

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 808 937**

51 Int. Cl.:

G09B 23/28 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **25.04.2016 PCT/EP2016/059131**

87 Fecha y número de publicación internacional: **10.11.2016 WO16177591**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **25.04.2016 E 16720384 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **13.05.2020 EP 3292551**

54 Título: **Sistema de entrenamiento en desfibrilación**

30 Prioridad:

05.05.2015 GB 201508031

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

02.03.2021

73 Titular/es:

**LAERDAL MEDICAL AS (100.0%)
P.O. Box 377
4002 Stavanger, NO**

72 Inventor/es:

**EIKEFJORD, ARILD y
HODNE, HÅKON**

74 Agente/Representante:

GONZÁLEZ PECES, Gustavo Adolfo

ES 2 808 937 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

Sistema de entrenamiento en desfibrilación

5 La presente invención se refiere a un sistema para el entrenamiento en el uso de desfibriladores. El entrenamiento en el uso del desfibrilador es de suma importancia para el personal de salud, ya que el tiempo y la precisión son factores vitales para una reanimación exitosa. Es importante que la desfibrilación se realice lo más rápido posible cuando se determina que se necesita desfibrilación, y es importante que los parches de desfibrilación se coloquen con precisión en el pecho del paciente.

El objetivo de la presente invención es proporcionar un entrenamiento más realista en maniqués.

10 Existen en el mercado varios tipos de desfibriladores de entrenamiento, que son puramente para el entrenamiento y no se pueden usar para dar a un paciente una descarga de desfibrilación real. Algunos ejemplos se muestran en los documentos KR20130015751 y en IN20110260214 (2602/CHE/2011). Estos desfibriladores de entrenamiento son muy seguros de usar, ya que no son capaces de dar una descarga y solamente simulan la descarga. Sin embargo, los desfibriladores de entrenamiento deben ser tan similares a un desfibrilador real (o con corriente) en todos los demás aspectos. Esto significa que idealmente debería haber un desfibrilador de entrenamiento para cada modelo auténtico. Sin embargo, esto sería demasiado costoso para, por ejemplo, que un hospital compre desfibriladores de entrenamiento.

Además, existe el riesgo, especialmente en un hospital, de que un paramédico intente utilizar un desfibrilador de entrenamiento en un incidente de reanimación real. Por supuesto, un desfibrilador de entrenamiento no sería de utilidad en tal cuidado, y se perdería un tiempo valioso.

20 También existe el riesgo de que se use un desfibrilador con corriente para el entrenamiento sin que las personas involucradas se den cuenta de que no es un desfibrilador de entrenamiento. Ya que un desfibrilador real es capaz de emitir una descarga de alta energía, esto representa un peligro de lesiones para las personas si se usa de manera errónea, y puede dañarse un equipo, tal como el maniquí que se usa durante el entrenamiento.

También se conocen equipos de entrenamiento que se pueden usar para entrenar con un desfibrilador con corriente.

25 Algunos desfibriladores están preparados con un modo de entrenamiento. Sin embargo, esto no se aplica a todos los modelos de desfibrilador. Además, existe el riesgo de que las personas se lesionen si el desfibrilador se configura erróneamente en modo de descarga en un caso de entrenamiento, y que un paciente no reciba una descarga si el desfibrilador se configura en modo de entrenamiento en un incidente de reanimación de una vida.

30 Un ejemplo se muestra en US2014/0315173, que describe un cinturón no conductor que se puede colocar alrededor del pecho de un maniquí. Se supone que el cinturón conduce las descargas de desfibrilación para que el maniquí no se dañe.

35 Sin embargo, la descarga todavía se suministrará a los parches, u otros contactos, que se han acoplado al cinturón. Esto significa que todavía existe el riesgo de que personas no capacitadas puedan lesionarse si no manejan el equipo adecuadamente. El cinturón que debe envolverse alrededor del maniquí también reducirá la impresión realista del entrenamiento.

40 Se conoce del documento WO2012/127340 un adaptador que se puede conectar entre un desfibrilador y un conjunto de parches de electrodos. Se coloca una resistencia de derivación ya sea dentro del adaptador o se puede conectar al adaptador a través de una conexión separada. Un relé conduce la descarga eléctrica a la resistencia. También se puede disponer una resistencia de seguridad opcional dentro del adaptador en caso de que el voltaje de la descarga se escape hacia los parches.

Aunque los dibujos de WO2012/127340 muestran el adaptador como un elemento bastante pequeño, es un hecho que la resistencia debe tener un tamaño mínimo que, si se coloca dentro del adaptador, haría al adaptador voluminoso y pesado. Si se coloca fuera del adaptador, esto constituiría otro elemento que el entrenador debe recordar conectar.

45 El hecho de que un adaptador con una resistencia incorporada sea voluminoso, es evidente a partir de adaptadores similares comercializados por Symbio Corporation con los nombres de modelo CS1201 y CS301 (<http://www.symbiocorp.com/>).

50 La resistencia inevitablemente se calentará cuando se exponga a múltiples descargas consecutivas. Durante el entrenamiento, el propósito es permitir a los usuarios realizar múltiples eventos de entrenamiento. Por lo tanto, es necesario que la resistencia sea capaz de disipar el calor. En consecuencia, el adaptador tendrá que ser de cierto tamaño mínimo para que el calor se disipe sin dañar la electrónica dentro del adaptador.

Otros ejemplos de la técnica anterior son US 6336047 y US6190177, los dos pertenecientes al presente propietario. Estas referencias se relacionan con un sistema para la comunicación entre sensores en equipos de entrenamiento y electrodos de un desfibrilador. Este sistema permite que el desfibrilador se ajuste automáticamente al modo de

entrenamiento cuando se conecta a un maniquí configurado para enviar una señal al desfibrilador que identifica al maniquí.

El documento US 20090029332 A1 propone un adaptador de entrenamiento para desfibriladores, sin embargo, requiere un modo de entrenamiento en el desfibrilador.

