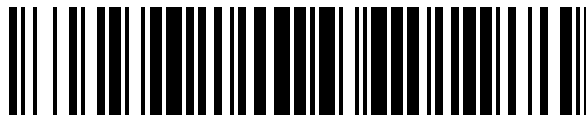


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **1 277 989**

21 Número de solicitud: 202131433

51 Int. Cl.:

G09B 23/30

(2006.01)

12

SOLICITUD DE MODELO DE UTILIDAD

U

22 Fecha de presentación:

08.07.2021

43 Fecha de publicación de la solicitud:

21.09.2021

71 Solicitantes:

SERVIZO GALEGO DE SAUDE (100.0%)

Edificio Administrativo de San Lázaro, s/n

15703 Santiago de Compostela (A Coruña) ES

72 Inventor/es:

MOSQUERA RODRÍGUEZ, David y

LÓPEZ GARCÍA, Marta

74 Agente/Representante:

CARVAJAL Y URQUIJO, Isabel

54 Título: **DISPOSITIVO SIMULADOR DEL COMPORTAMIENTO HEMODINÁMICO Y
CARDIOCIRCULATORIO DE UN PACIENTE BAJO TERAPIA ECMO Y LAS
COMPLICACIONES DERIVADAS DE DICHA TERAPIA**

ES 1 277 989 U

DESCRIPCIÓN

DISPOSITIVO SIMULADOR DEL COMPORTAMIENTO HEMODINÁMICO Y CARDIOCIRCULATORIO DE UN PACIENTE BAJO TERAPIA ECMO Y LAS COMPLICACIONES DERIVADAS DE DICHA TERAPIA

5

SECTOR DE LA TÉCNICA

La presente invención se refiere a un aparato que simula a un paciente bajo terapia ECMO (oxigenación de membrana extracorpórea) y las complicaciones que pueden surgir en dicha terapia.

10

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

La importancia de la formación en simulación en el currículo educativo ECMO está aumentando. Las encuestas realizadas en los Estados Unidos informaron que el 46% de los centros ECMO tienen un programa de simulación ECMO y el 73% de los centros han adoptado la simulación como parte del programa institucional de acreditación ECMO. En 2017, ELSO (Extracorporeal Life Support Organization) incluyó la simulación de alta fidelidad en la guía de capacitación y educación continua para médicos de ECMO.

20

Una máquina de ECMO aspira sangre de una vena de gran calibre, vena cava superior o inferior, generando una presión negativa que se considera aceptable hasta -70 mmHg (presión de drenaje). La máquina de ECMO oxigena esta sangre a través de una membrana de oxigenación y la devuelve al torrente sanguíneo con una presión de unos 300 mmHg (presión de retorno). Si las presiones de drenaje y de retorno no se encuentran en su rango de funcionamiento óptimo, la máquina de ECMO suspende su función. Teniendo en cuenta que la máquina de ECMO sustituye la función vital cardiaca, pulmonar o ambas, no deben surgir problemas con el manejo de la misma, y en caso de aparecer estos problemas se deben solventar de manera inmediata.

30

La elevación o caída de la presión de drenaje, igual importantes ambas, tienen distintas causas y soluciones. Lo mismo ocurre con la elevación o caída de la presión de retorno. Otro factor fundamental, y que se considera una complicación mortal, es la entrada de aire en el sistema de tubuladuras. Las tubuladuras que aspiran la sangre del paciente trabajan a presión negativa, de forma que si hay cualquier complicación de llave abierta

35

o desconexión del circuito, el sistema se llena de aire. En ese caso, si no se actúa con rapidez y se resuelve el problema, este aire puede llegar al torrente sanguíneo del paciente y producir una embolia gaseosa que, dependiendo del volumen de gas inoculado, produce la muerte del paciente. Además, las máquinas de ECMO funcionan con bombas de cebado, es decir, si se desceban, se paran. De esta forma, si entra gas en el circuito, las bombas se desceban, se paran y en poco tiempo (segundos/minutos) si no se ha solventado el problema el paciente fallece.

