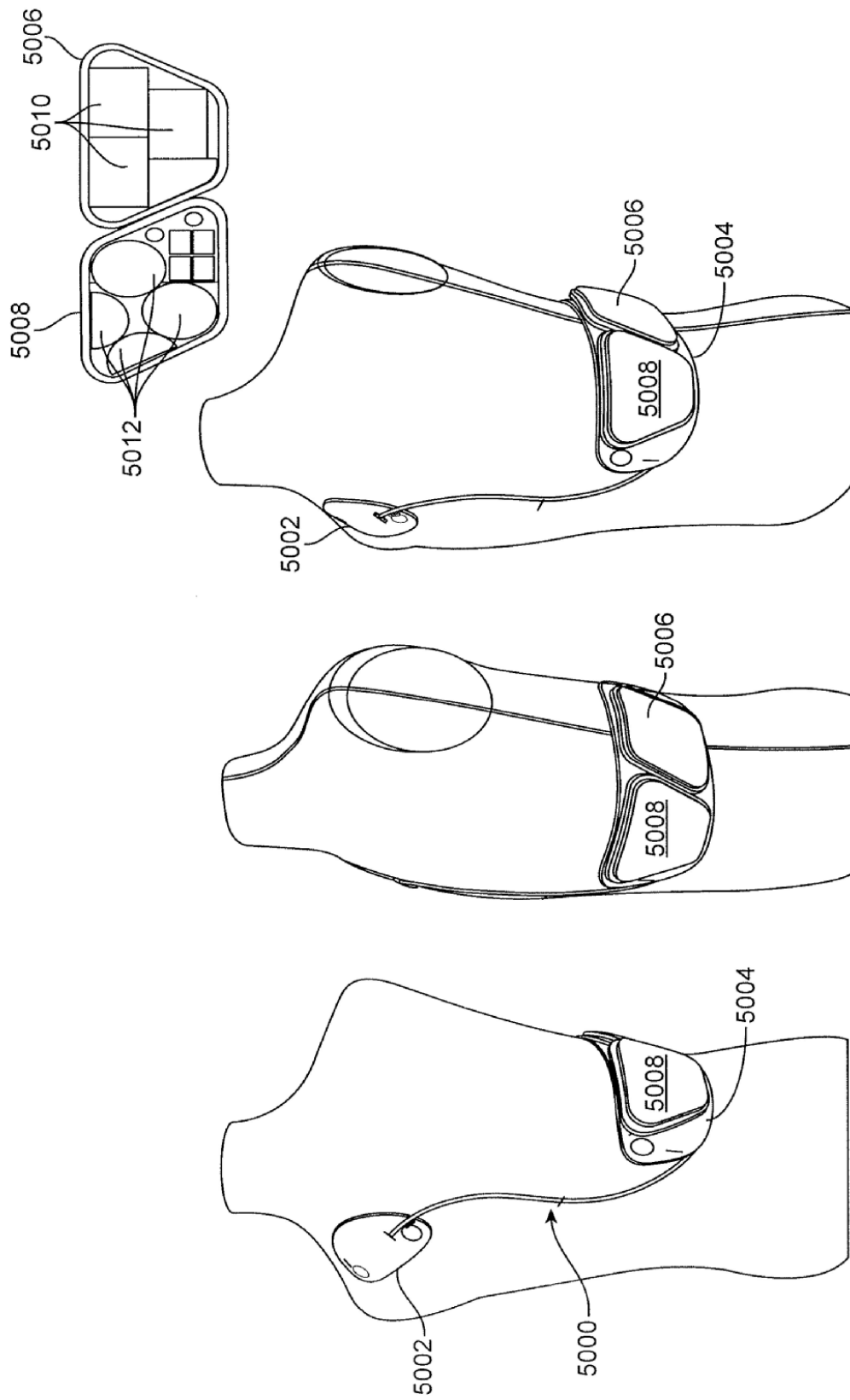


FIG. 50

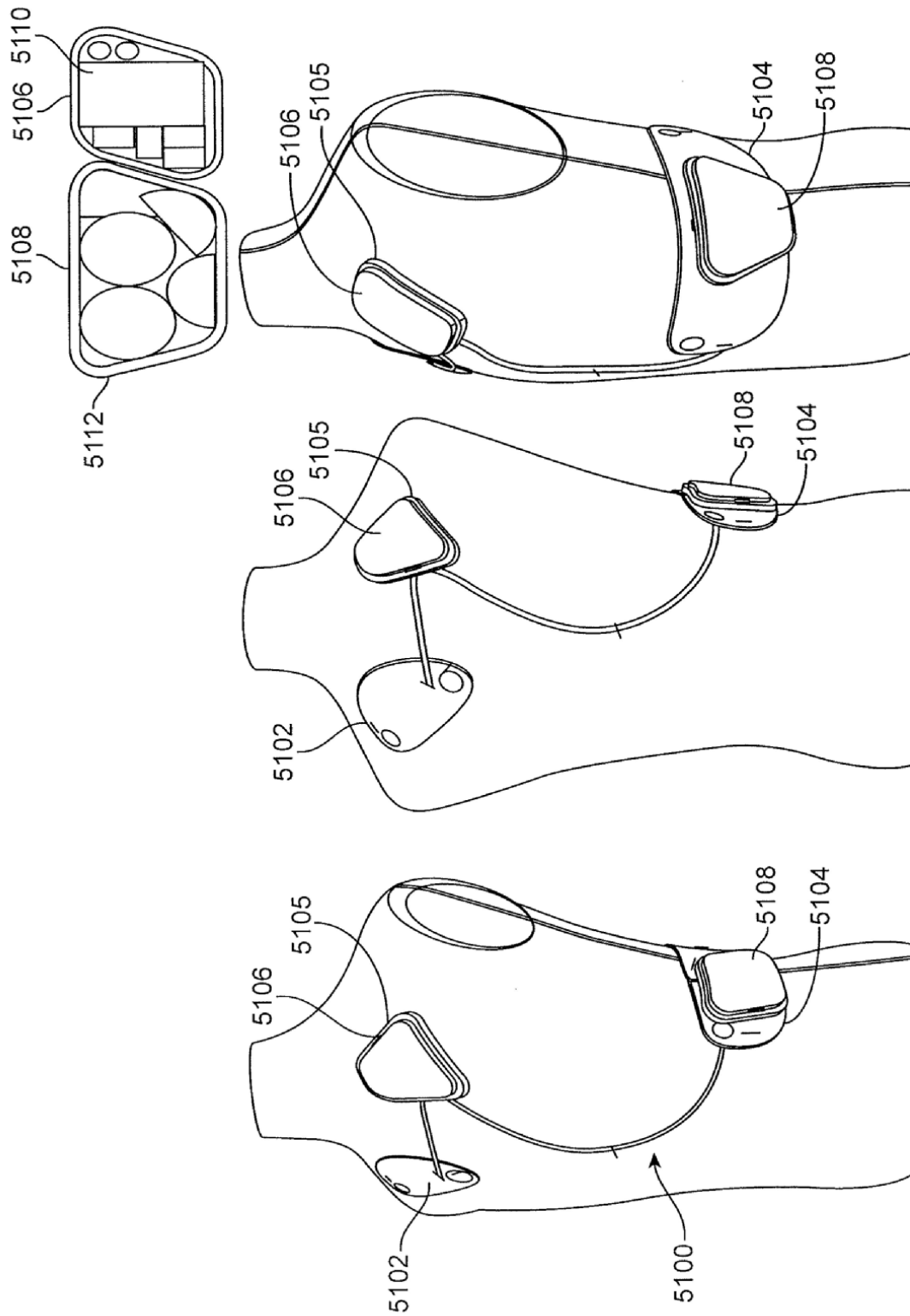


FIG. 51

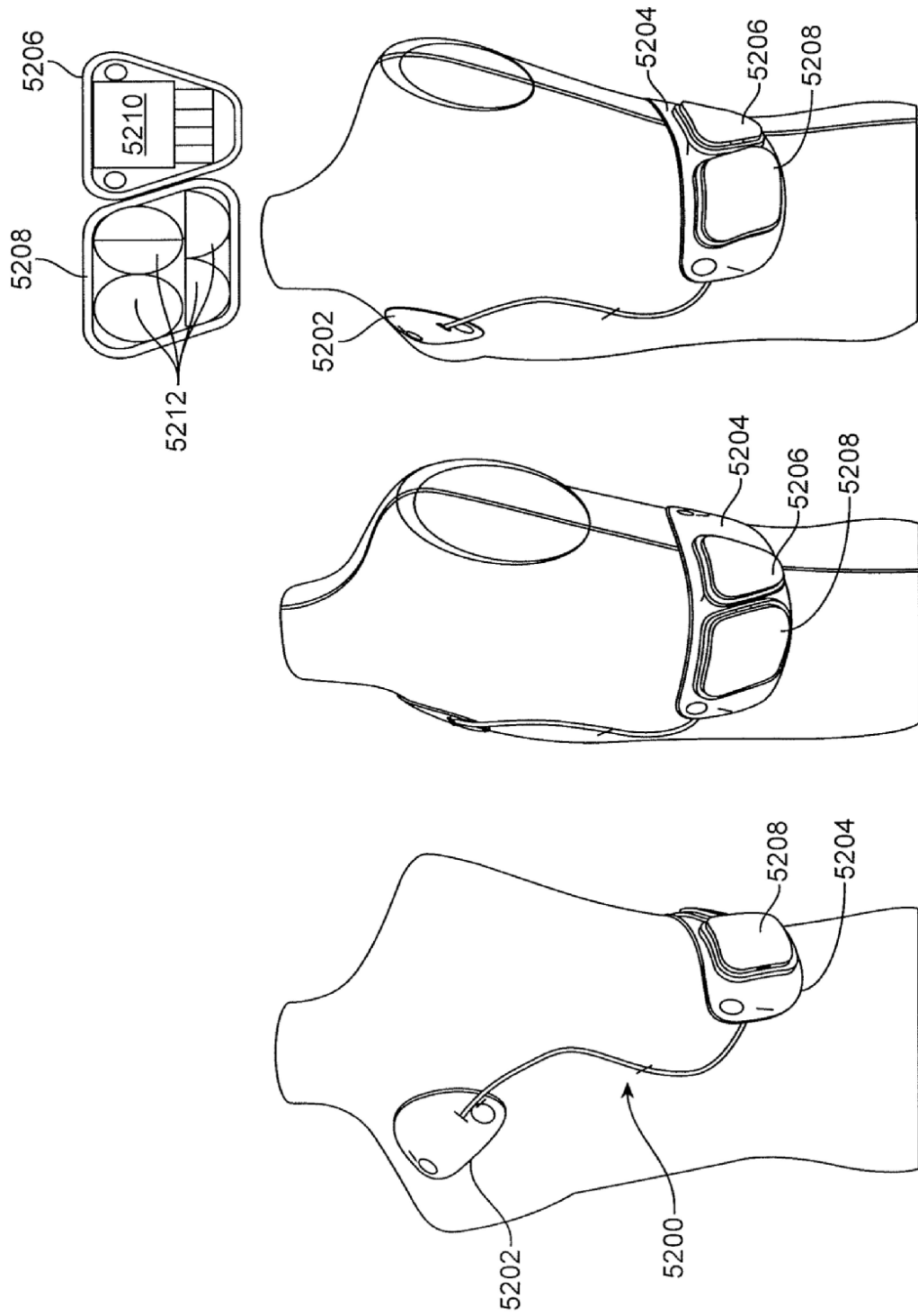


FIG. 52

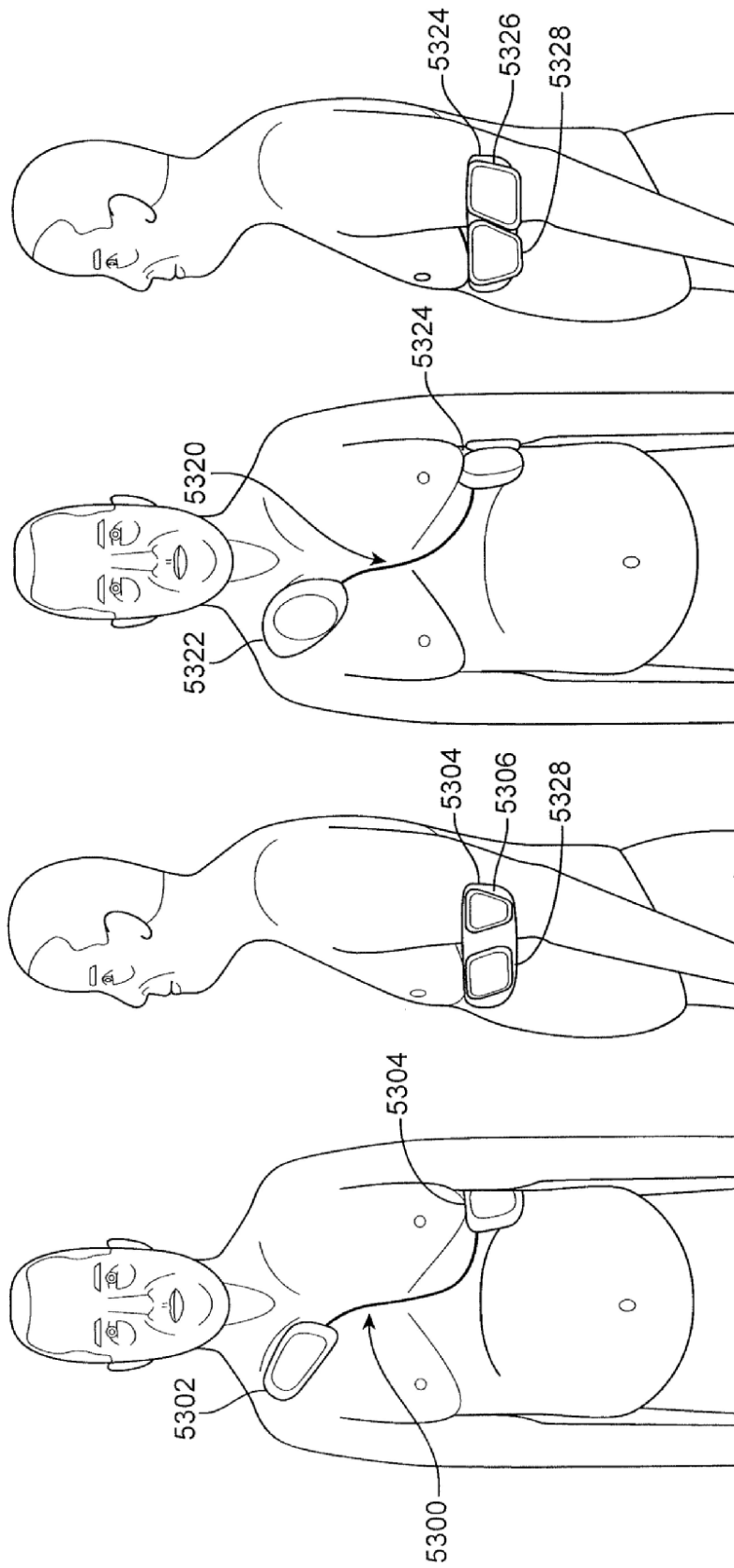


FIG. 53

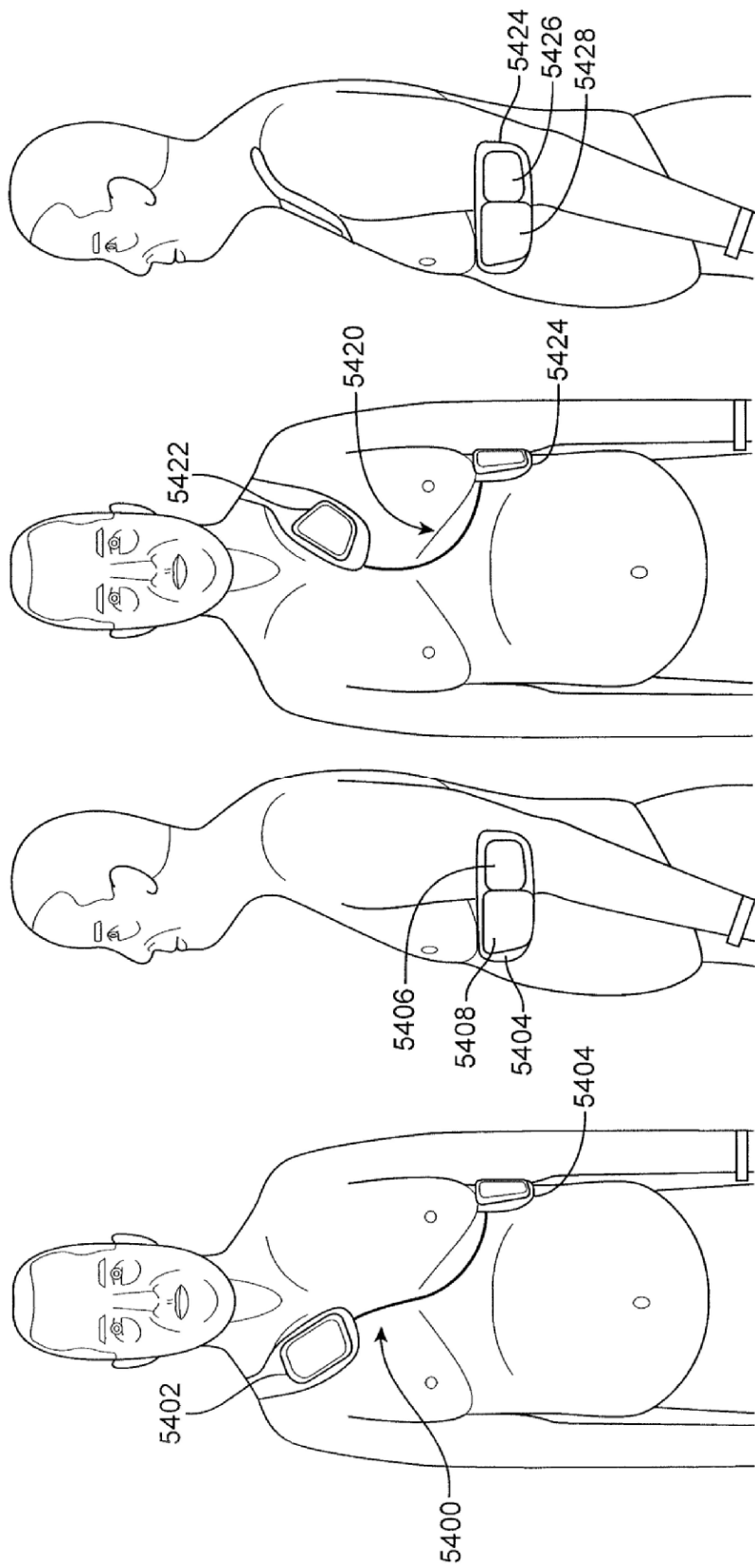


FIG. 54

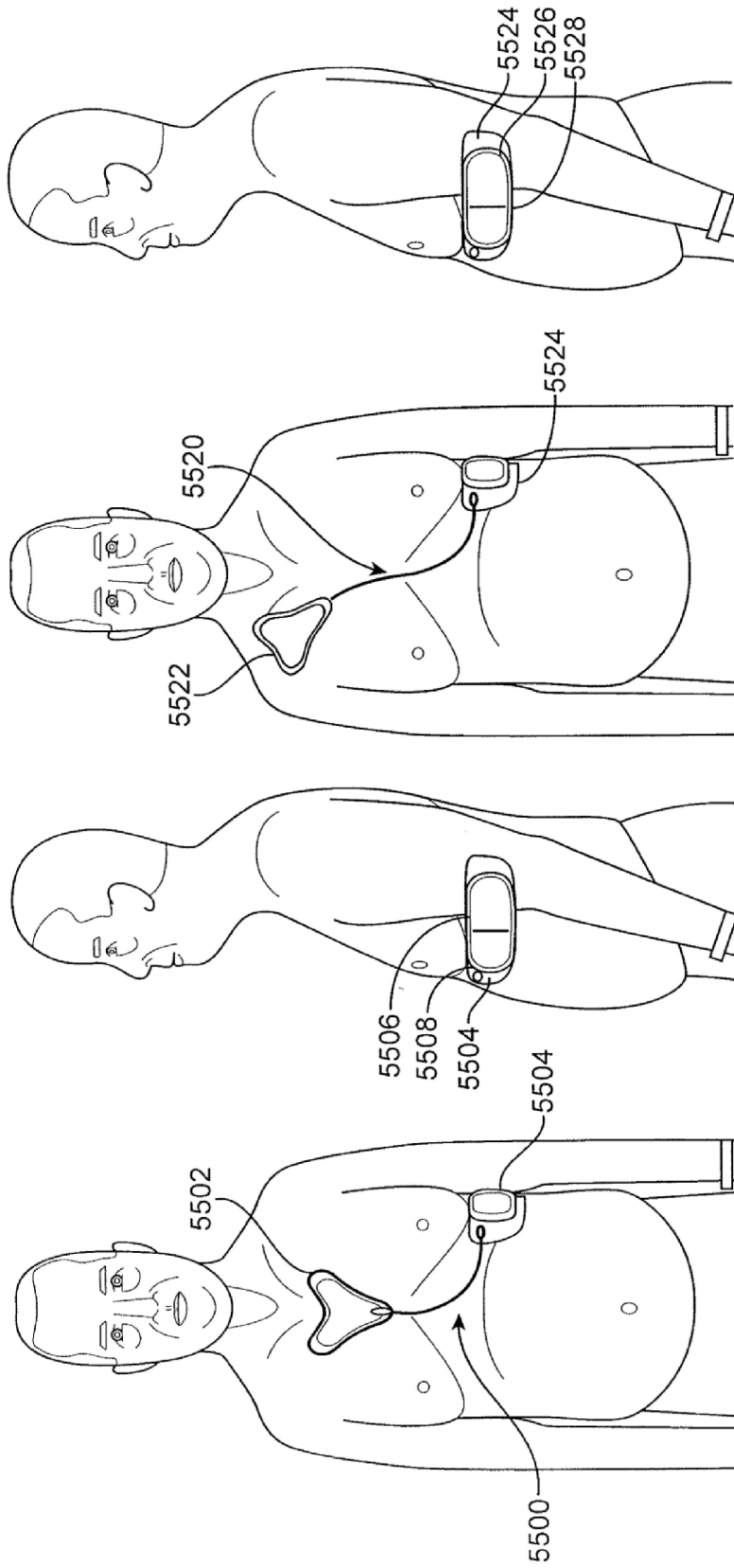


FIG. 55

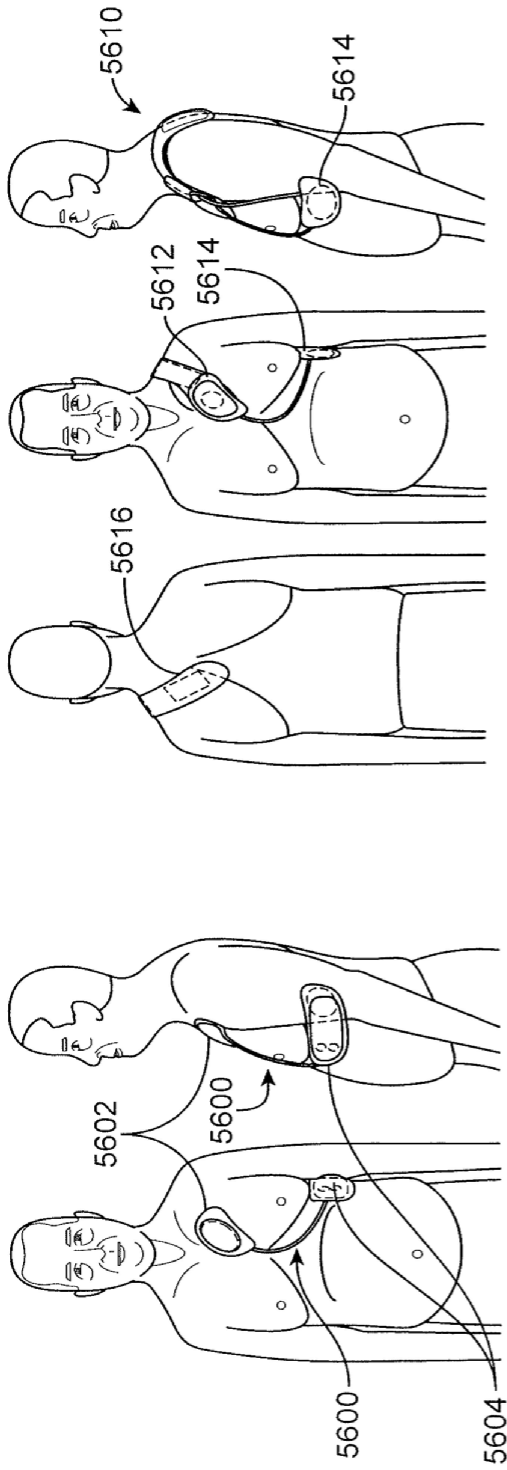


FIG. 56A

FIG. 56B

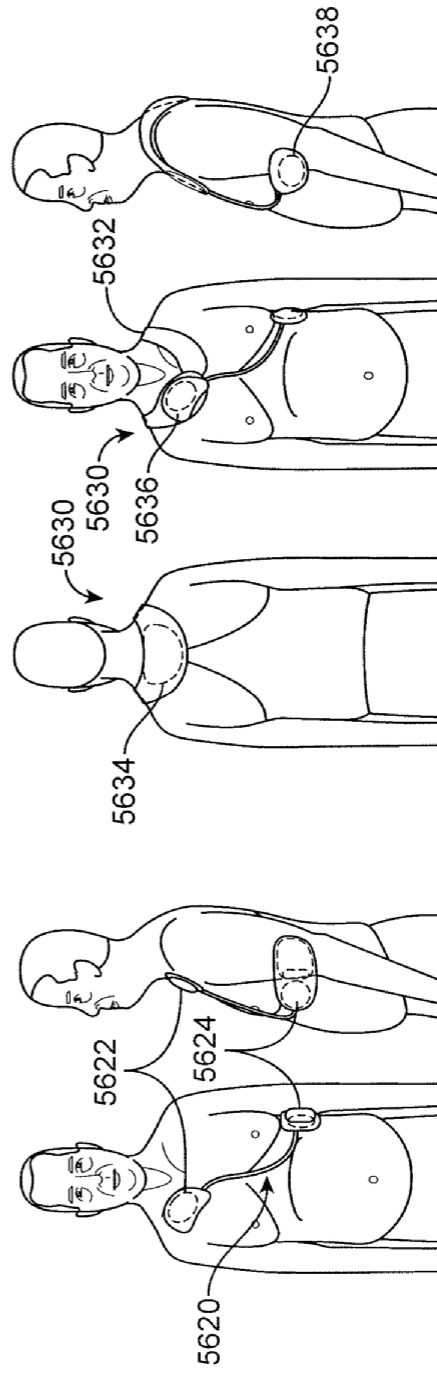