5 Varias de las soluciones existentes incluyen un maniquí que se adapta para trabajar con desfibriladores con corriente, y que tiene pernos de conexión visibles en la piel del pecho y una caja de carga dentro del maniquí que es capaz de disipar la energía de la descarga de desfibrilación. Esto no es realista tanto en apariencia visible como en que infringe el procedimiento correcto para el tratamiento de desfibrilación. Si las conexiones a los pernos en el maniquí no se realizan correctamente, existe el peligro de daños al equipo y también riesgo de incendio. Si alguien
10 toca los pernos durante la descarga, existe el peligro de una descarga eléctrica.

Por lo tanto, existe la necesidad de un nuevo adaptador de entrenamiento que se pueda usar junto con un desfibrilador real, que sea de tamaño pequeño, liviano y capaz de simular a un paciente, para que el desfibrilador "vea" el adaptador como paciente y opere en consecuencia.

15 Esto se logra de acuerdo con la invención mediante un sistema de entrenamiento en desfibrilación, como se define en la reivindicación independiente 1.

La invención se describirá ahora con más detalle, con referencia a los dibujos acompañantes como ejemplos, en los que:

La Figura 1 muestra resumen del sistema de la invención,

La Figura 2 muestra esquemáticamente la configuración de la interfaz del sistema de acuerdo con la invención,

La Figura 3 muestra un diagrama de bloques de varios módulos incluidos en la invención,

La Figura 4 muestra un diagrama de circuito detallado de la interfaz del desfibrilador del adaptador de la presente invención,

La Figura 5 muestra ejemplos de formas de onda que se admiten por el sistema y el adaptador de la presente invención, y

La Figura 6 muestra esquemáticamente la comunicación del maniquí del sistema de acuerdo con la invención.

20 Los ejemplos en la siguiente descripción son puramente para comprender el funcionamiento de la presente invención y, por lo tanto, no limitan el ámbito de las reivindicaciones de la patente. Además, los dibujos pueden no estar necesariamente a escala, lo que de todos modos no afecta la generalidad, el ámbito o cualquiera de las características de la invención.

25 La Figura 1 muestra el sistema de la invención de forma general. Comprende un cable de señal y resistencia 1, que se conecta a un desfibrilador 2. En el otro extremo del cable 1 hay un adaptador 3, que se configura para medir una descarga del desfibrilador desde el desfibrilador 2. El adaptador comprende un sensor de temperatura 13, que se adapta para dar una advertencia si la temperatura en el cable 1 supera un valor específico, alternativamente, la temperatura del cable puede calcularse en función de la energía medida absorbida durante el uso.

30 El adaptador 3 comprende además una interfaz de desfibrilador 4 que es capaz de medir la descarga del desfibrilador y la corriente de estimulación del desfibrilador 2. La descarga del desfibrilador 2 se ha reducido sustancialmente en energía por el cable de resistencia 1 cuando llega a la interfaz 4. La interfaz 4 también es capaz de transmitir señales de ECG al desfibrilador 2 y comprende además un interruptor de conexión de electrodo. Antes de cerrar este interruptor, el desfibrilador 2 detecta una conexión de alta impedancia. El interruptor se activará si los electrodos detectan un maniquí. Cuando el interruptor se cierra, la impedancia será la típica de un paciente y el desfibrilador 2 será capaz de entregar descargas y estimulación.

35 El adaptador comprende además una unidad computacional 7 que se acopla a una unidad de enlace 8 para la comunicación con los electrodos 5. La unidad computacional puede comprender un microcontrolador 101 o una pluralidad de microcontroladores, o un sistema en chip ("SoC") tal como nRF51822, o similares.

Los electrodos 5 están separados de la unidad de enlace por un aislamiento del capacitor de seguridad 9, para evitar que cualquier voltaje de descarga del desfibrilador que pueda atravesar el adaptador llegue a los electrodos 5.

40 El maniquí está convenientemente equipado con una unidad de simulación 10 que es capaz de producir un ECG simulado y transmitir esta señal a los electrodos adaptadores 5 a través de los electrodos del maniquí 11 colocados debajo de la piel 12 del maniquí 6. Los electrodos 5 son paletas de entrenamiento que son capaces de transmitir bajas corrientes de CA entre la unidad de enlace 8 y el maniquí 6

La unidad de simulación 10 dentro del maniquí 6 puede comprender además una biblioteca de ECG que representa diversas condiciones de un paciente. La condición puede seleccionarse por un supervisor en una interfaz del usuario en el mismo maniquí. Sin embargo, otra opción es utilizar un control remoto, tal como un teléfono inteligente 14 o un control remoto dedicado 15, que pueda comunicarse con el adaptador 3 a través de Bluetooth "(RTM)" 16, el transmisor de infrarrojos 17 u otros medios de comunicación. El adaptador puede entonces enviar la transferencia de la información sobre la selección de la condición de ECG al maniquí a través de los electrodos 5 o puede anular el maniquí y simular la señal de ECG que se envía a la interfaz 4. Si el maniquí 6 simula la condición de ECG, la condición puede detectarse ya sea por la unidad de enlace y transmitirla a la unidad computacional 7, que a su vez envía una señal de ECG simulada similar a la interfaz, o la señal de ECG simulada puede enviarse directamente desde la unidad de enlace 8 a la interfaz 4.

El adaptador se puede conectar a un cable y electrodos del maniquí no conductores para su uso con maniquíes sin capacidad de comunicación. Alternativamente, el cable y los electrodos no conductores podrían aplicarse de manera segura a un sujeto de entrenamiento humano. En este escenario de uso, el adaptador generaría un ECG a la unidad desfibriladora conectada bajo el control ya sea del control remoto IR 15 o mediante la comunicación inalámbrica 14.

El adaptador puede contener opcionalmente un acelerómetro 18. El acelerómetro 18 podría usarse para detectar la orientación y el movimiento del adaptador y también podría usarse como una forma alternativa para activar (encender) el adaptador si se detecta movimiento.