Se entiende que no es asumible ninguna pérdida humana y más por un problema que se puede solventar con entrenamiento humano, o bien con entrenamiento se puede impedir que este problema suceda. Hay múltiples artículos científicos publicados que justifican el entrenamiento del personal sanitario en la terapia ECMO, pero no existe sin embargo un dispositivo o aparato que permita este entrenamiento.

Para resolver estos problemas es necesario por tanto que se puedan simular las diferentes complicaciones que pueden surgir en la terapia ECMO para poder así entrenar la resolución de las mismas. La presente invención resuelve estos problemas mediante un dispositivo simulador que es capaz de simular distintas complicaciones bajo terapia ECMO.

DESCRIPCIÓN DE LA INVENCION

La presente invención se refiere a un dispositivo simulador para el entrenamiento de profesionales sanitarios en el manejo y resolución de complicaciones en pacientes sometidos a terapia ECMO. El dispositivo simula complicaciones producidas en el comportamiento hemodinámico y cardiocirculatorio de un paciente bajo terapia ECMO.

En un paciente bajo terapia ECMO pueden surgir múltiples complicaciones, y en muchas de ellas se debe actuar de forma inmediata dado que la máquina de ECMO sustituye la función del pulmón, la del corazón o ambas, y si hay un fallo en la máquina que da soporte a estas funciones vitales el paciente fallecerá en cuestión de segundos/minutos.

Si el personal sanitario encargado de la terapia ECMO nunca ha tenido una complicación con esta terapia, no sabrá resolverla cuando aparezca y esto supondrá un aumento en la morbilidad del paciente. Un ejemplo similar es el entrenamiento de la resolución de las paradas cardiorrespiratorias, donde se sabe de la necesidad de

entrenar la reanimación cardiopulmonar en muñecos de simulación. De forma similar, en el caso del ECMO las guías de buena práctica clínica insisten en el entrenamiento en la resolución de complicaciones en los pacientes ECMO.

- 5 El dispositivo simulador de la presente invención es un aparato portátil que permite simular el comportamiento hemodinámico y cardiocirculatorio que presenta un paciente al que se somete a una terapia ECMO, ya sea ECMO veno-venosa (VV) o ECMO veno-arterial (VA), así como todas las complicaciones derivadas de dicha terapia. Se simula el manejo normal y las posibles complicaciones, con el objeto de permitir entrenar la
10 resolución de las mismas de la manera más eficaz posible y, por tanto, en el menor tiempo posible.

El dispositivo simulador comprende los siguientes elementos:

- Un depósito de paredes flexibles adaptado para la acumulación de un líquido en
15 su interior, disponiendo el depósito de una entrada del líquido, una salida del líquido y un puerto para drenaje de aire del interior del depósito.
- Una línea de drenaje del líquido conectada a la salida del depósito y preparada para su conexión a una máquina de ECMO.
- Una primera electroválvula proporcional configurada para la regulación del
20 caudal del líquido en la línea de drenaje.
- Un circuito de inyección de aire en la línea de drenaje, que comprende una primera válvula unidireccional para la entrada de aire en el circuito, una electroválvula todo-nada conectada a la primera válvula unidireccional, y una segunda válvula unidireccional conectada a la electroválvula todo-nada y
25 configurada para inyectar aire en la línea de drenaje.
- Una línea de retorno del líquido conectada a la entrada del depósito y preparada para su conexión a una máquina de ECMO.
- Una segunda electroválvula proporcional configurada para la regulación del
caudal del líquido en la línea de retorno.

- 30 La generación de diferentes complicaciones que pueden surgir en la terapia ECMO, como por ejemplo un exceso de presión en la línea de drenaje o de presión en la línea de retorno, o la aparición de burbujas en la línea de drenaje, se realiza mediante el control de las electroválvulas del dispositivo simulador. En una realización, el control de
35 las electroválvulas se realiza de manera inalámbrica mediante uno o varios mandos

remotos.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Para completar la descripción que se está realizando y con objeto de ayudar a una mejor comprensión de las características de la invención, se acompaña como parte integrante de dicha descripción, un conjunto de figuras con carácter ilustrativo y no limitativo:

La Figura 1 muestra un diagrama de los componentes de un dispositivo simulador de acuerdo a una realización de la presente invención.