FIG. 56C

FIG. 56D

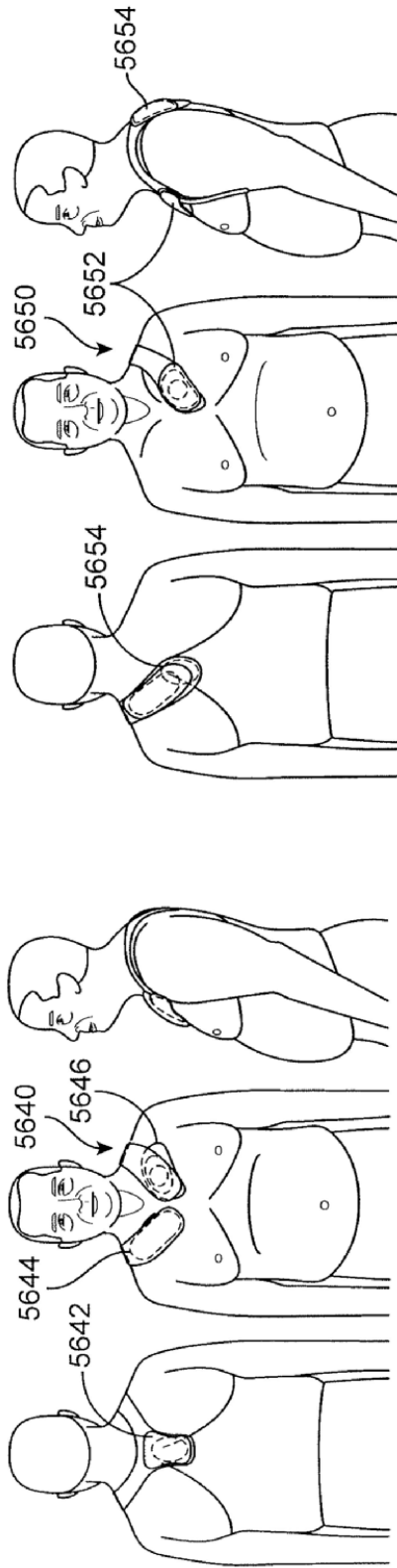


FIG. 56E

FIG. 56F

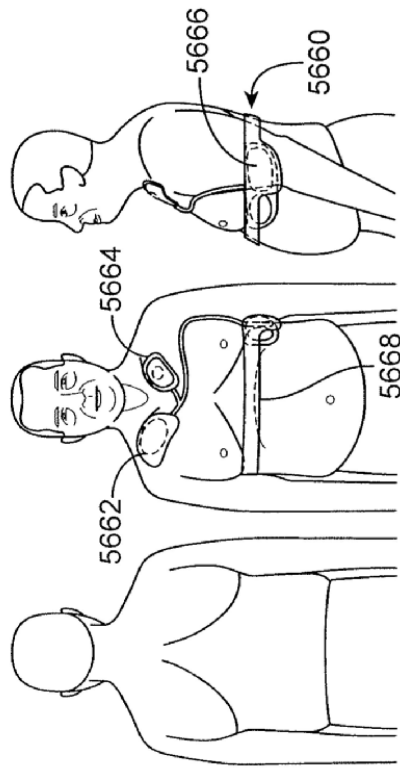


FIG. 56G

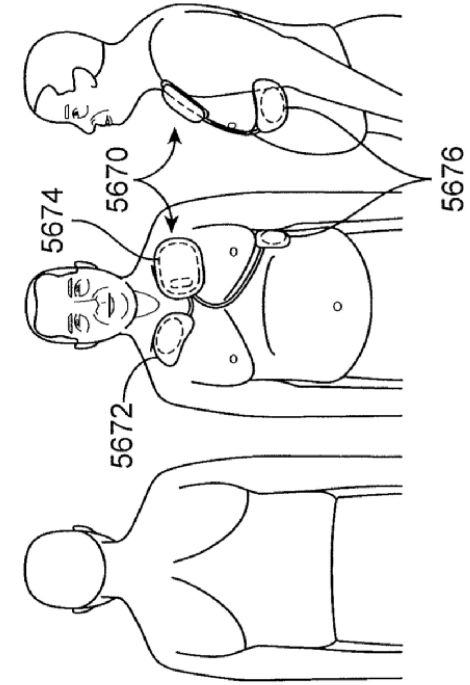


FIG. 56H

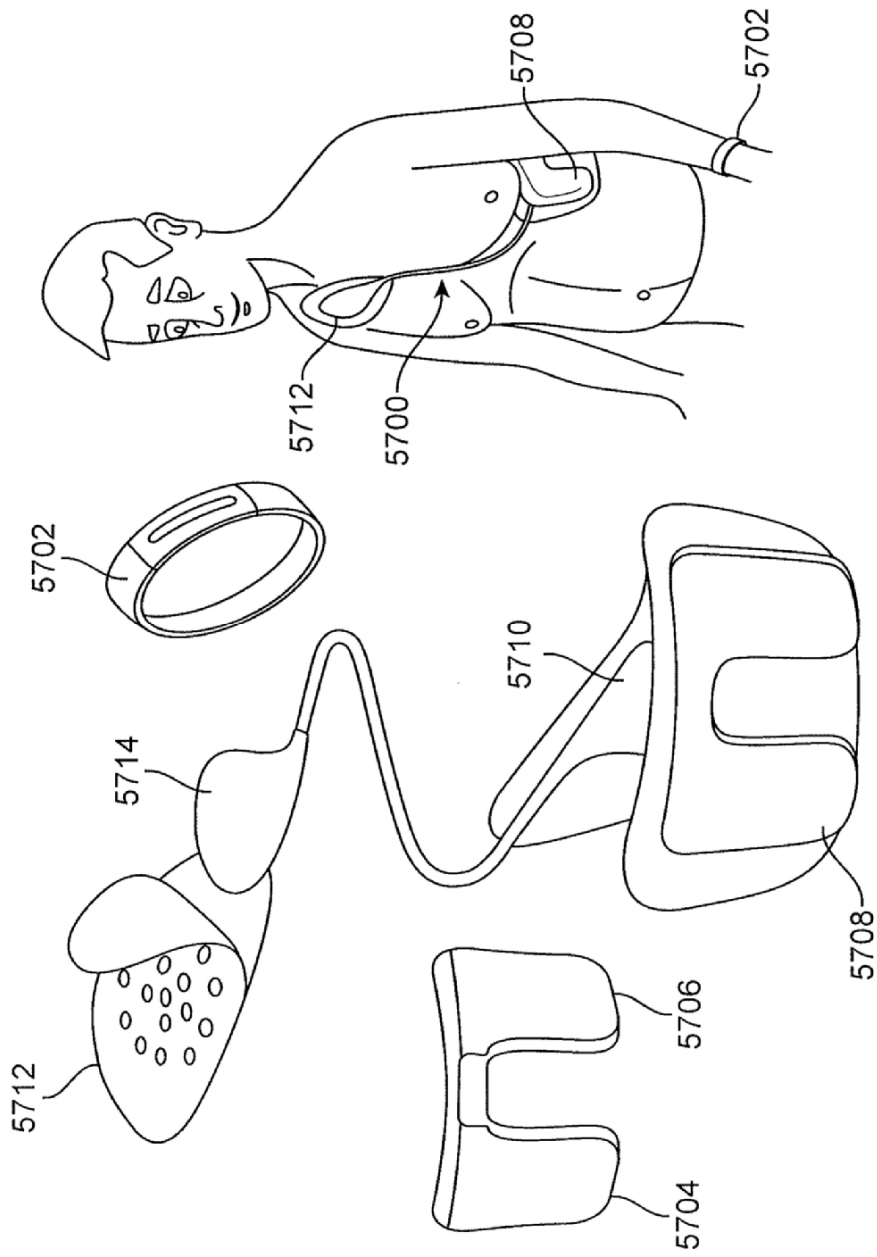


FIG. 57

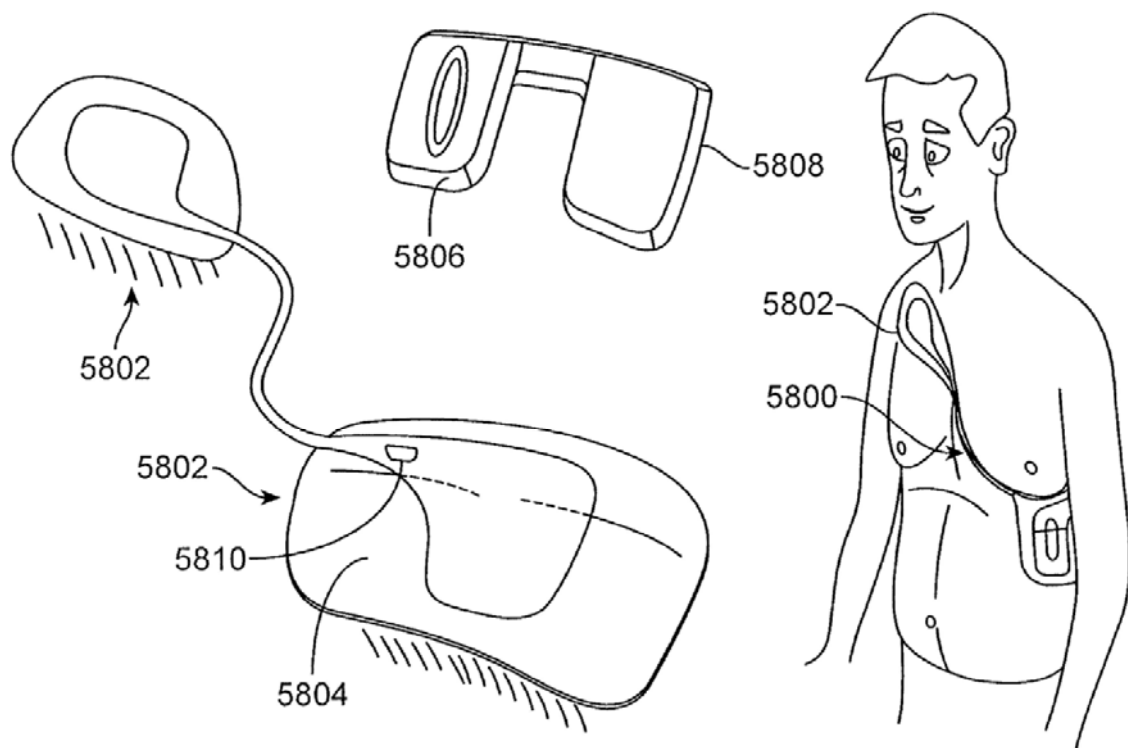


FIG. 58

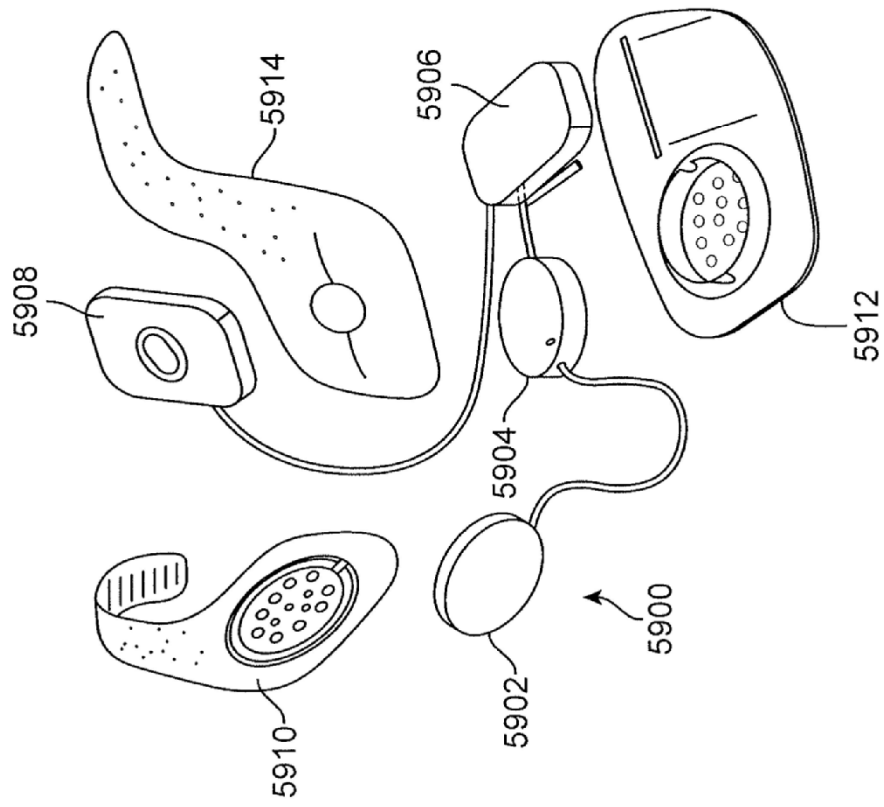
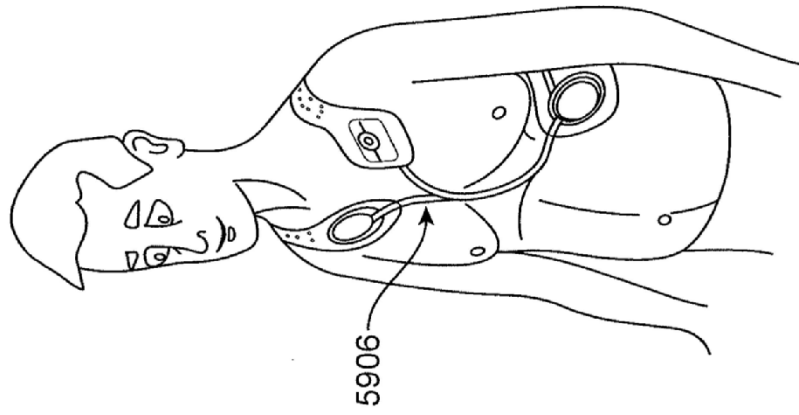