El adaptador tiene convenientemente un interruptor de encendido/apagado automático 19 que detecta la señal de medición de impedancia del desfibrilador en la interfaz 4 y enciende el adaptador 3 cuando se detecta este tipo de señal. Si se elimina la señal de impedancia, el interruptor de encendido/apagado 19 apagará el adaptador 3 después de un período de tiempo especificado. Si los electrodos 5 se retiran del maniquí, el interruptor de conexión del electrodo se desactivará. Además de una fuente de alimentación externa, el adaptador puede comprender además una fuente de alimentación interna tal como la batería 110.

Una opción adicional es a intervalos periódicos, si no ha habido descarga o estimulación, y no se detectan parches de electrodos, o no se han dado instrucciones desde el control remoto o la unidad BLE, el adaptador 3 desactivará el interruptor de conexión del electrodo para verificar si hay una señal de medición de impedancia presente. Si no hay tal señal, el adaptador 3 se apagará solo.

La Figura 2 muestra el acoplamiento entre el maniquí 6 y el adaptador 3. Los electrodos o parches internos 11 dentro del maniquí 6 se acoplan a los electrodos o parches externos 5 mediante acoplamiento capacitivo a través de la piel 12 del maniquí. Por lo tanto, no hay conectores visibles en el maniquí y el alumno recibirá un entrenamiento realista de la colocación de los electrodos 5. Si los electrodos 5 no están colocados de modo que puedan formar un acoplamiento capacitivo con los electrodos internos 11, no se detecta la conexión al maniquí. Entonces el adaptador 3 no proporcionará al desfibrilador 2 una señal de ECG y no será posible la desfibrilación. El adaptador puede configurarse para indicar, mediante una señal audible o visible, que los electrodos no están colocados correctamente. Los electrodos son tan similares a los electrodos reales como es posible, por ejemplo, mediante el uso de adhesivo para unir los electrodos a la piel del maniquí.

El adaptador 3 enviará una señal portadora a una paleta de entrenamiento 5 y luego escucha si el maniquí 6 está enviando datos de regreso. Los datos están preferentemente en forma de una comunicación en serie asíncrona. Para garantizar que los estudiantes puedan tocar con seguridad las paletas de entrenamiento durante el entrenamiento, ellos están aislados del resto del adaptador por el capacitor de aislamiento 9. Cuando no se detecta una conexión del maniquí, el adaptador verificará la conexión del maniquí a ciertos intervalos, por ejemplo, cada segundo. La verificación puede consistir de una señal de interrupción de 125 ms (solo la señal portadora) y una solicitud para mensaje de datos.

Después que se establezca una conexión, se comprobará el nivel de conexión antes de que se acepte la conexión. Esto se puede hacer solicitando una señal portadora de 50 ms del maniquí y verificando el nivel de conexión.

Un posible procedimiento para la detección y verificación de una conexión de maniquí se muestra en la figura 6.

La Figura 3 muestra el adaptador 3 en una representación esquemática diferente a la de la Figura 1. La unidad computacional 7 está acoplada al cable de resistencia o de desfibrilación 1 a través de un circuito de protección y control de conexión 20, que forma parte de la interfaz 4. El circuito de protección y control de conexión 20 se muestra en la figura 4 y se explicará más adelante. Como quedará claro para los expertos en la técnica que al menos algunos de los bloques mostrados en la Figura 3, o como se describe en el resto de esta divulgación, acoplados a la unidad computacional 7 en realidad pueden estar contenidos dentro de la propia unidad computacional 7. Por lo general, hay varios tipos de microcontroladores y dispositivos SoC disponibles en el mercado con una funcionalidad que varía de un dispositivo a otro. Un experto en la técnica típicamente elegirá un dispositivo apropiado de manera que el dispositivo cumpla con un conjunto deseado de especificaciones mientras mantiene los costos al mínimo. Un experto en la técnica apreciará además que el procedimiento de selección para una unidad computacional apropiada no es importante para el ámbito de la invención. Por lo tanto, las realizaciones mostradas en esta divulgación se describen sin pérdida de generalidad y sin limitar el ámbito de la invención.

Un detector de conexión de desfibrilación 21 se acopla a la unidad computacional 7 y al circuito de protección y control de conexión 20, para detectar si un desfibrilador está conectado al adaptador. Como se explicó anteriormente, la detección de la impedancia de un desfibrilador activará el interruptor de encendido/apagado.

5 También acoplado a la unidad computacional 7 y al circuito de protección y control de conexión 20 está una unidad 22 para la medición de estimulación y descarga y un generador de ECG 23. El generador de ECG 23 es capaz de generar una señal de ECG simulada que puede enviarse al desfibrilador. Como el desfibrilador 2 es un desfibrilador real, la señal de ECG debe simular una posible señal de ECG humana real. En base a la señal de ECG recibida, el desfibrilador determinará el régimen de descarga adecuado para el "paciente". El adaptador 3 también simulará una impedancia representativa para un ser humano real, de modo que el desfibrilador en todos los aspectos relevantes "verá" a un ser humano real.

10 Cuando se conecta un desfibrilador 2 al adaptador 3, el desfibrilador 2 verá inicialmente una alta impedancia, lo que indica que no hay ningún paciente presente.

15 Cuando los parches de electrodos 5 se conectan correctamente en el maniquí 6, o las instrucciones de un control remoto infrarrojo o una unidad Bluetooth "(RTM)" dice que los parches electrónicos 5 están en el maniquí, el adaptador 3 presentará una baja (paciente) impedancia al desfibrilador 2. El adaptador también presentará una señal de ECG al desfibrilador 2. El ECG presentado al desfibrilador puede originarse desde el adaptador o el ECG puede transmitirse por el adaptador desde el maniquí.

20 Se supone que el desfibrilador mide la impedancia, proporcionada por el adaptador 3 pero percibida como la impedancia de un paciente, con una señal de CA con una frecuencia entre 2 kHz y 100 kHz, y una corriente tan baja como 10 uA.

El adaptador también será capaz de detectar la señal de medición de impedancia del AED (Desfibrilador externo automático, HeartStart FR2 "(RTM)", que utiliza una señal de 540 Hz.