10

La Figura 2A muestra, de acuerdo a una realización, un dispositivo de control encargado del control de las electroválvulas. La Figura 2B muestra otra realización en la que cada electroválvula es controlada mediante un dispositivo de control independiente.

La Figura 3 muestra, de acuerdo a una realización de la presente invención, un dispositivo simulador incorporado en un maniquí.

La Figura 4 muestra, de acuerdo a una realización, un esquema de control inalámbrico de las electroválvulas utilizando mandos remotos.

20

REALIZACIÓN PREFERENTE DE LA INVENCION

La presente invención consiste en un dispositivo o aparato portátil que se puede colocar en el interior de un torso de RCP (reanimación cardiopulmonar) o bajo un maniquí de RCP de última generación, o incluso junto a un actor que realice la función de paciente.

La función del aparato es simular las complicaciones que pueden surgir en un paciente bajo terapia ECMO relacionadas con la misma, y poder entrenar en solventar dichas complicaciones de manera repetida mejorando el tiempo de reacción para, llegado el caso de realizar la terapia ECMO un paciente real, poder solventar a tiempo todas las complicaciones que puedan surgir. La invención se trata por tanto de un dispositivo simulador del comportamiento hemodinámico y cardiocirculatorio de un paciente bajo terapia ECMO y las complicaciones derivadas de dicha terapia.

A continuación, se describe en qué consiste la ECMO (oxigenación de membrana extracorpórea) y las terapias asociadas a la misma. La ECMO es una técnica de soporte circulatorio y/o respiratorio capaz de sustituir las funciones fisiológicas de ventilación,

oxigenación y bombeo, lo que permite mantener durante un periodo de tiempo una oxigenación y perfusión adecuados, en pacientes con fracaso cardíaco o respiratorio refractario al tratamiento convencional. La ECMO se implementa a través de una máquina de ECMO.

5

El circuito una máquina de ECMO se compone de una serie de cánulas y líneas que conectan al paciente a una bomba centrífuga y un oxigenador de membrana ocupados respectivamente del bombeo y oxigenación de la sangre del enfermo. En particular, una máquina de ECMO comprende los siguientes elementos:

- 10 - Cánula de drenaje (o cánula venosa), que recoge sangre no oxigenada.
- Cánula de retorno (también llamada cánula arterial, situada en vena o arteria), que devuelve sangre oxigenada al paciente.
- Línea de drenaje (venosa), que lleva la sangre no oxigenada desde la cánula de drenaje hasta la bomba y de ésta al oxigenador.
- 15 - Línea de retorno (denominada comúnmente arterial, pese a que puede ir dirigida a un vaso venoso), que lleva la sangre oxigenada desde el oxigenador de vuelta al paciente a través de la cánula de retorno.
- Bomba: Genera una presión negativa en la línea de drenaje dando lugar a un flujo de sangre hacia la bomba y una presión positiva en la línea de retorno que
- 20 permite devolver la sangre al paciente. Se trata de una bomba centrífuga que genera un flujo de sangre dependiente de la velocidad de la bomba (rpm), la pre-carga y la post-carga. Por ello, la cantidad de sangre impulsada no es constante para un mismo número de revoluciones, siendo imprescindible la determinación del flujo sanguíneo mediante un sensor de flujo. Son bombas no oclusivas, lo
- 25 que supone un riesgo de shunt (flujo inverso de sangre de línea de retorno hacia la de drenaje) en aquellas situaciones en las que la presión generada sea insuficiente para superar la post-carga.
- Oxigenador: Se compone de una membrana de intercambio gaseoso a través de la cual entran en contacto una fase líquida (la sangre del paciente) y una gaseosa
- 30 (mezcla de aire y O₂ procedentes del mezclador). La difusión de gases depende del gradiente de presiones parciales entre las fases.
- Mezclador (O₂/aire) y caudalímetro: Es el componente del sistema que permite aportar la concentración de oxígeno (FiO₂) deseada mediante el ajuste de los flujos de gas total y de oxígeno. Inicialmente y por rutina se establece una FiO₂

1 así como un flujo 1:1 respecto a flujo sanguíneo ECMO (Ej. flujo sanguíneo ECMO 3 lpm, flujo de aire 3 lpm).