FIG. 59

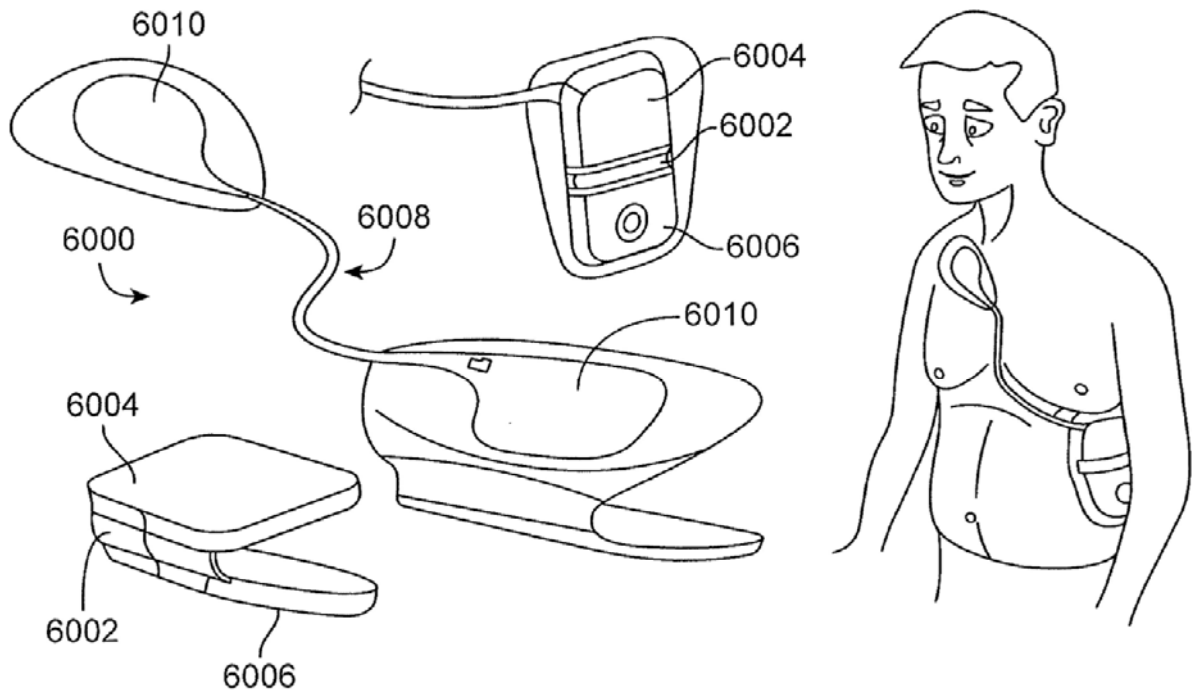


FIG. 60

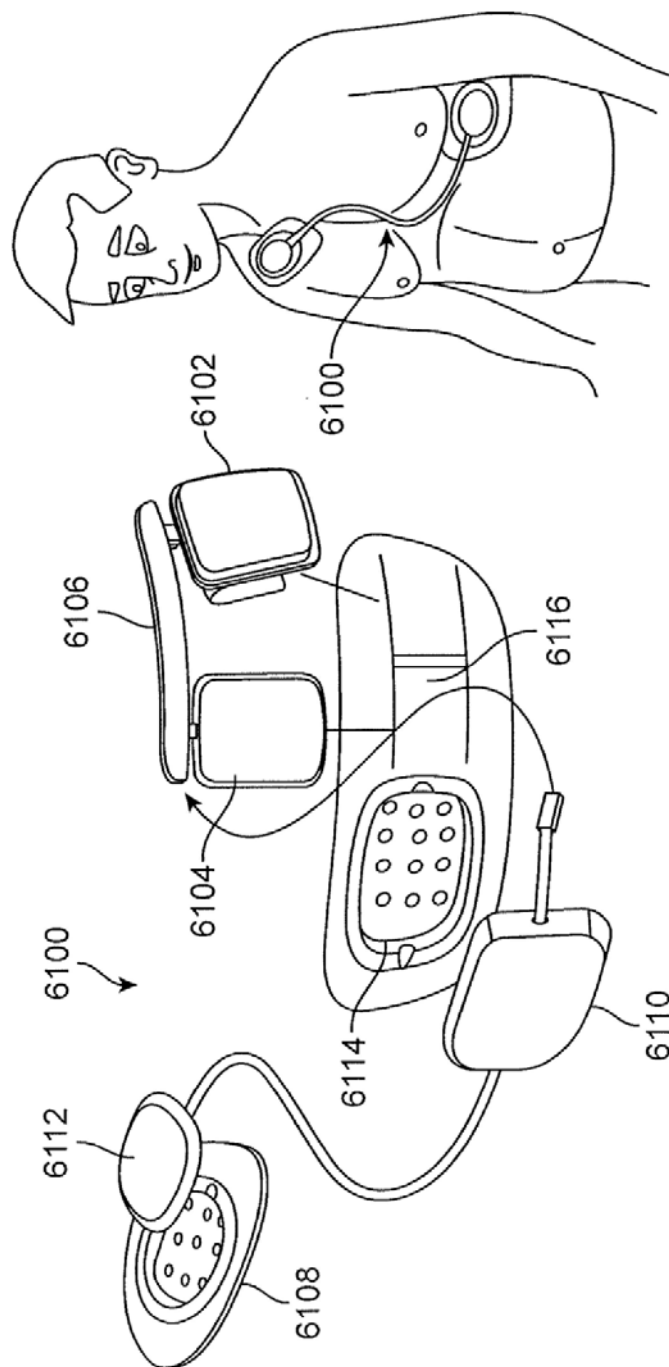


FIG. 61

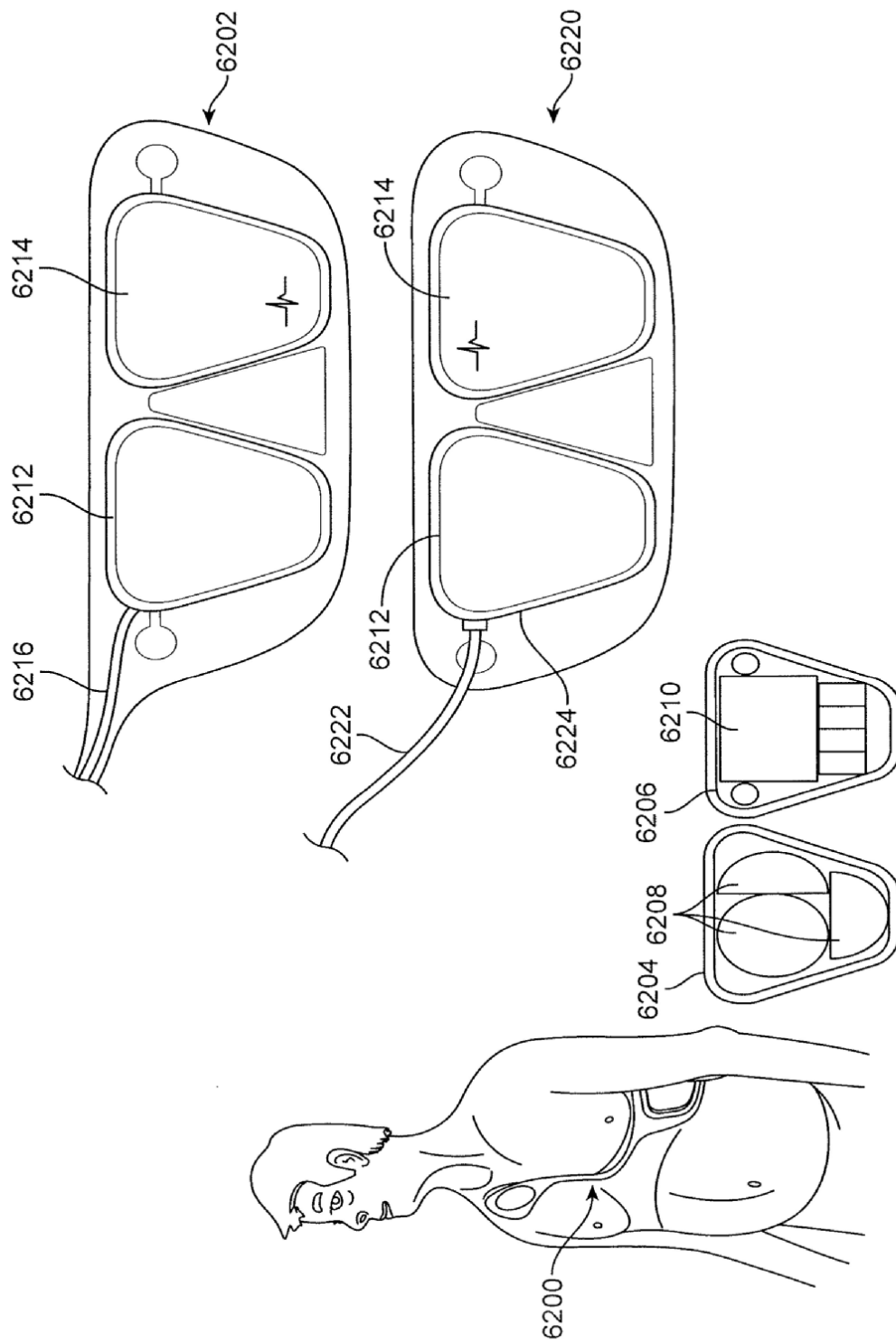


FIG. 62

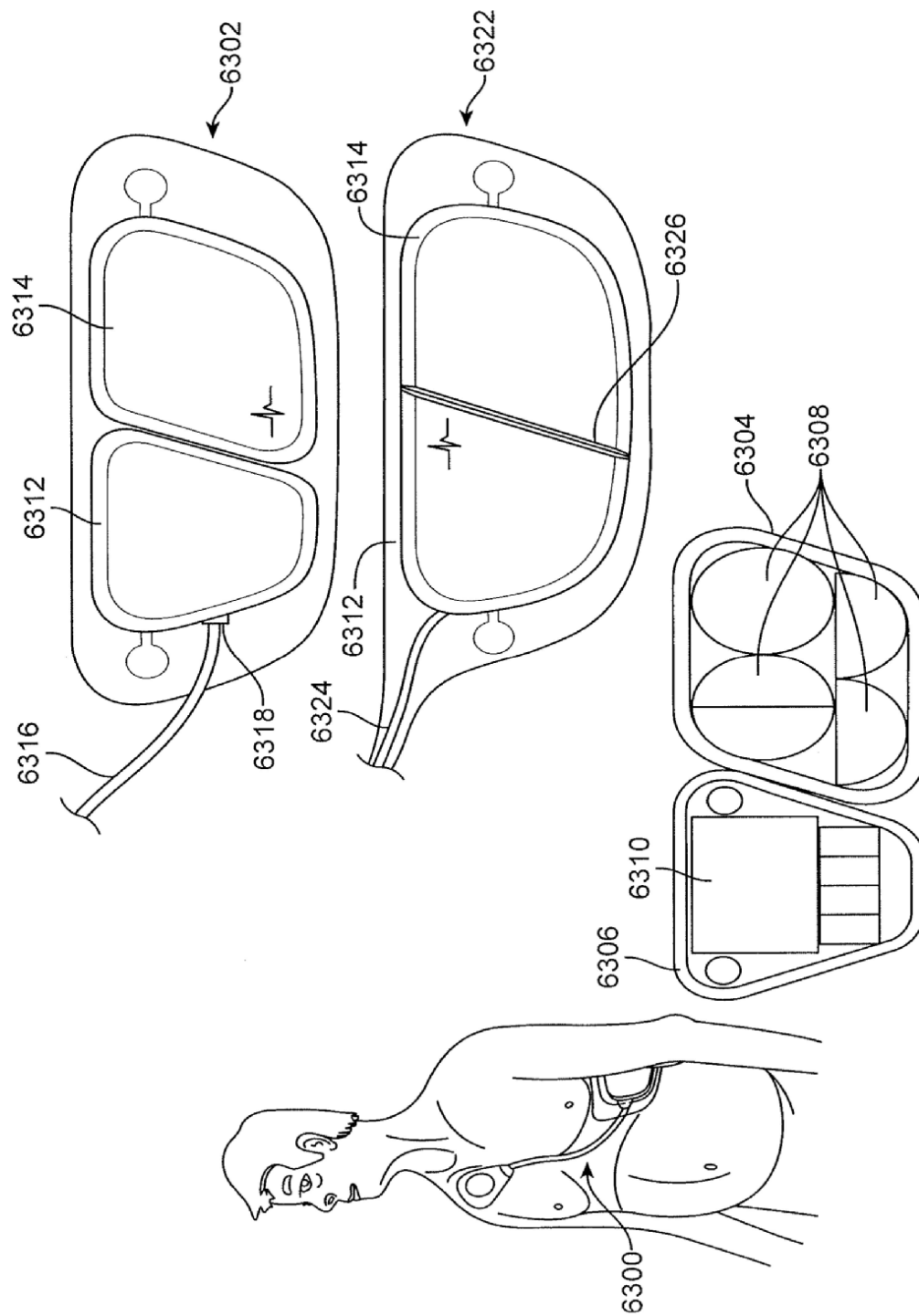


FIG. 63

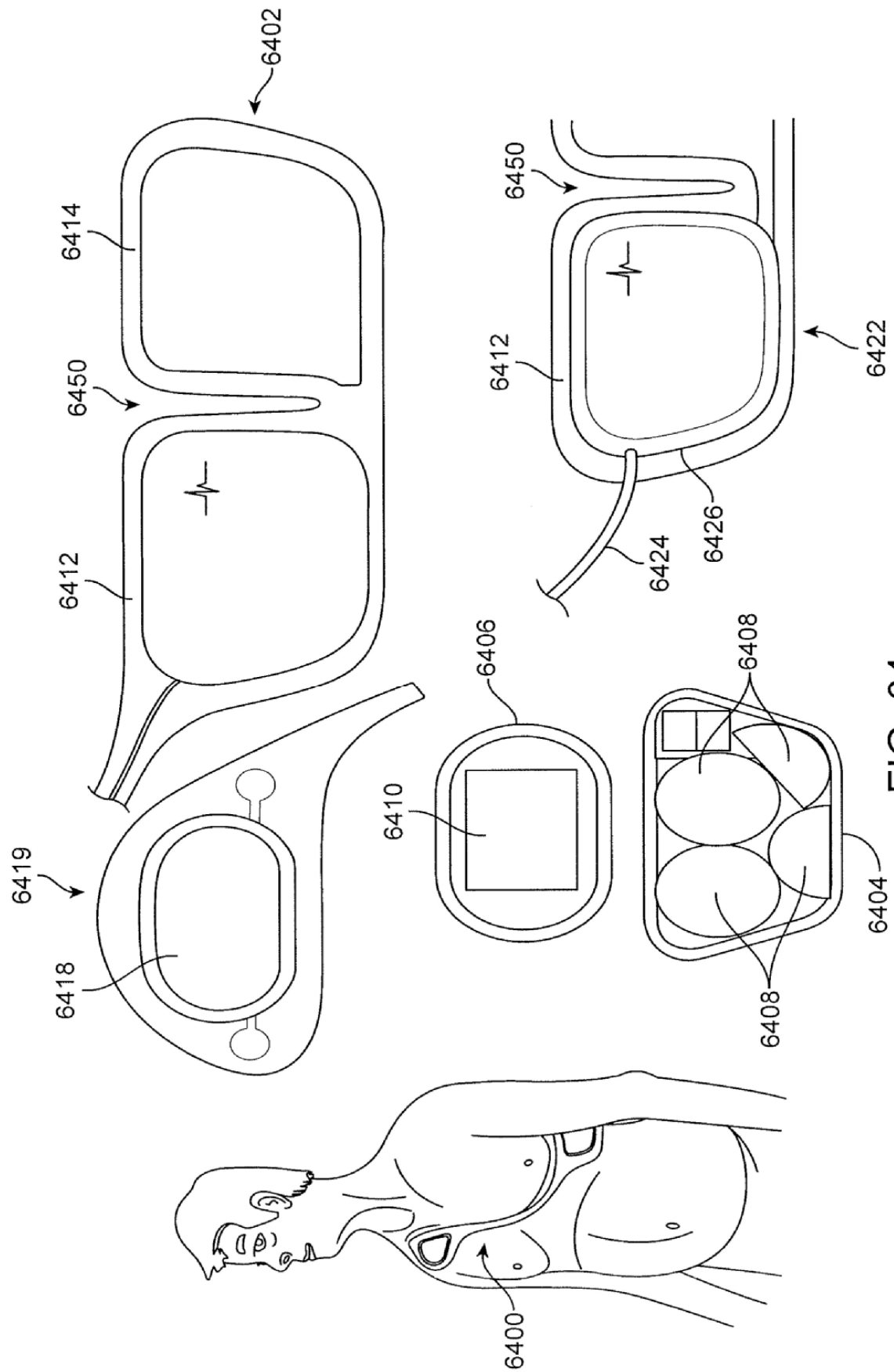


FIG. 64