25 Como se indicó anteriormente, el adaptador 3 genera una señal de ECG al desfibrilador cuando se conecta. La señal de ECG puede generarse por el microcontrolador 7 como una señal de modulación de ancho de pulso (PWM) que es de paso bajo filtrado y atenuado al nivel de ECG a través de una resistencia conectada de 10 Ω. Durante la captura de estimulación, el generador de ECG generará una respuesta a la estimulación.

30 Durante la estimulación, es importante que se perciba una reacción inmediata al pulso de estimulación y que el ECG estimulado se muestre también en las otras fuentes de ECG. Esto exige un tiempo de respuesta a través del sistema desde la detección de un pulso de estimulación hasta que se genera un QRS de estimulación (onda Q, onda R y onda S) en todas las fuentes de ECG. El evento de pulso de estimulación, que incluye el nivel, se informará a través de la conexión de la unidad de enlace 8.

Como se explicó anteriormente, la señal de ECG se puede proporcionar desde el adaptador 3 o el maniquí 6. Como tercera opción, la señal de ECG se puede transmitir desde un dispositivo inalámbrico, tal como un teléfono inteligente a través de Bluetooth "(RTM)".

35 La energía de descarga se mide muestreando el voltaje sobre la resistencia en serie de bajo valor.

Dado que los electrodos 5 están aislados del desfibrilador 2 por la electrónica del adaptador 3, la descarga del desfibrilador nunca llegará a los electrodos. Sin embargo, la ocurrencia de una descarga puede comunicarse al maniquí 6. Si el maniquí 6 se configura para recibir esta señal, el maniquí 6 puede simular una reacción a la descarga de desfibrilación.

40 Como se explicó anteriormente, las paletas de entrenamiento 5 también se acoplan a la unidad computacional 7, así como también a un receptor de control remoto 17, tal como un receptor de infrarrojos y una interfaz Bluetooth "(RTM)" 16. También hay indicadores de estado 24, tales como LED, batería y fuente de alimentación 25 y un interruptor de encendido/apagado opcional 26 para forzar el apagado del adaptador 3.

45 La Figura 4 muestra con mayor detalle el circuito de protección y control de conexión 20. El circuito de protección del desfibrilador tiene un puente de diodo bidireccional 401 que toma la corriente durante una descarga. Este es un circuito de protección que limita el voltaje que ingresa al resto del sistema en el adaptador 3. Además, hay un fusible 410 que protege los circuitos internos en caso de que el puente de diodos se abra o no funcione según lo previsto. Los conductores del cable de desfibrilación 1 se conectan a la red 440 y a la red 420 respectivamente. Una resistencia de detección de corriente 402, típicamente de un valor bajo, en este ejemplo 0,004 ohmios, se coloca en serie entre uno de los conductores 420 del cable de desfibrilación 1 y la red 430. Dicha resistencia de detección de corriente se usa para medir la energía de la descarga y la corriente que fluye a través del cable de desfibrilación 1 típicamente muestreando la caída de voltaje a través de dicha resistencia, o midiendo la diferencia de voltaje entre la red 420 y la red 430. Los MOSFET 403, 404 y 405 mostrados en esta realización del circuito de interfaz funcionan como conmutadores, y se usan para crear una trayectoria conductora entre la red 440 y la red 480. El MOSFET 403 controla el voltaje de compuerta de los MOSFET 404 y 405, y cuando 404 y 405 están encendidos, se crea una trayectoria de baja impedancia entre la red 440 y la red 480.

La Figura 5 muestra una selección de las formas de onda que soporta la descarga de desfibrilación. La energía de descarga se mide como voltaje sobre una resistencia de pequeño valor en serie con el circuito de desfibrilación, donde este voltaje representa la corriente en todo el circuito de desfibrilación.

5 La energía se calcula como la integración de $I^2 \cdot R$ (Corriente² * Resistencia) durante el tiempo que se suministra la descarga.

Diferentes desfibriladores tienen diferentes formas de onda de desfibrilación con variaciones en voltaje y tiempo. El adaptador 3 se configura para priorizar la precisión en desfibriladores más nuevos con forma de onda bifásica exponencial truncada, sacrificando la precisión en desfibriladores con formas de onda Edmark/Lown con altos voltajes.

10 La precisión de una descarga derivada de un desfibrilador puede variar significativamente, a menudo más del 15 %. El adaptador se configura para tener en cuenta esta variación.

15 Los pulsos de estimulación de un desfibrilador son pulsos de corriente de corta duración, destinados a provocar un latido cardíaco. En el desfibrilador, típicamente se puede establecer la frecuencia y la corriente. La forma y la duración del pulso pueden variar de un desfibrilador a otro. A menudo, los pulsos tienen una forma exponencial truncada, donde el valor máximo se establece en el valor de corriente de estimulación.

La corriente de estimulación se mide como la caída de voltaje sobre la resistencia de conexión 415.

Es posible establecer un umbral de estimulación del adaptador 3, que afecta su respuesta a los pulsos de estimulación. El umbral de estimulación se puede configurar opcionalmente desde el control remoto a través de Bluetooth "(RTM)" o infrarrojo.

20 La interfaz o cable de resistencia al desfibrilador sirve como depósito de energía de desfibrilación. Necesita tener una impedancia distribuida en todo el cable y tener la resistencia y el aislamiento adecuados para servir como cable para desfibrilador. Un cable adecuado puede tener las siguientes características:

Longitud del cable:Hilo:	100 cm +/- 3 cm
Longitud total del cable:	102,5 cm +/- 3 cm
Resistencia del cable:	2 x 60 Ω +/- 13 %

25 Como la carga de resistencia está en el cable 1, el adaptador 3 puede hacerse muy pequeño y ligero y aparecerá como una parte integrada del cable para desfibrilador.