- Unidad de control: Suministra la fuerza motriz a la bomba centrífuga y regula su funcionamiento, proporcionando los datos hemodinámicos captados por los sensores de flujo y presión colocados en el circuito (e.g. sensor de presión pre-membrana, sensor de presión post-membrana). Los datos esenciales son el flujo de sangre (litros/min) y las revoluciones por minuto.
- Intercambiador de calor: Regula la temperatura del circuito mediante la difusión de calor entre dos interfases líquidas a nivel del oxigenador (un circuito cerrado de termorregulación y la sangre del paciente). El nivel de agua (no necesario que sea estéril) debe mantenerse lleno por encima del 75% llenando a través del orificio situado en la zona superior del intercambiador. El encendido del intercambiador no es imprescindible desde el inicio en situaciones urgentes ni en caso de traslado del paciente.

15

Existen varias formas de terapia ECMO, siendo las más comunes la veno-venosa (VV) y la venoarterial (VA).

La ECMO veno-venosa es un soporte indicado para pacientes con fracaso respiratorio.

20

La sangre venosa es drenada desde una vena central y bombeada a través del oxigenador para retornar a la aurícula derecha del corazón del paciente. La función cardiovascular está mantenida por el sistema nativo.

La ECMO veno-arterial es un soporte indicado para pacientes con fracaso

25

hemodinámico con o sin fallo respiratorio asociado. La sangre venosa es drenada desde una vena central y bombeada a través del oxigenador para retornar a la circulación a través de una vía arterial.

En la **Figura 1** se representa un diagrama de los componentes de un dispositivo simulador 20 de acuerdo a una realización de la presente invención. El dispositivo simulador 20, el cual se conecta a una máquina de ECMO 1, se encarga de simular el comportamiento hemodinámico y cardiocirculatorio de un paciente que está sujeto a terapia ECMO, así como las complicaciones derivadas de la terapia ECMO.

30

35 Mediante diferentes actuaciones y/o la aplicación de diferentes configuraciones del

dispositivo simulador 20, se pueden simular complicaciones reales derivadas de la terapia ECMO y entrenar, por parte de profesionales médicos, cómo solucionarlas sin poner en riesgo la vida de un paciente.

- 5 El dispositivo simulador 20 comprende un depósito 21 de paredes flexibles, como por ejemplo una bolsa reservorio, preparado para la acumulación de un líquido (que será sangre simulada) en su interior. El depósito 21 dispone de una entrada 22 del líquido, una salida 23 del líquido y un puerto para drenaje de aire 24 encargado de drenar el aire que pueda haberse acumulado en el interior del depósito (por ejemplo, un puerto Luer).
- 10 El depósito 21 simula la volemia (volumen total de sangre circulante) del paciente. En una realización, el depósito 20 está preparado para alojar al menos 2 litros de sangre simulada.

- 15 Una línea de drenaje 25 del líquido está conectada a la salida 23 del depósito. La línea de drenaje 25 está preparada para su conexión a una máquina de ECMO 1 (en concreto, se conecta a la correspondiente línea de drenaje de la máquina ECMO). De manera similar, una línea de retorno 26 del líquido está conectada a la entrada 22 del depósito y está adaptada para su conexión a la correspondiente línea de retorno de la máquina de ECMO 1. Las flechas en la línea de drenaje 25 y en la línea de retorno 26 ilustran el
- 20 sentido de circulación del líquido, impulsada por la bomba 5 de la máquina de ECMO, una vez se ha llenado el depósito 21 de líquido y está en funcionamiento el dispositivo simulador 20 y la máquina de ECMO 1.