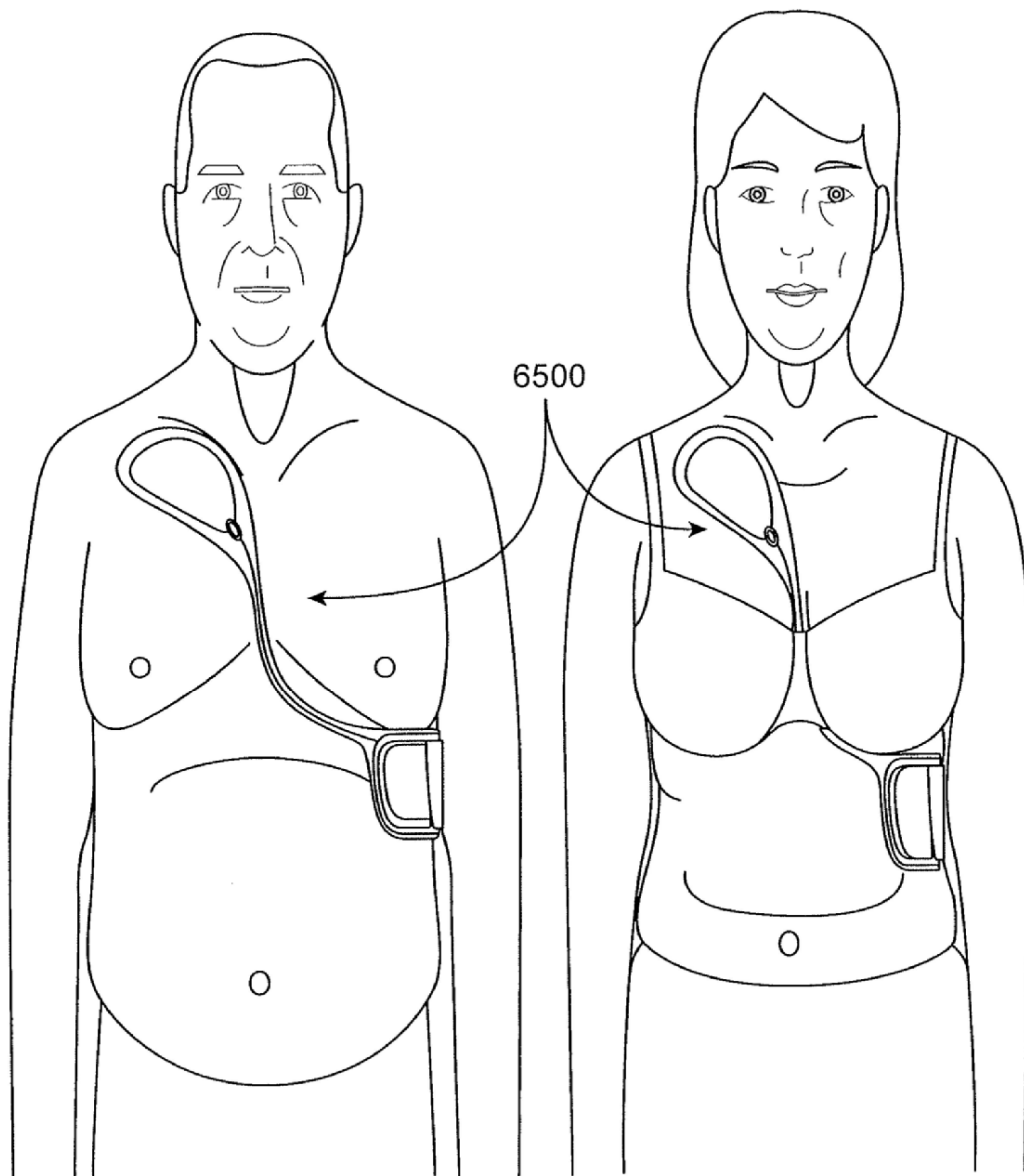


FIG. 65

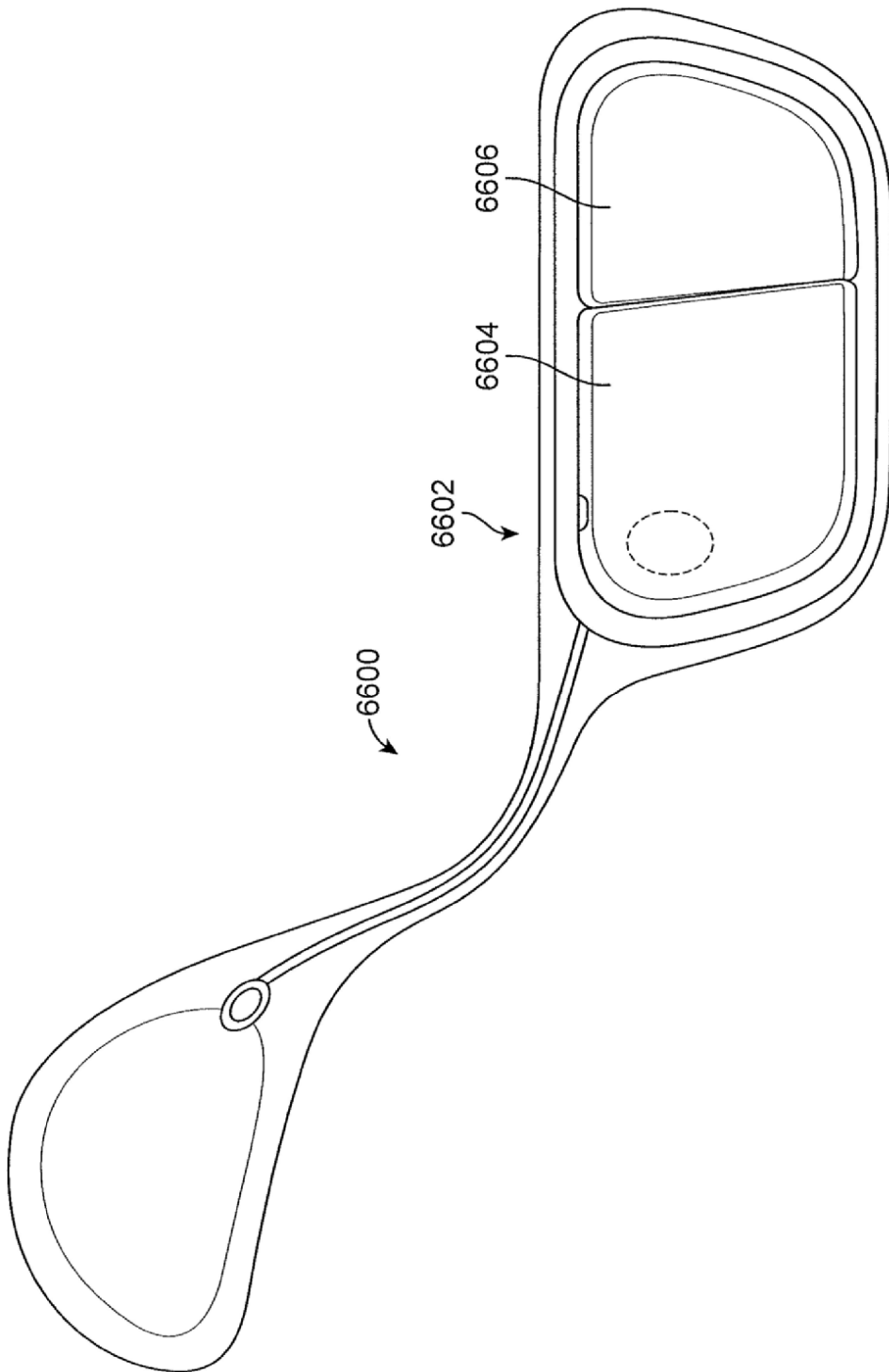


FIG. 66

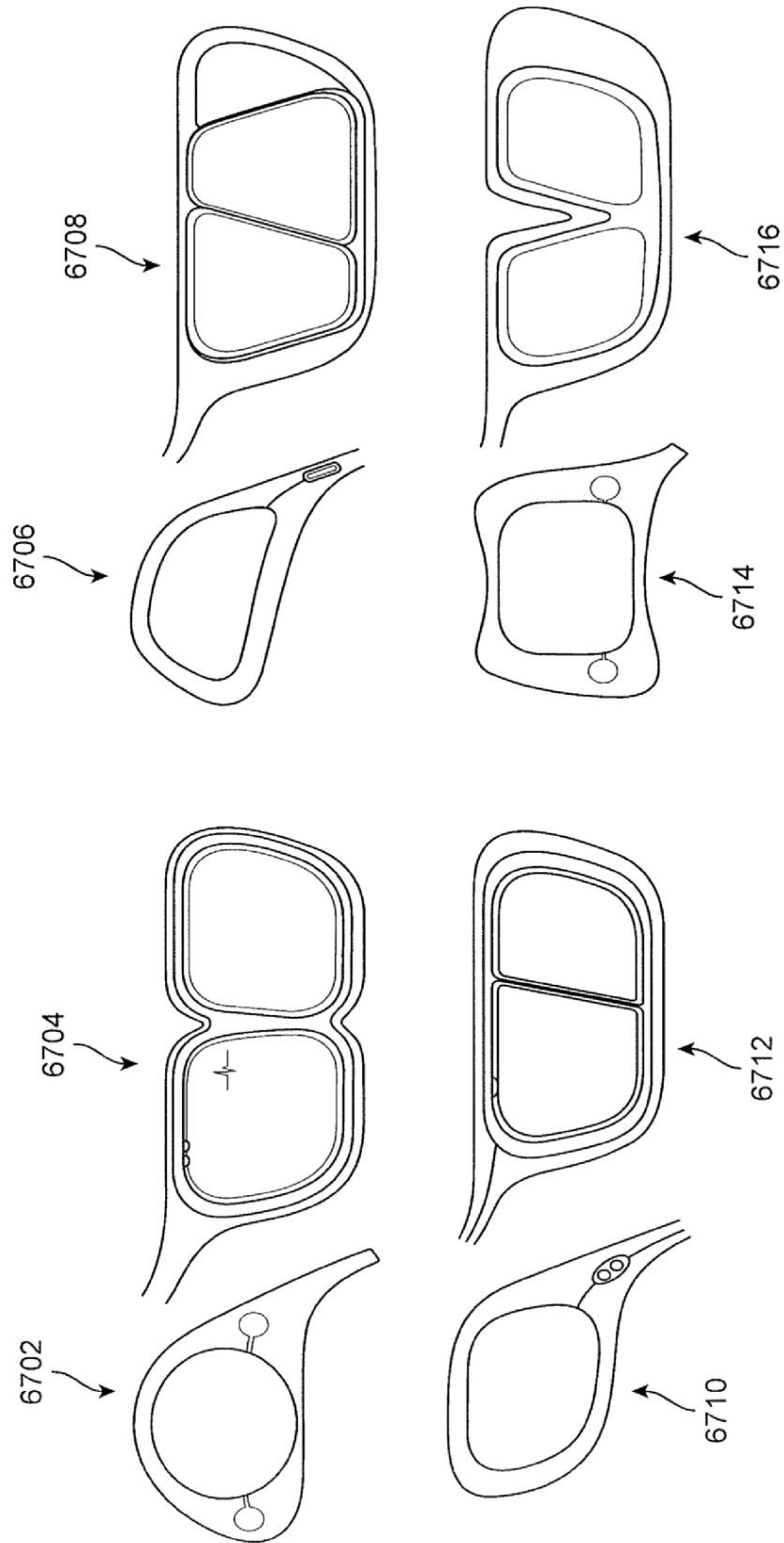


FIG. 67

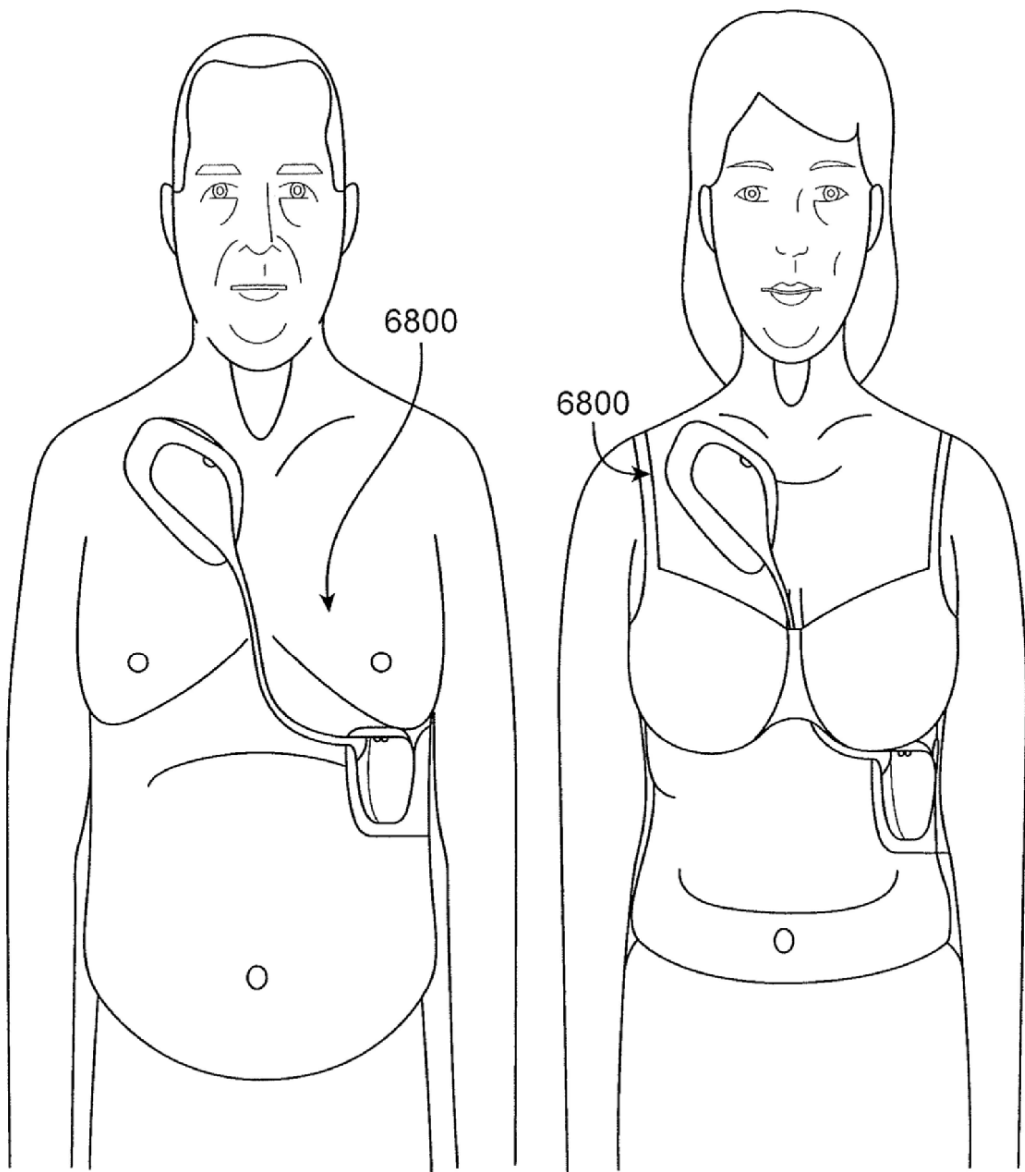


FIG. 68

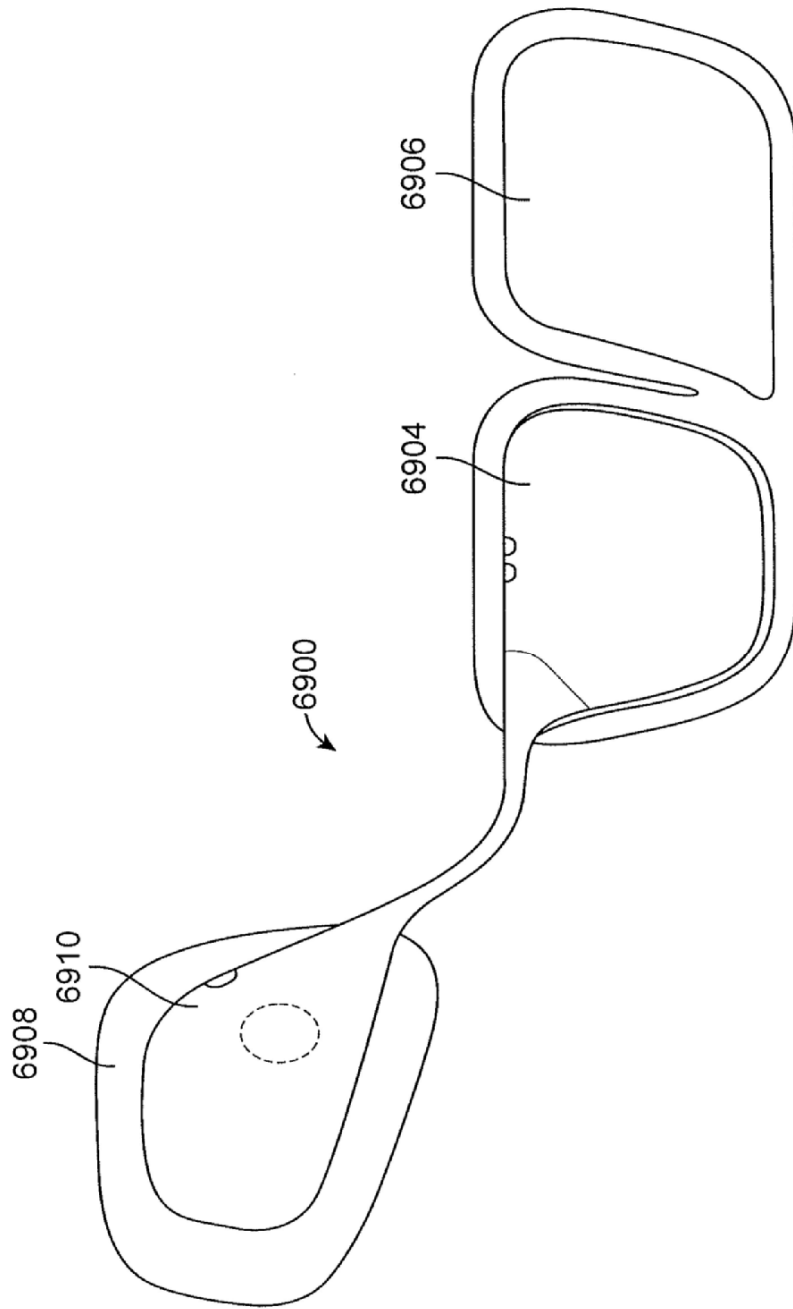


FIG. 69

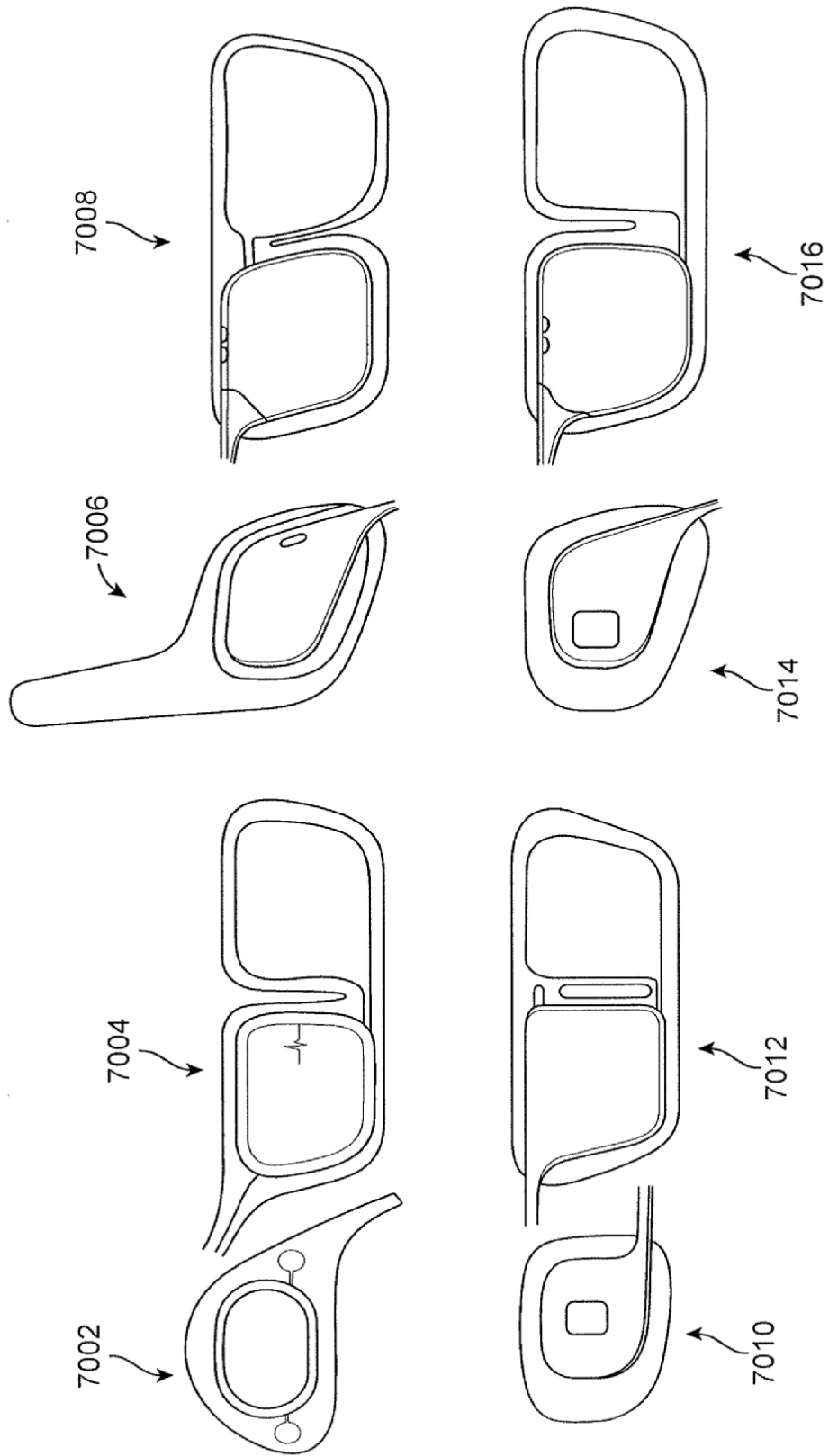


FIG. 70