REIVINDICACIONES

- 5 1. Un sistema de entrenamiento en desfibrilación, que permite el uso de una unidad de desfibrilación con corriente (2), que comprende un módulo (3) y un cable (1) que interconecta dicho módulo (3) y dicha unidad de desfibrilación (2), **caracterizado porque** dicho cable (1) es un cable de resistencia (1) que tiene una impedancia que simula la impedancia del paciente y absorbe los pulsos de descarga eléctrica producidos por dicha unidad de desfibrilación (2).
- 10 2. El sistema de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el sistema comprende además un conjunto de paletas de entrenamiento (5) adaptadas para acoplarse entre dicho módulo (3) y un maniquí de entrenamiento (6), teniendo dicho maniquí de entrenamiento (6) un circuito electrónico (10) capaz de comunicarse con dichos paletas de entrenamiento (5) de dicho cable de resistencia (1), teniendo además dicho módulo (3) un circuito electrónico (8) capaz de detectar cuando dichos paletas de entrenamiento (5) están en comunicación con dicho circuito electrónico (10) dentro de dicho maniquí de entrenamiento (6).
- 15 3. El sistema de acuerdo con la reivindicación 2, en el que dicho módulo (3) también tiene un circuito de medición (4) que mide la descarga de desfibrilación, teniendo además dicho módulo (3) un circuito de retroalimentación (7) que proporciona retroalimentación de ECG a la unidad de desfibrilación (2), tanto antes como en respuesta a la descarga medida.
- 20 4. El sistema de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el sistema comprende además una unidad de comunicación (14, 15) que, cuando ha sido suministrada una descarga al módulo, comunica el hecho de que se ha suministrado una descarga al maniquí de entrenamiento (6), y por lo tanto permite que el maniquí (6) responda clínicamente de forma adecuada a la condición de descarga, y que el maniquí (6) opcionalmente tiene un almacenamiento para almacenar un registro completo de una sesión de entrenamiento.
- 25 5. El sistema de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que dicho módulo (3) comprende un circuito generador de ECG (4) acoplado a dicha unidad de desfibrilación (2), estando acoplado dicho circuito generador de ECG (4) a dicho circuito de retroalimentación (7), y que dicha unidad generadora de ECG (4) genera un ECG procedente del adaptador, el maniquí o una unidad inalámbrica.
- 30 6. El sistema de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que dicho módulo (3) comprende además un circuito de comunicación inalámbrico (16, 17) para comunicarse con un dispositivo de control remoto (14, 15).
- 35 7. El sistema de acuerdo con la reivindicación 6, en el que dicho dispositivo de control remoto (14, 15) está adaptado para recibir información sobre la descarga de desfibrilación y es capaz de proporcionar datos de ECG de la reacción del paciente a dicho circuito de retroalimentación (7) en base a un escenario médico seleccionado de una pluralidad de escenarios médicos almacenados en dicho dispositivo de control remoto (14, 15).
- 40 8. El sistema de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que dicha unidad de desfibrilación (2) está conectada a dicho módulo (3) mediante un conector rápido que permite la desconexión de dicha unidad de desfibrilación (2) de dicho módulo.
- 45 9. El sistema de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores 2 - 8, en el que las paletas de entrenamiento (5) están configuradas para formar un acoplamiento capacitivo o inductivo con los electrodos (11) dentro del maniquí (6).
- 50 10. El sistema de acuerdo con la reivindicación 9, en el que los electrodos (11) dentro del maniquí (6) están dispuestos debajo de la piel del maniquí (6).
11. El sistema de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el sistema comprende además un cable no conductor que está conectado entre el adaptador (3) y el maniquí (6), proporcionando de esta manera opciones de entrenamiento para maniquíes pasivos/no electrónicos y entrenamiento en sujetos humanos.
12. El sistema de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el adaptador (3) tiene un circuito de encendido que detecta la presencia de una señal de medición de impedancia del desfibrilador y cuando dicha señal está presente, enciende dicho adaptador.
13. El sistema de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el adaptador (3) comprende un acelerómetro (18) capaz de detectar su orientación y movimiento, y que usa un cambio en la orientación o una detección de movimiento más allá de un nivel preestablecido para activar el encendido del adaptador (3).