- 25 En la línea de drenaje 25 se dispone una primera electroválvula proporcional 27, la cual está configurada para regular el caudal del líquido que circula por la línea de drenaje 25. Igualmente se dispone una segunda electroválvula proporcional 28 en la línea de retorno 26 para la regulación del caudal del líquido que circula por la línea de retorno 26. El grado de apertura de ambas electroválvulas proporcionales (27, 28) son controladas por sendas señales de control (primera señal de control S_1 y segunda señal de control S_2).

- 30 El dispositivo simulador 20 comprende además un circuito de inyección de aire 30 configurado para inyectar aire en la línea de drenaje 25. El circuito de inyección de aire 30 comprende una primera válvula unidireccional 31 (o antirretorno) para la entrada de aire en el circuito, una electroválvula todo-nada 32 conectada a la primera válvula
- 35 unidireccional, y una segunda válvula unidireccional 33 conectada a la electroválvula

todo-nada 32 y configurada para inyectar aire en la línea de drenaje 25 en una conexión 34, e impedir que haya flujo retrogrado de líquido proveniente de la línea de drenaje 25. La apertura o cierre de la electroválvula todo-nada 33 se controla mediante una tercera señal de control S_3 .

5

Si bien en la Figura 1 se representa la conexión 34 entre el circuito de inyección de aire 30 y la línea de drenaje 25 antes de la primera electroválvula proporcional 27 (esto es, más próximo al depósito 21), dicha conexión 34 podría estar localizada después de la primera electroválvula proporcional 27 (esto es, más alejado del depósito 21).

10

La línea de drenaje 25 y la línea de retorno 26 puede estar compuesta por varios tramos de tubos. En una realización, la línea de drenaje 25 está formada por dos tubos, un primer tubo de $\frac{3}{8}$ pulgadas de grosor que conecta la salida 23 del depósito 21 con la primera electroválvula proporcional 27, y un segundo tubo de $\frac{3}{8}$ pulgadas de grosor que conecta la primera electroválvula proporcional 27 con la máquina de ECMO 1. De forma similar, la línea de retorno 26 está formada por un primer tubo de $\frac{3}{8}$ pulgadas de grosor que conecta la entrada 22 del depósito 21 con la segunda electroválvula proporcional 28, y un segundo tubo, también de $\frac{3}{8}$ pulgadas de grosor, que conecta la segunda electroválvula proporcional 28 con la máquina de ECMO 1. Por su parte, el circuito de inyección puede disponer también de varios tubos de un determinado grosor; por ejemplo, un primer tubo de $\frac{1}{8}$ pulgadas de conexión entre la primera válvula unidireccional 31 y la electroválvula todo-nada 32, un segundo tubo de $\frac{1}{8}$ pulgadas de conexión entre la electroválvula todo-nada 32 y la segunda válvula unidireccional 33, y un tercer tubo de $\frac{1}{8}$ pulgadas para conectar la salida de la segunda válvula unidireccional 33 con la línea de drenaje 25.

25

Las señales de control (S_1 , S_2 , S_3) de las electroválvulas (27, 28, 32) se utilizan, tal y como se explicará en detalle posteriormente, tanto para regular el manejo normal como para generar diferentes complicaciones en la terapia ECMO simulada.

30

El dispositivo simulador 20 comprende también una fuente de alimentación (no mostrada en la figura) para la alimentación de las electroválvulas y el resto de componentes electrónicos. La alimentación del dispositivo simulador 20 puede estar basada en una alimentación autónoma mediante baterías recargables o en una alimentación externa (e.g. mediante conexión a la red eléctrica).

35

Las señales de control son enviadas de manera alámbrica por uno o varios dispositivos de control, en función de la realización particular. En la realización mostrada en la **Figura 2A** se emplea un único dispositivo de control 40, mientras que en la realización de la **Figura 2B** se emplea un dispositivo de control por cada electroválvula a controlar.