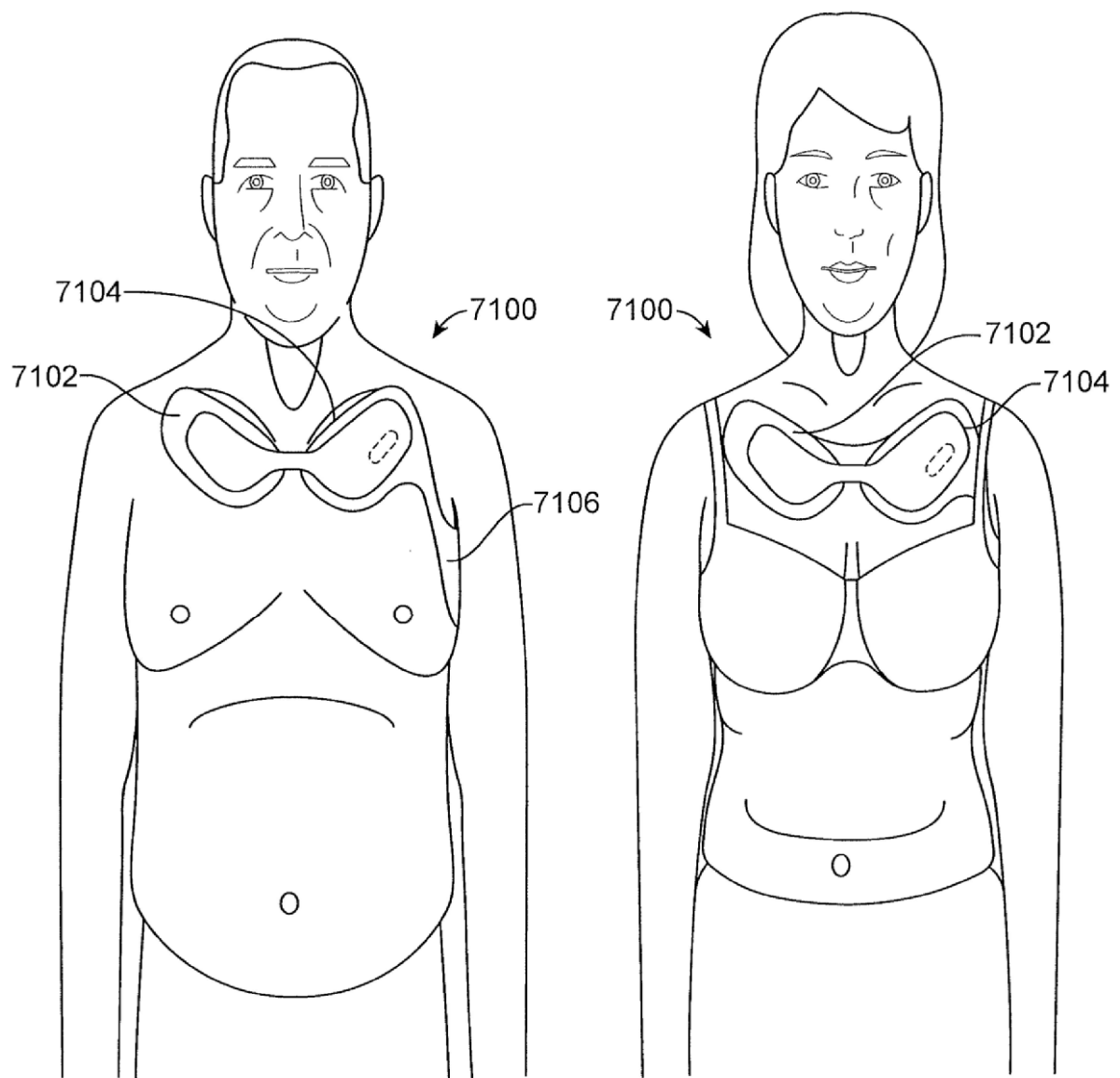


FIG. 71

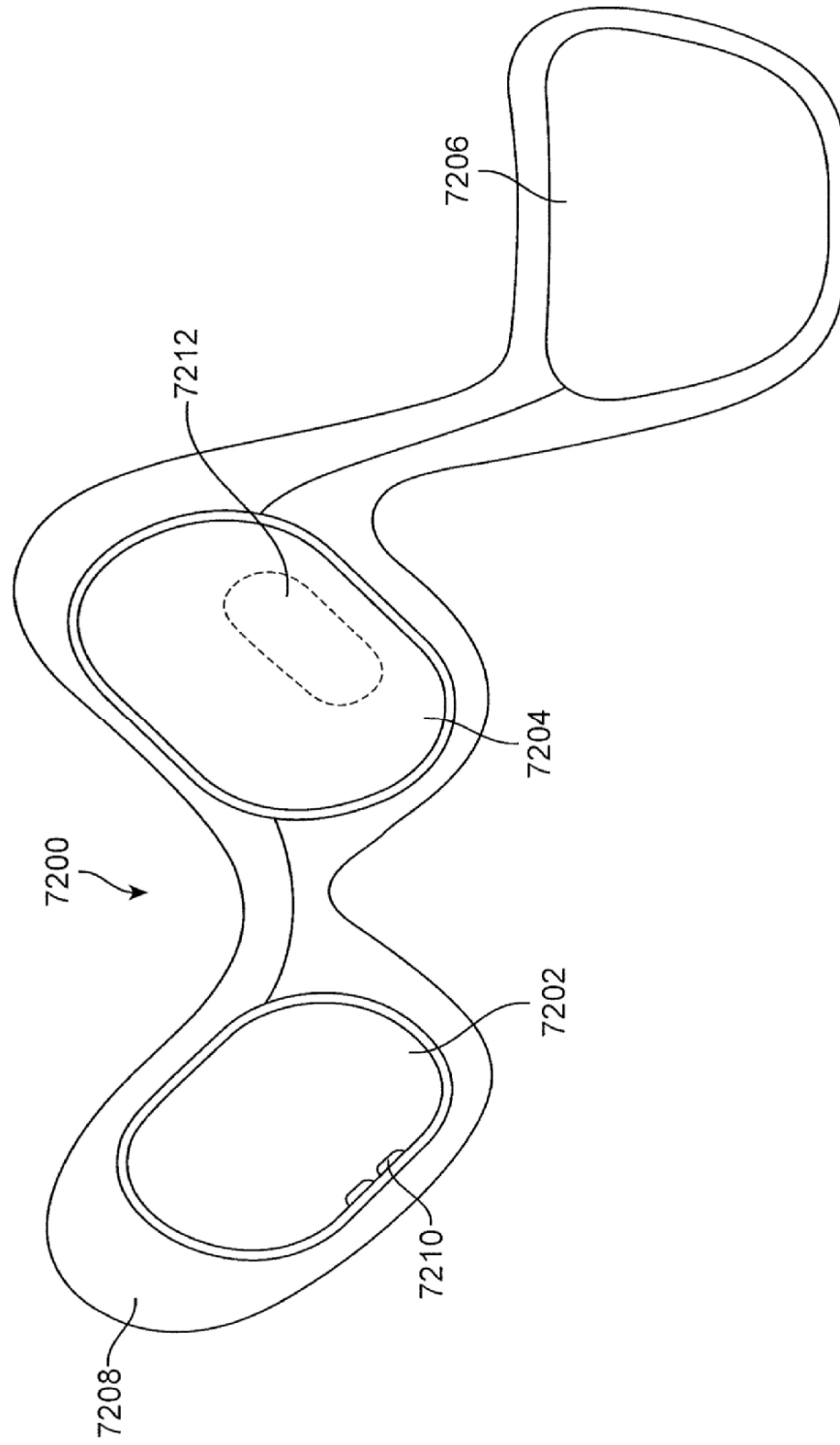


FIG. 72

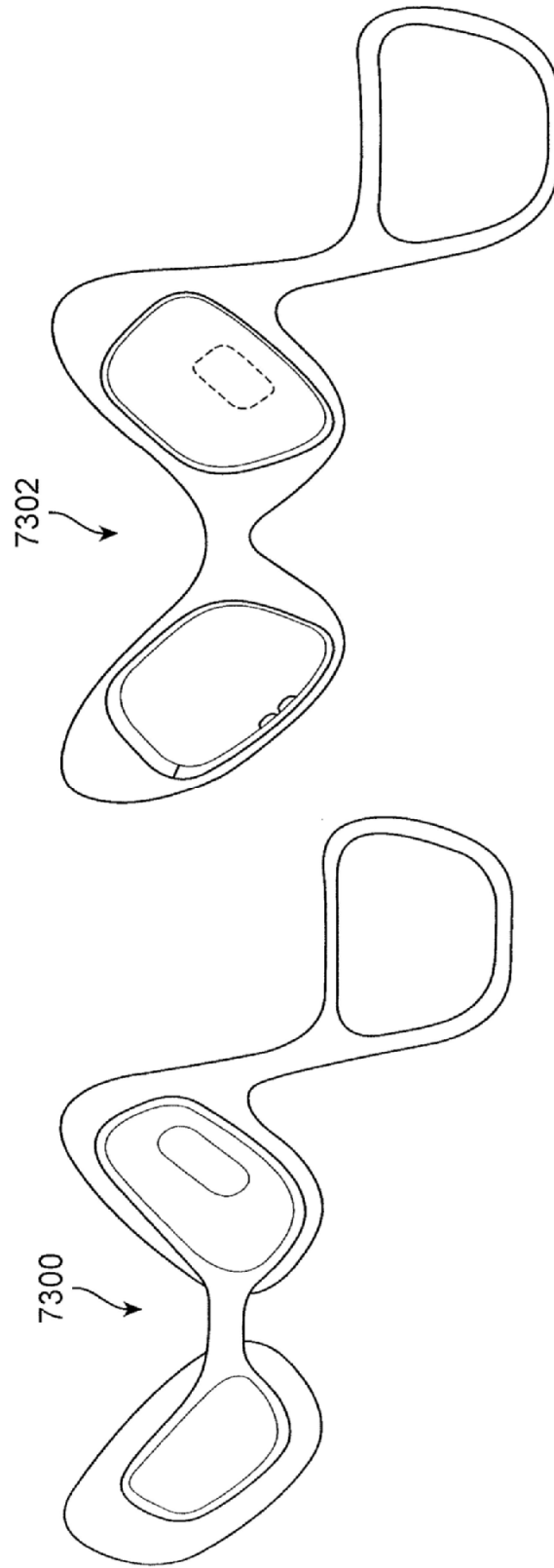


FIG. 73

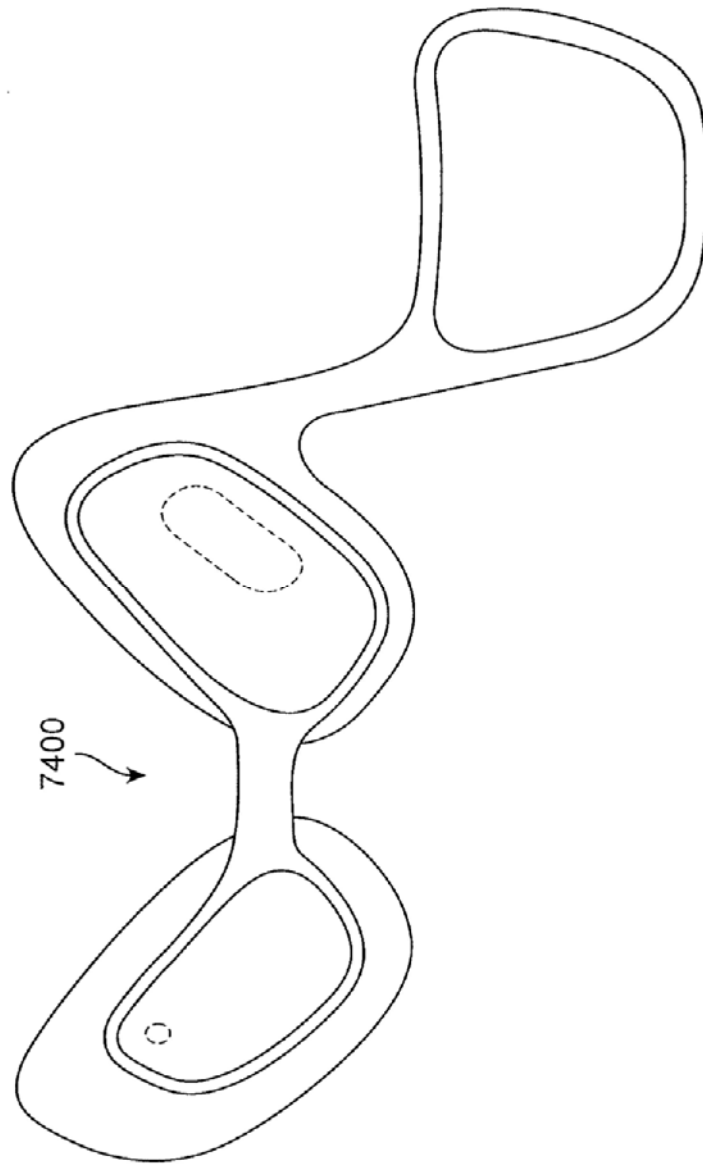


FIG. 74

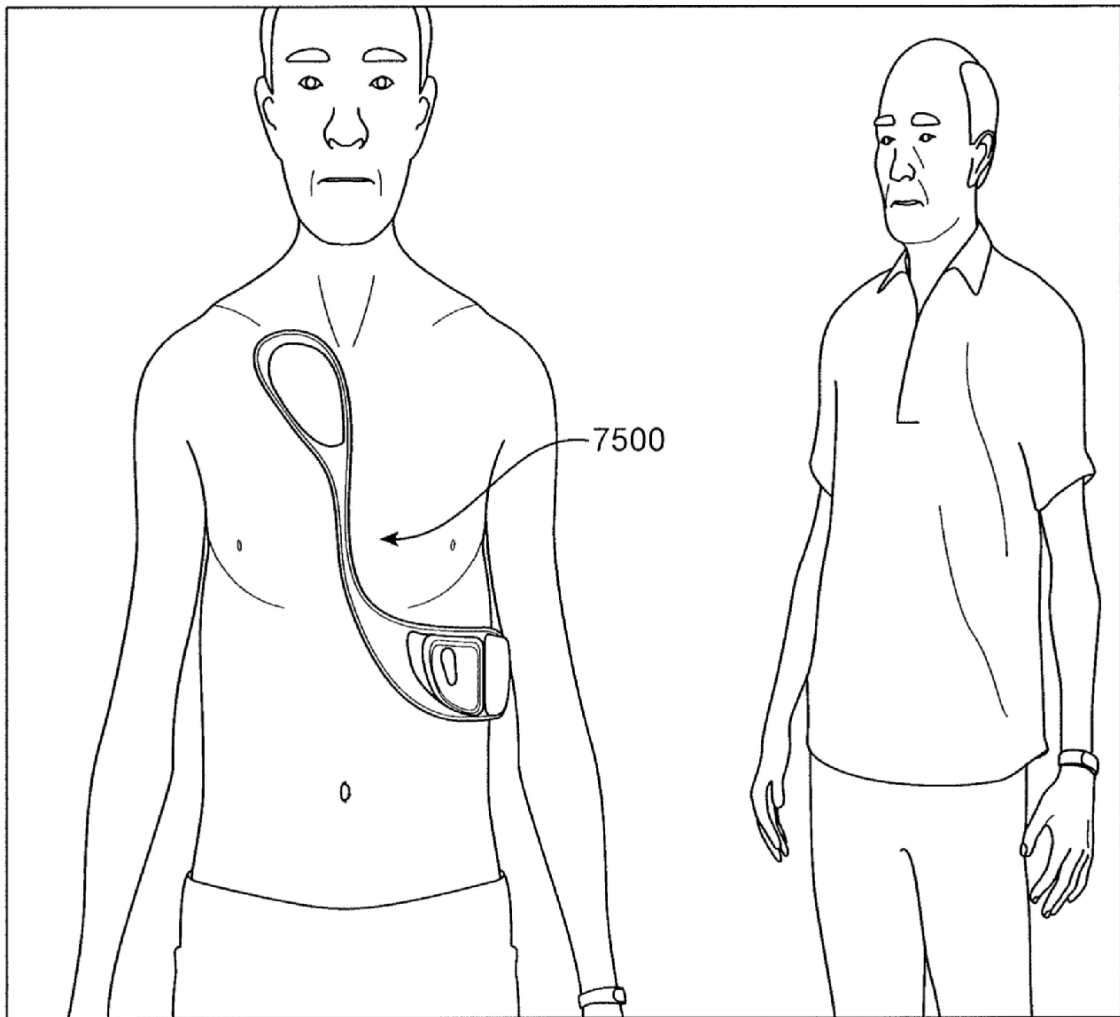


FIG. 75

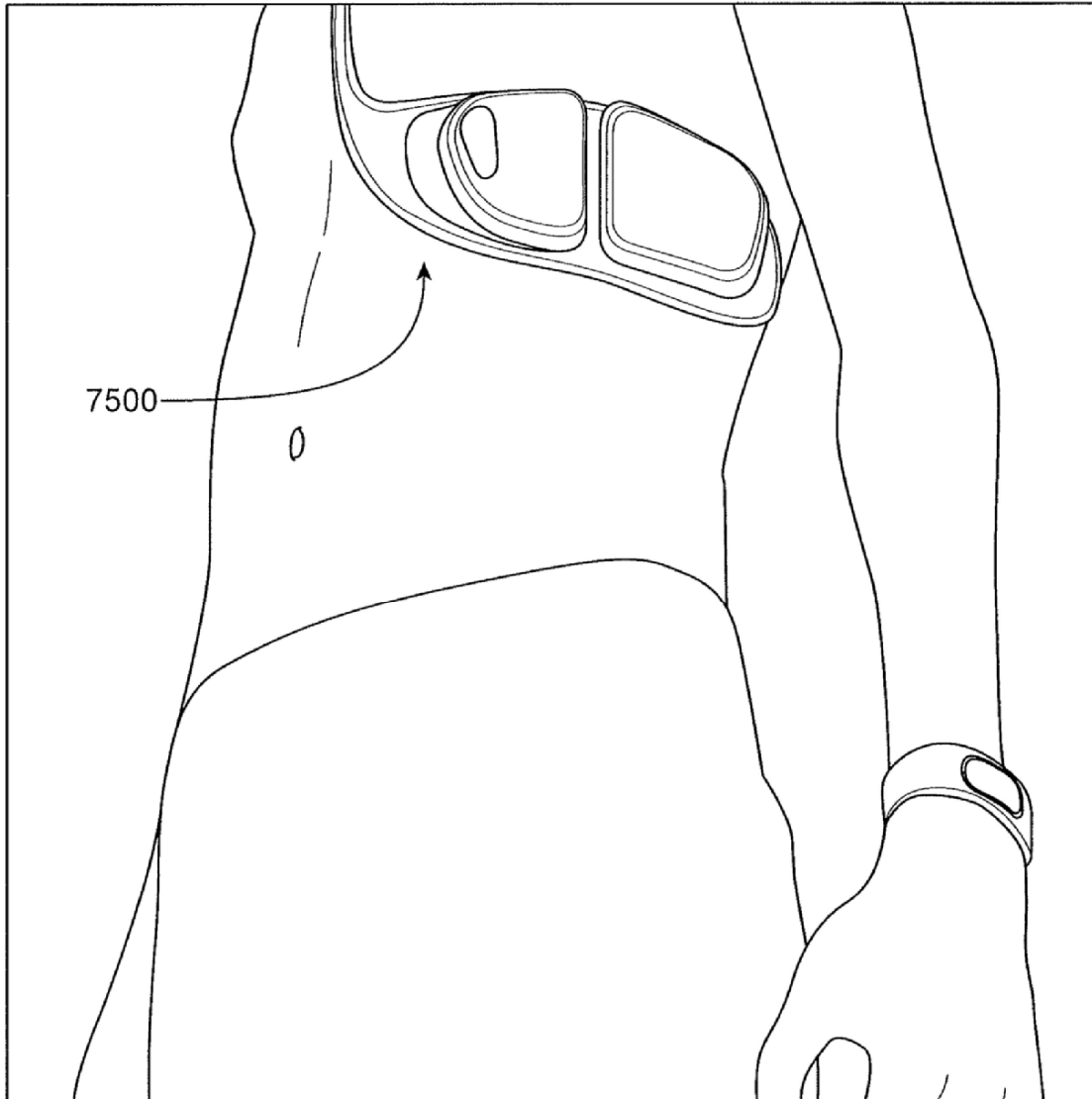