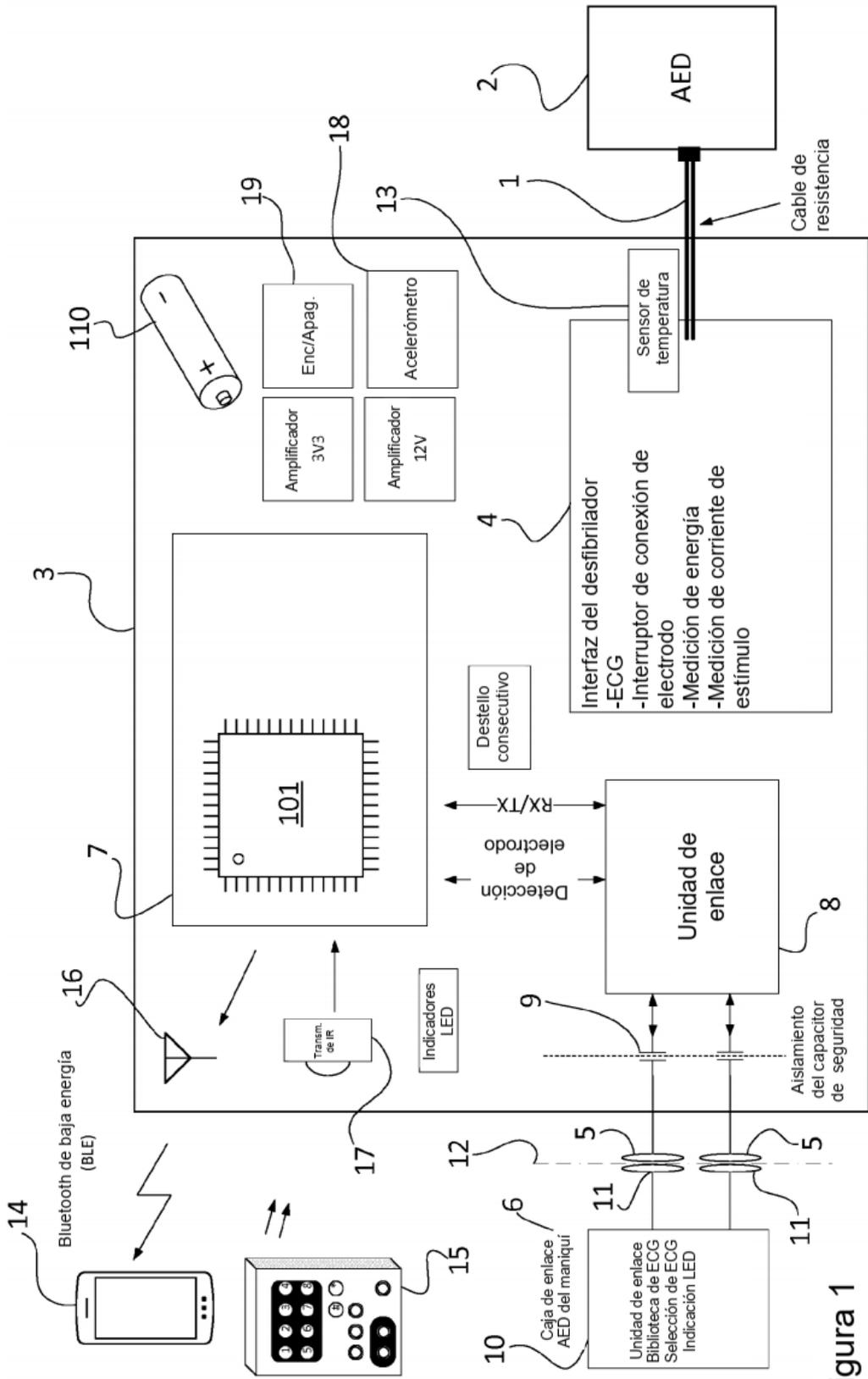


Figura 1

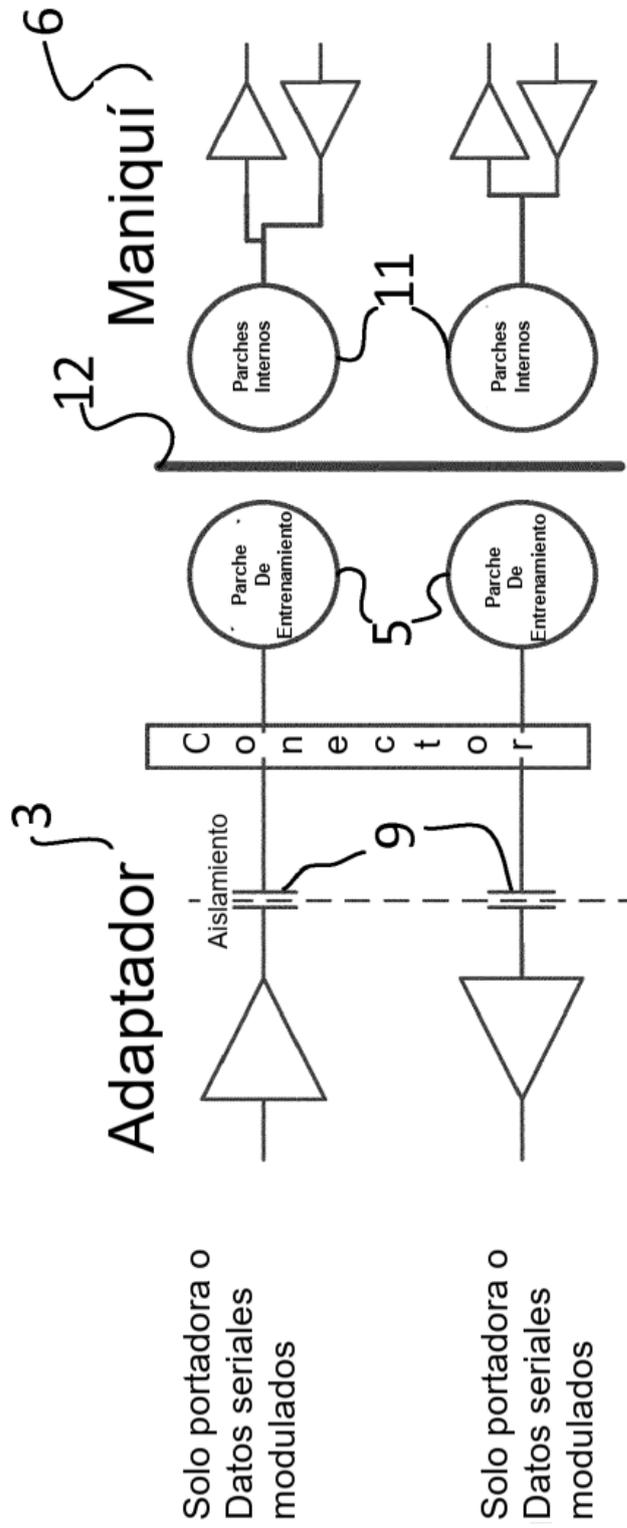


Figura 2