FIG. 76

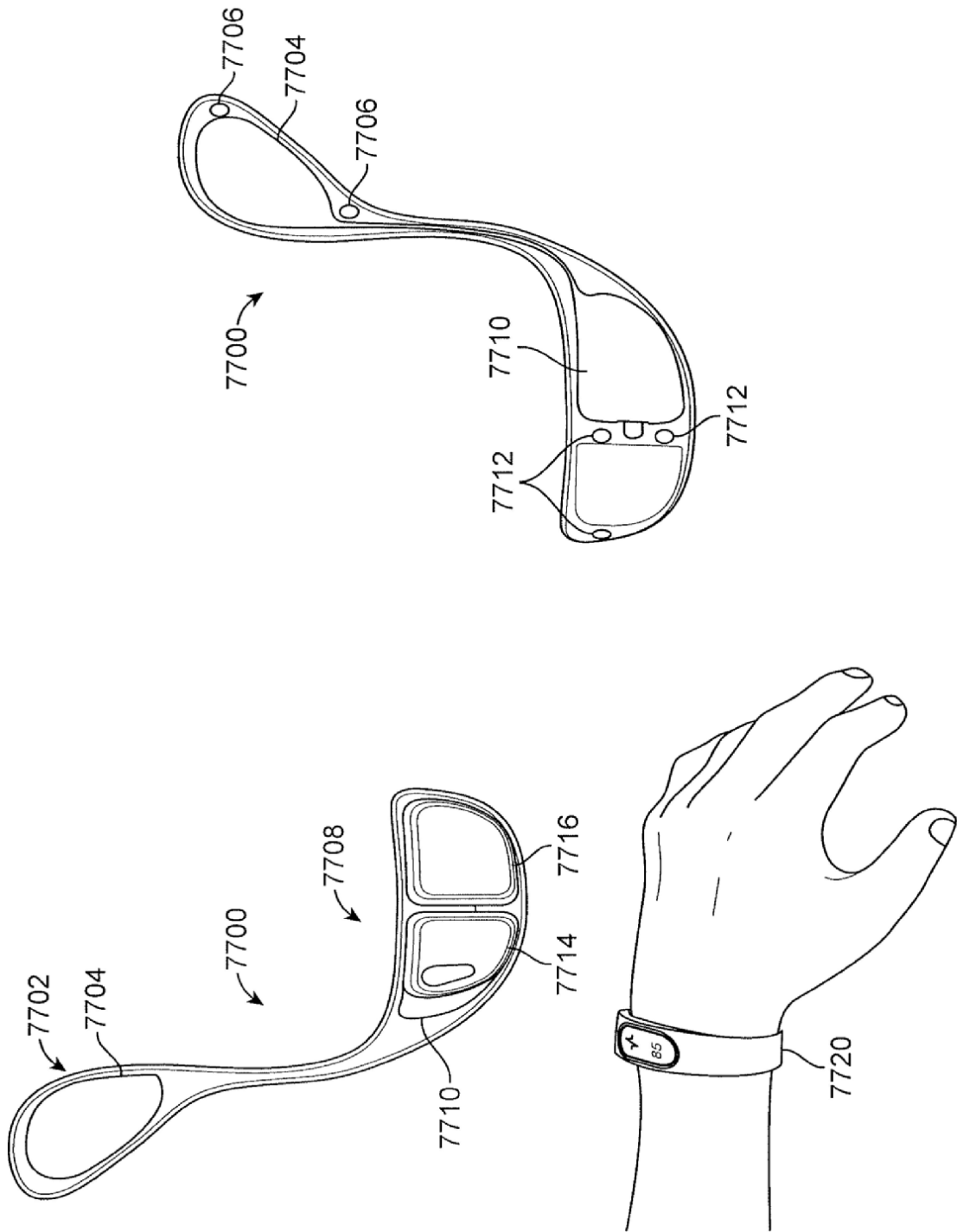


FIG. 77

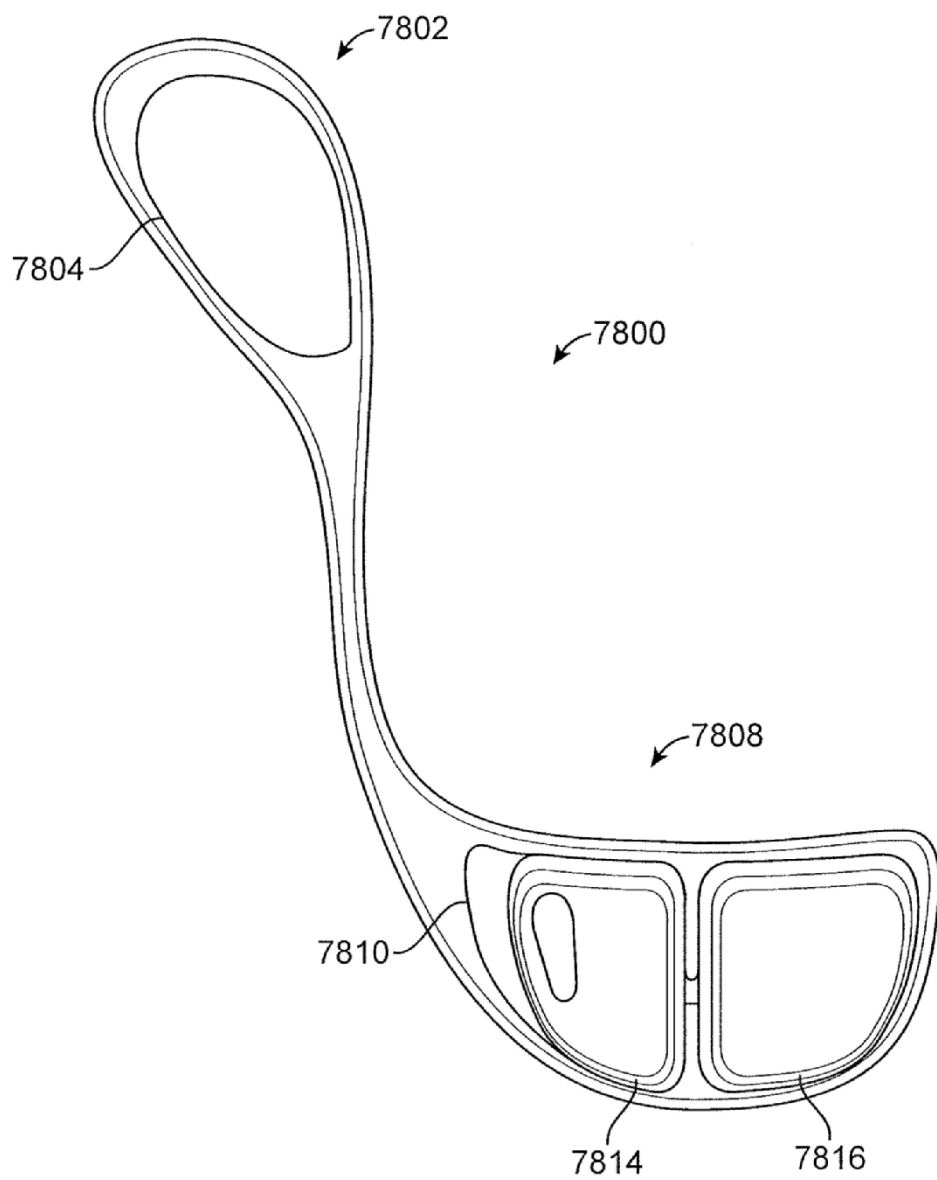


FIG. 78

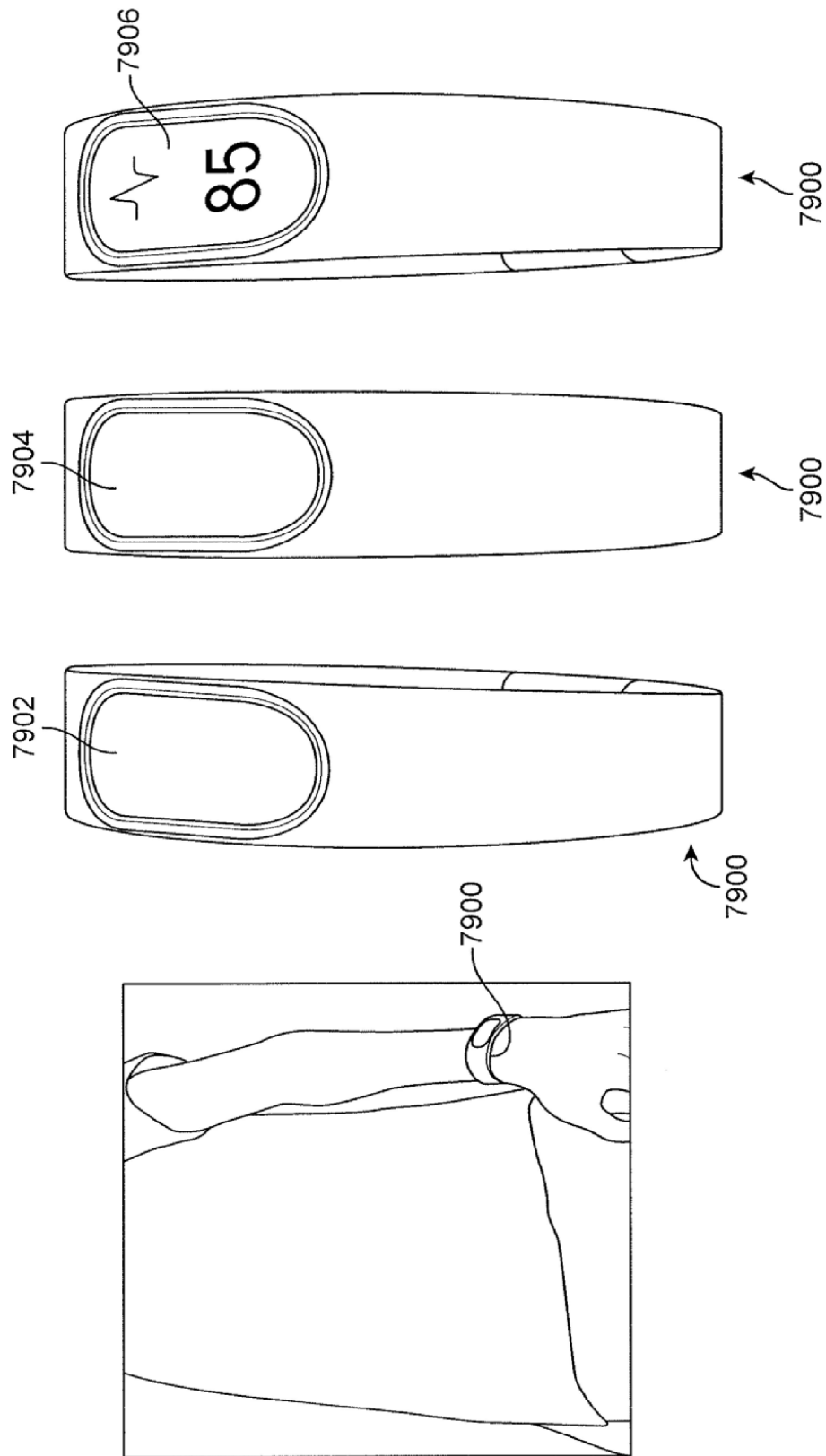


FIG. 79

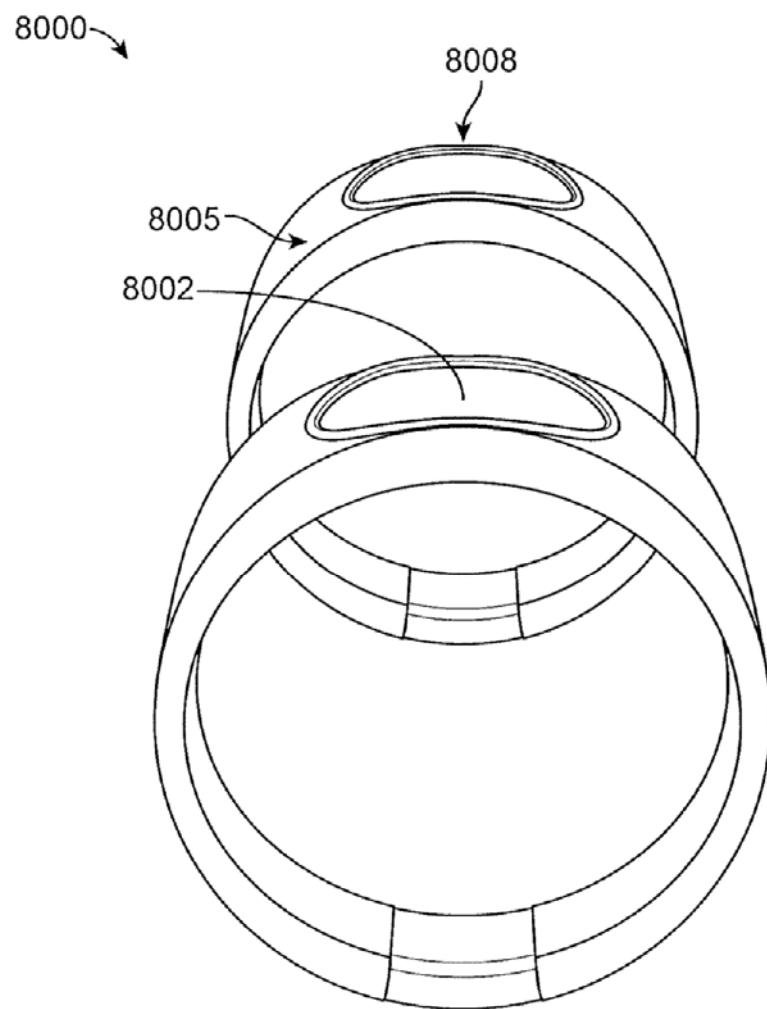


FIG. 80

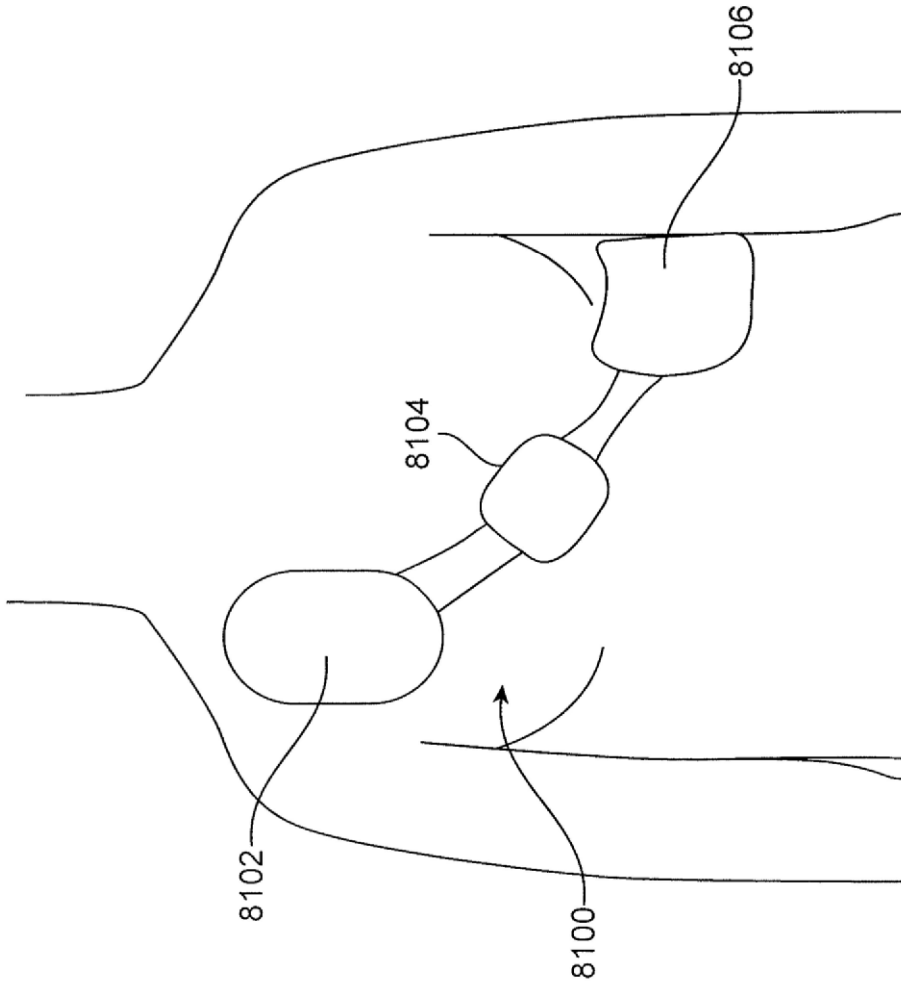


FIG. 81A