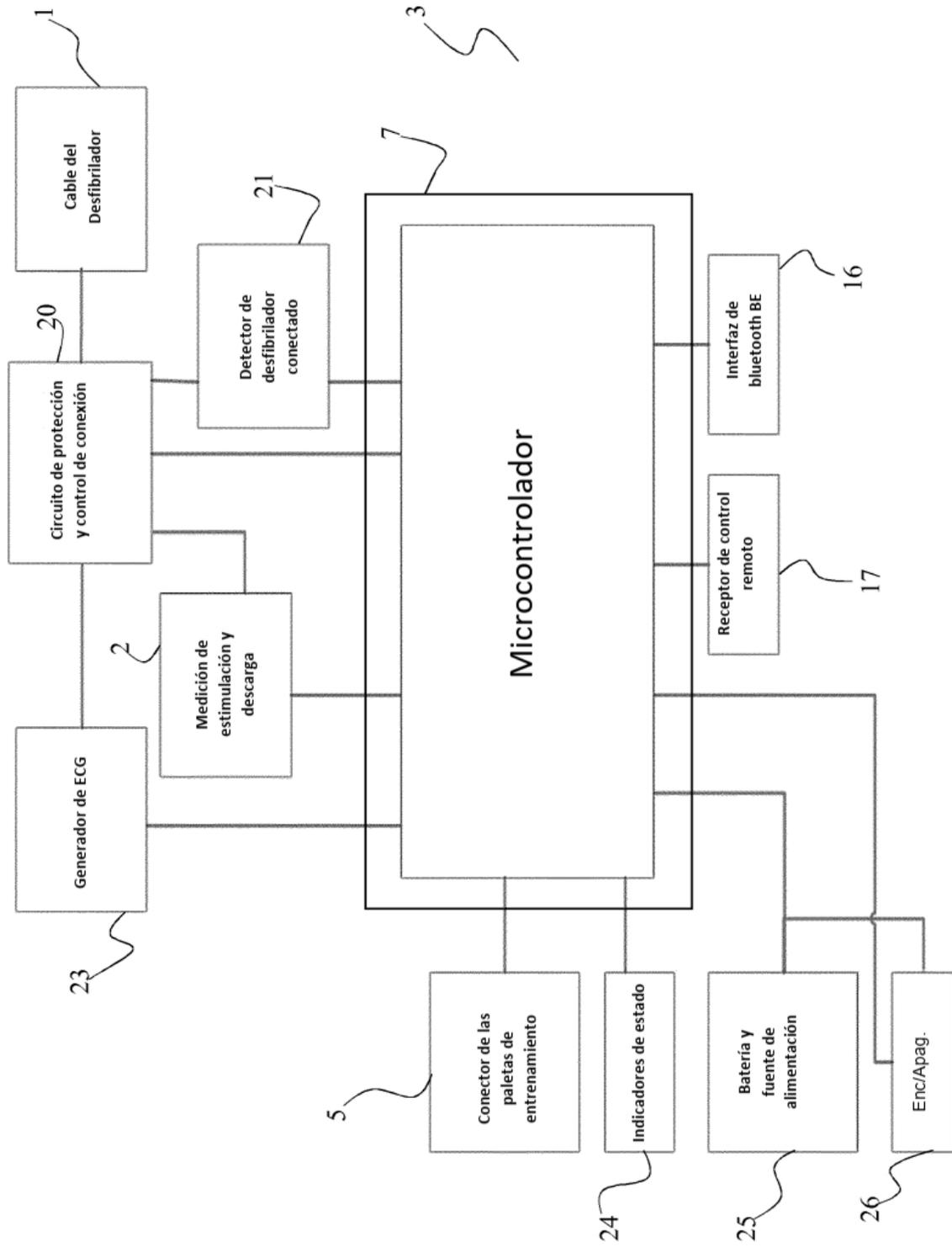


Figura 3

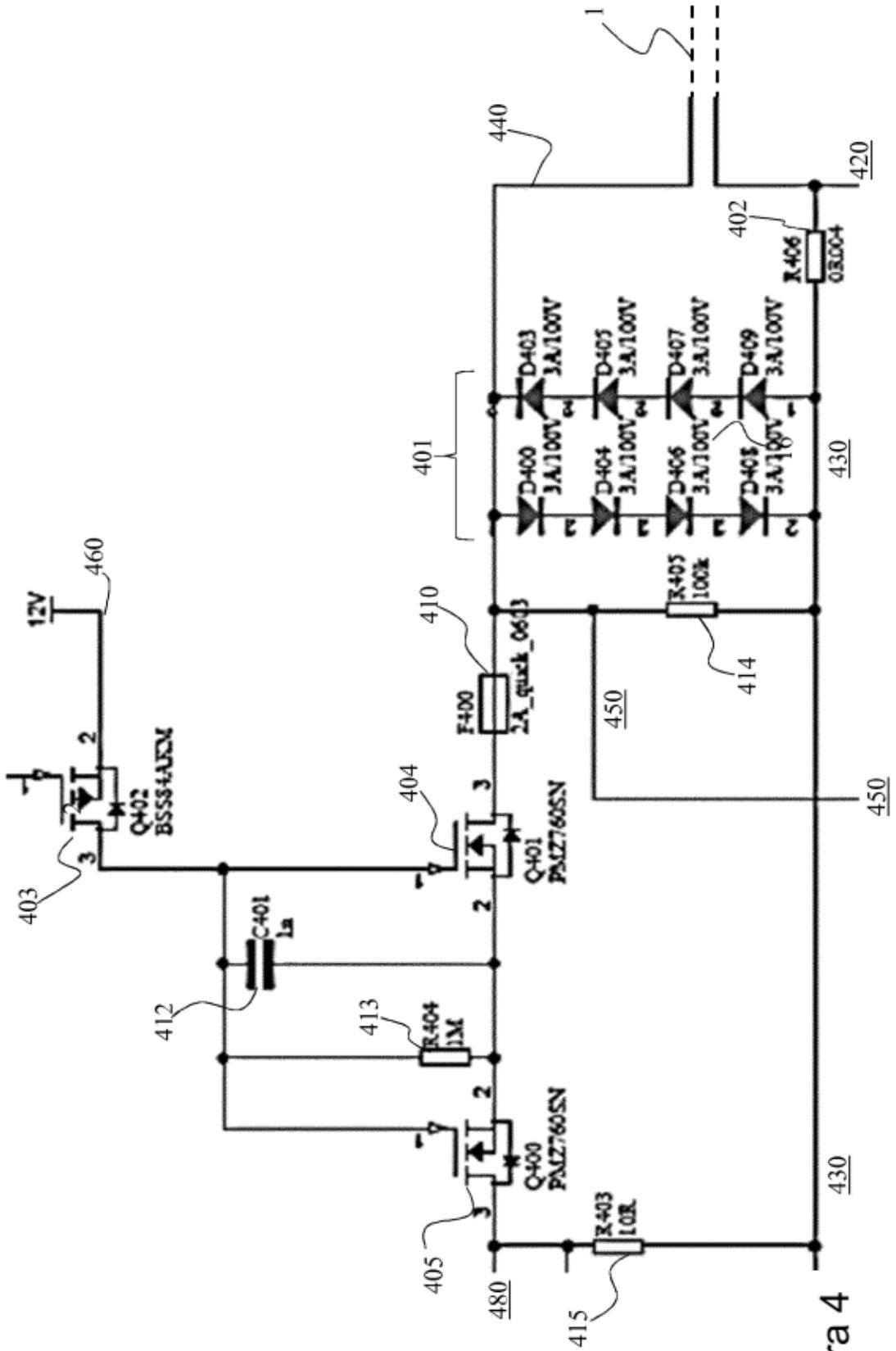


Figura 4