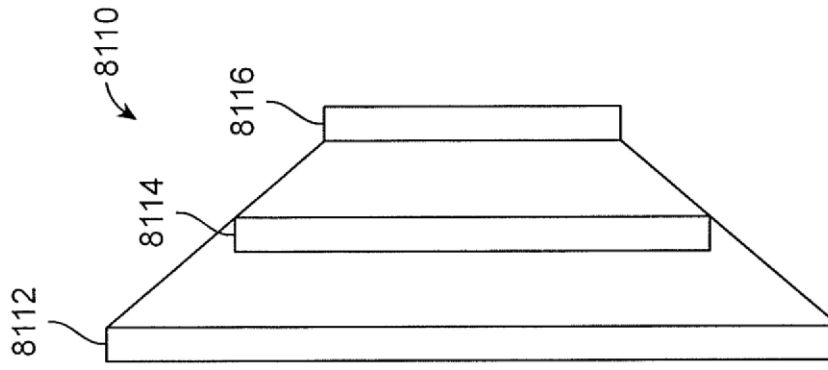


FIG. 81B

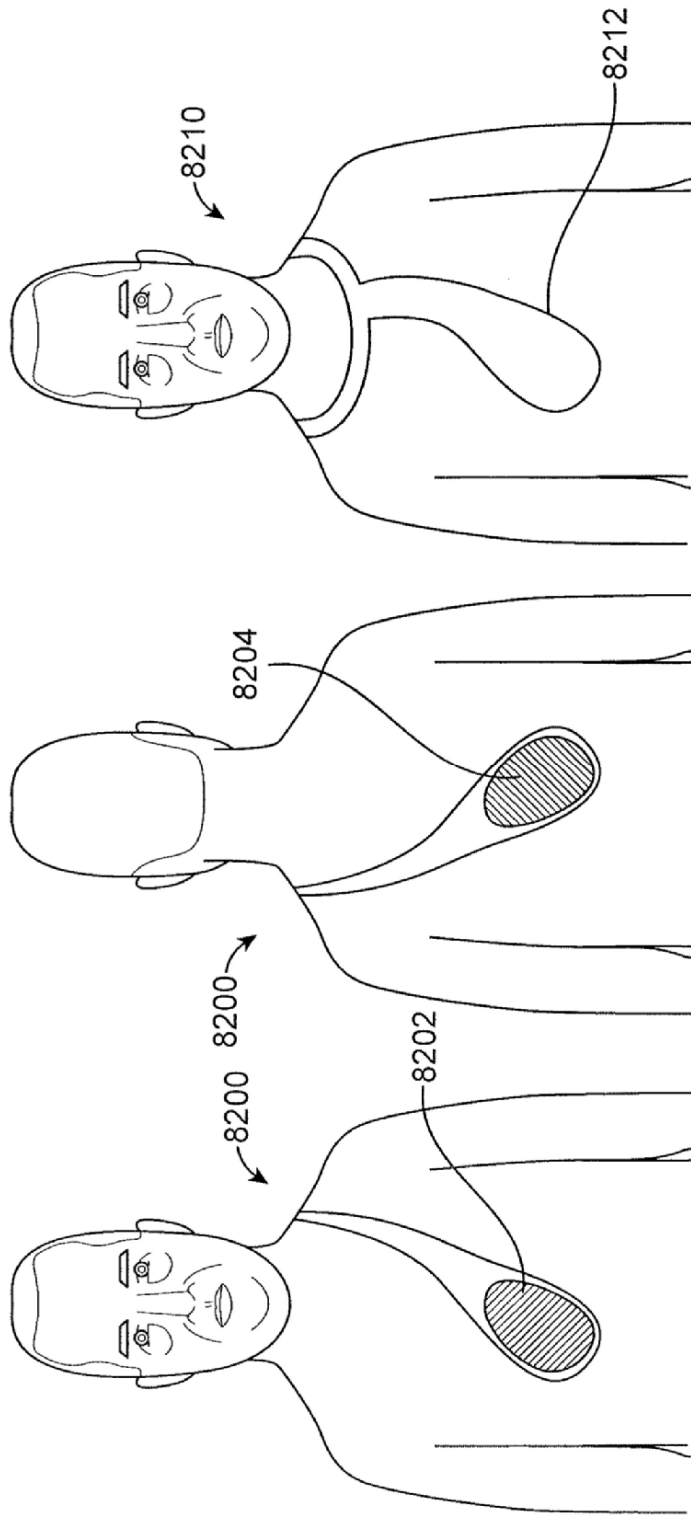


FIG. 82

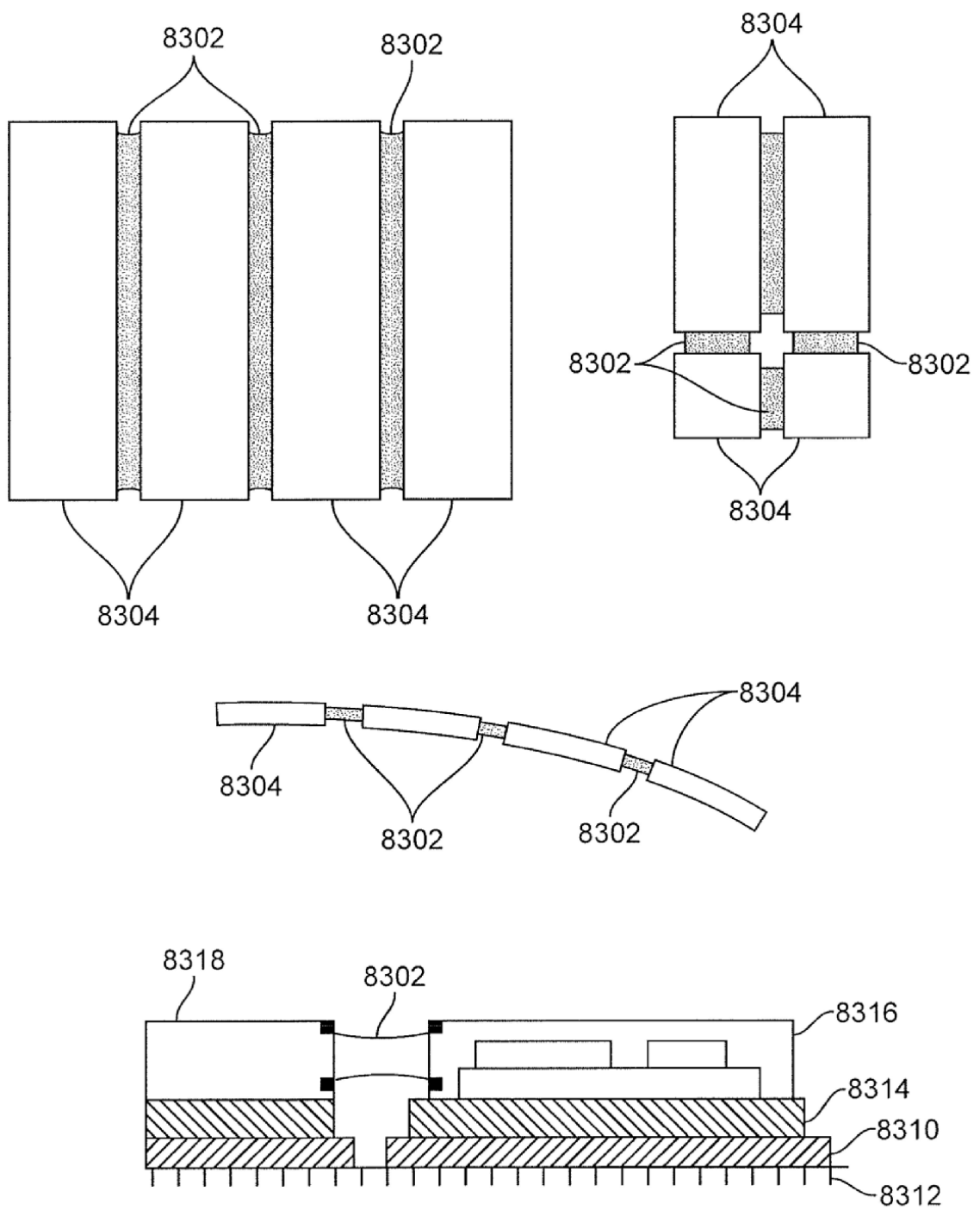


FIG. 83

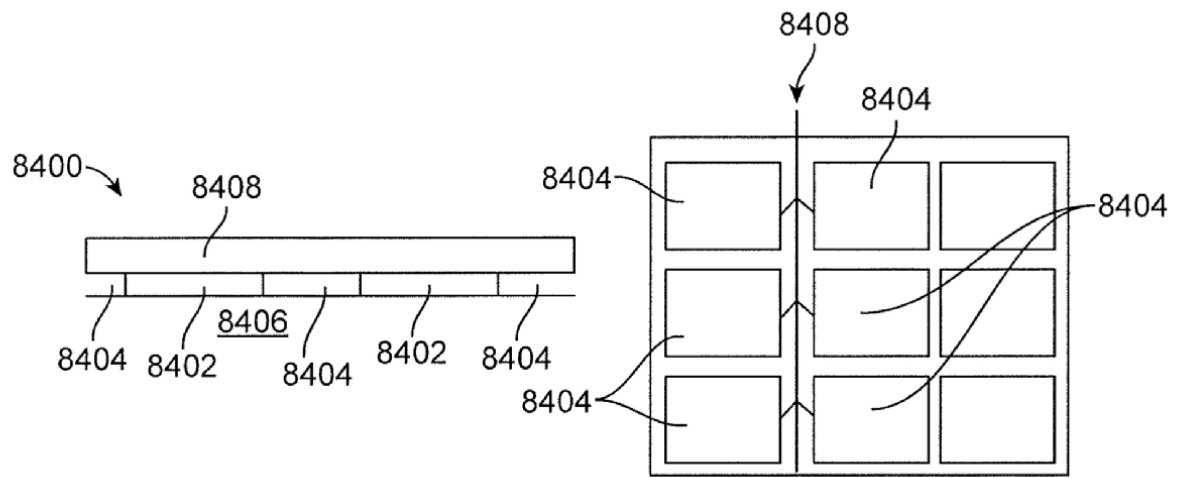


FIG. 84A

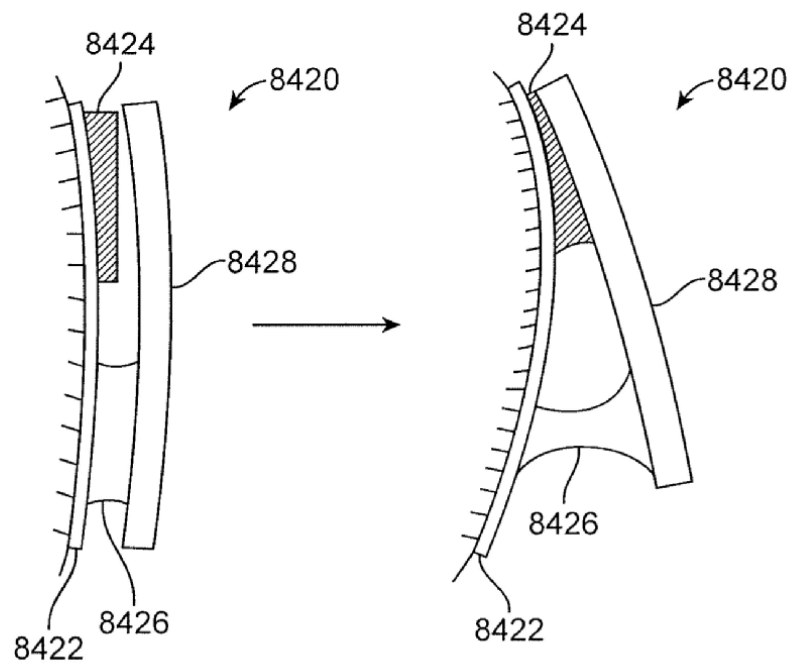


FIG. 84B

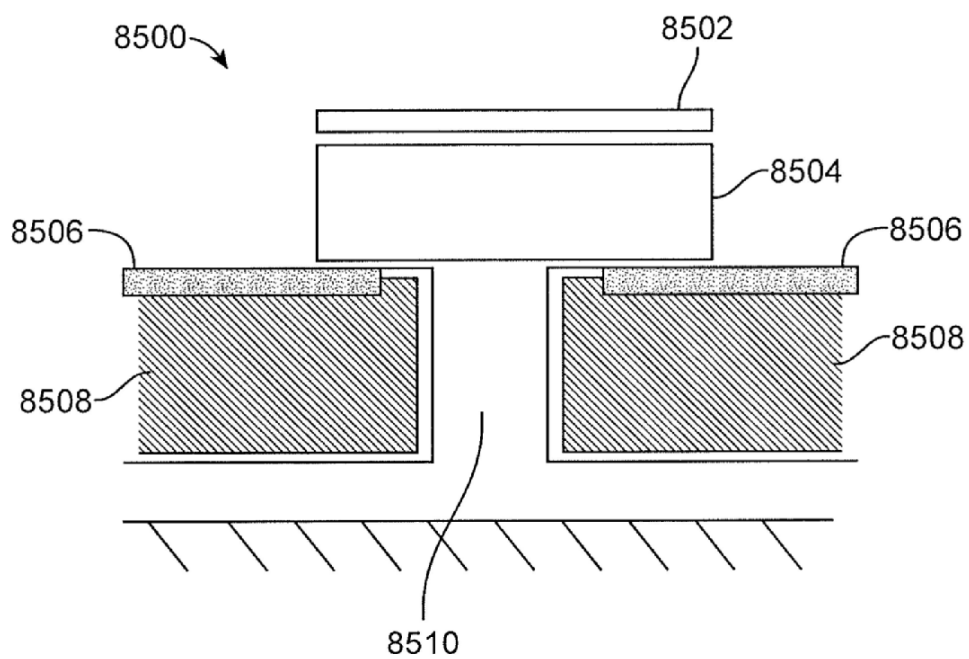


FIG. 85A

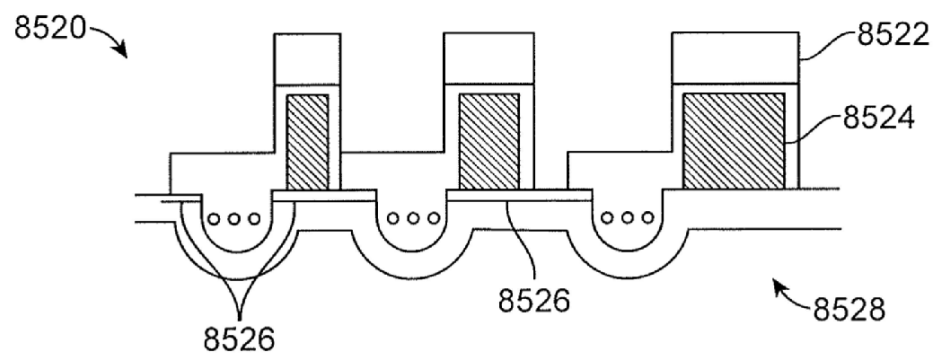


FIG. 85B

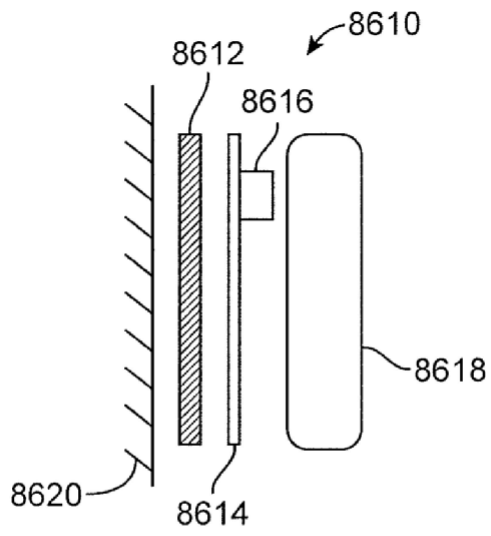


FIG. 86A

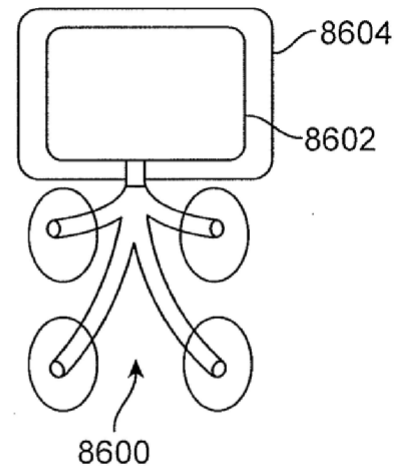


FIG. 86B

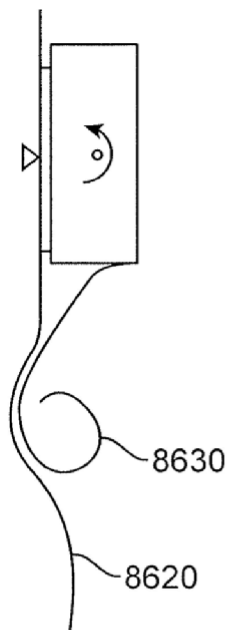


FIG. 86C

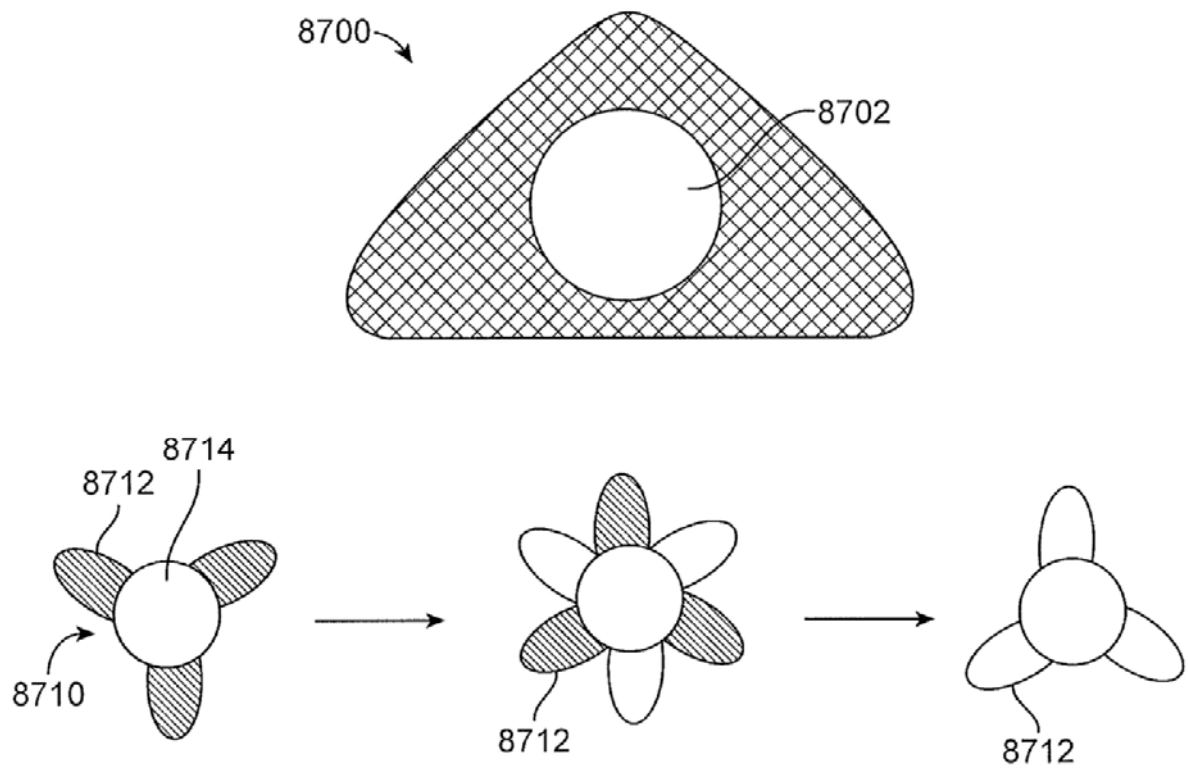


FIG. 87