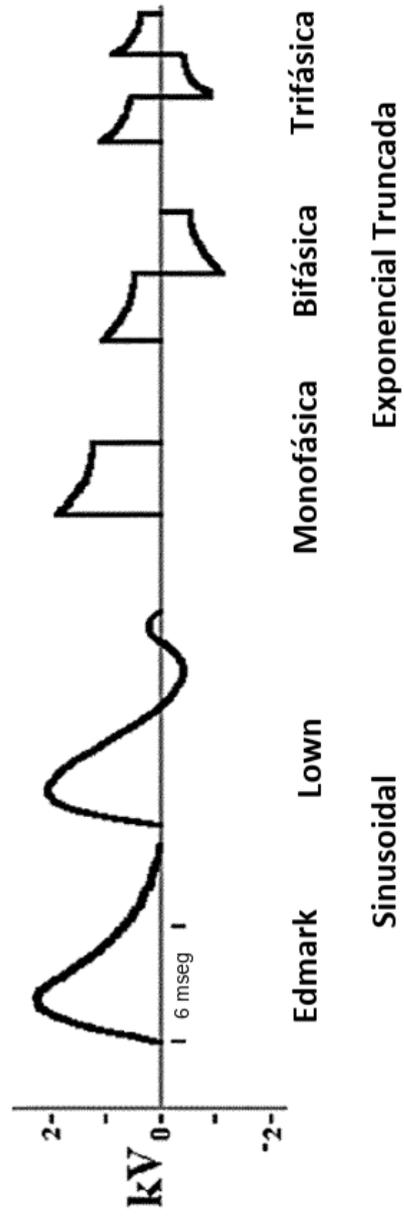


Figura 5

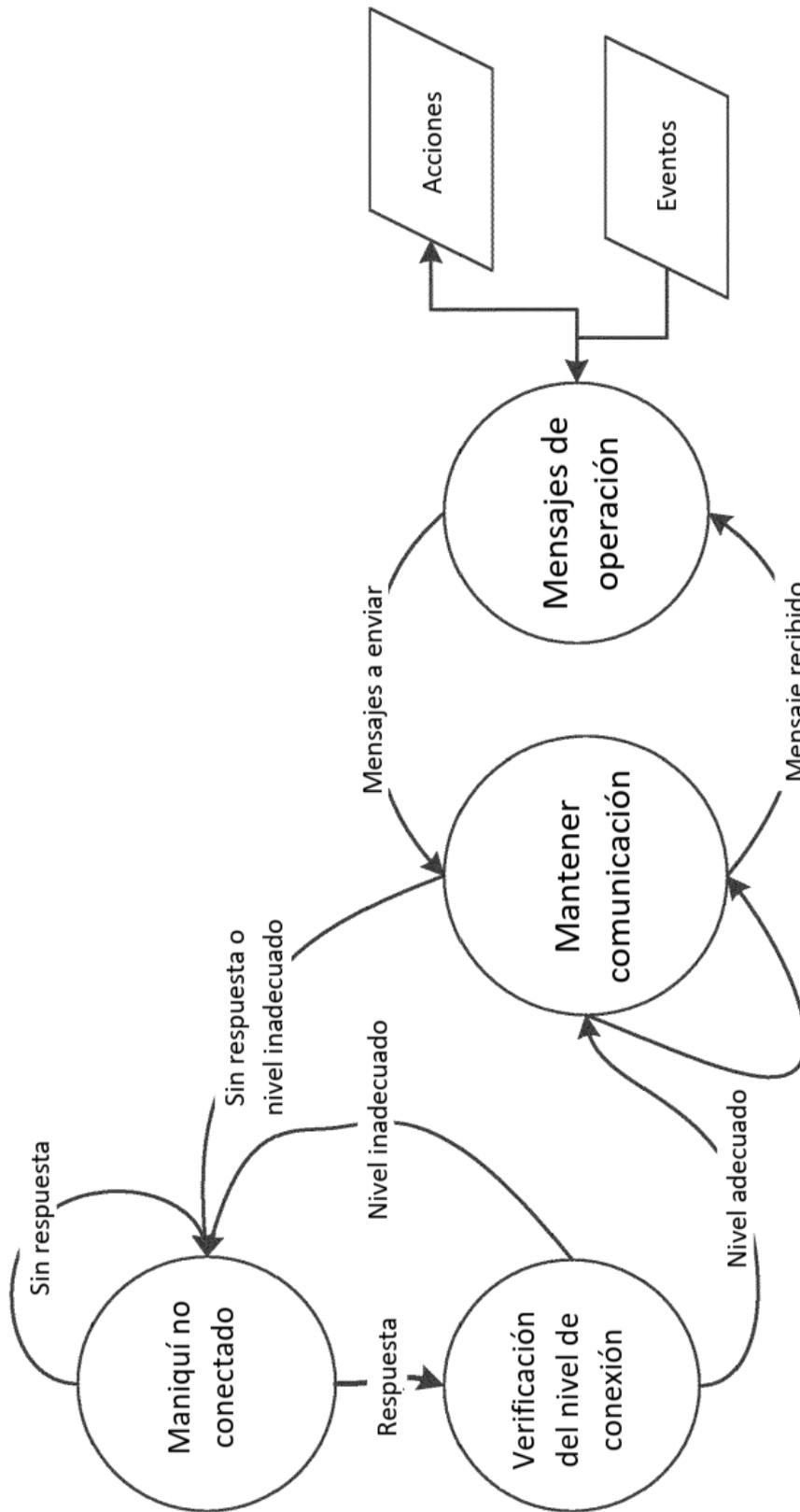


Figura 6