En los ejemplos de estas figuras el usuario encargado de regular el estado de apertura de las electroválvulas (27, 28, 32) controla, mediante unos medios de selección del dispositivo o dispositivos de control 40, el valor de las señales de control (S_1 , S_2 , S_3). Así, por ejemplo, el dispositivo de control 40 de la Figura 2A dispone de un potenciómetro para el control de cada una de las señales de control (S_1 , S_2) de las electroválvulas proporcionales (27, 28) y un interruptor para el control de la electroválvula todo-nada 32.

El dispositivo simulador 20 puede además comprender un torso o un maniquí 50, tal y como se representa en el ejemplo de la **Figura 3**, en cuyo interior se aloja el depósito 21, el circuito de inyección de aire 30, la primera 27 y segunda 28 electroválvulas proporcionales y, al menos parcialmente, la línea de drenaje 25 y la línea de retorno 26. Parte de dichas líneas (25, 26) pueden sobresalir del maniquí 50 para su conexión con la máquina de ECMO 1. Además, también podría sobresalir el cableado de control de las electroválvulas (27, 28, 32), que podría estar por ejemplo conectado al dispositivo de control de la Figura 2A, situado exteriormente al maniquí para que un usuario pueda configurar el funcionamiento del dispositivo simulador 20. El maniquí 50 puede estar provisto de un enchufe o toma de corriente 51 para conectar a la red eléctrica y alimentar los componentes electrónicos del dispositivo simulador 20. Alternativamente, el dispositivo simulador 20 puede comprender un sistema de alimentación autónoma mediante baterías recargables, el cual se puede alojar también en el interior del maniquí 50.

En una realización, se emplean uno o varios dispositivos de control que se alojan en el interior del maniquí 50 y se controlan de forma remota mediante comunicación inalámbrica. Esto permite que todo el cableado quede alojado en el interior del maniquí 50 y no sea visible desde el exterior, facilitando la simulación.

En la **Figura 4** se muestra, de acuerdo a una posible realización, el esquema de control

inalámbrico de las electroválvulas. En esta realización la primera electroválvula proporcional 27 está controlada por un primer dispositivo de control 40a, el cual comprende un receptor de radiofrecuencia 43 y una unidad de control 44. El receptor de radiofrecuencia 43 está configurado para recibir inalámbricamente unas órdenes de control 45, y la unidad de control 44 está configurada para controlar el grado de apertura de la primera electroválvula proporcional 27 en función de las órdenes de control 45 recibidas. El dispositivo simulador 20 comprende adicionalmente un primer mando remoto 46a configurado para el envío inalámbrico de las órdenes de control 45 al primer dispositivo de control 40a. Dicho mando remoto puede incluir por ejemplo dos botones, un primer botón 47 para incrementar el grado de apertura de la electroválvula en función del tiempo de pulsación o del número de pulsaciones, y un segundo botón 48 para reducir el grado de apertura de la electroválvula en función del tiempo de pulsación del botón o del número de veces que se pulse el mismo.

La Figura 4 muestra también un segundo dispositivo de control 40b y un tercer dispositivo de control 40c para el control de la apertura/cierre de la segunda electroválvula proporcional 28 y la electroválvula todo-nada 32, respectivamente, así como sus respectivos mandos remotos (segundo mando remoto 46b y tercer mando remoto 46c). En el caso del tercer mando remoto 46c, el primer botón 47 controlaría la apertura total de la electroválvula todo-nada 32 y el segundo botón 48 el cierre total de la misma.

Mediante la activación de los mandos remotos (46a, 46b, 46c) un usuario, por ejemplo un profesor que esté evaluando a un alumno, puede configurar el funcionamiento del dispositivo simulador 20 y generar varios tipos de complicaciones. En particular:

- Mediante la activación del primer botón 47 del tercer mando remoto 46c, el profesor puede abrir la electroválvula todo-nada 32 para permitir el paso de aire a la línea de drenaje 25, lo cual creará burbujas que generarán complicaciones una vez lleguen a la máquina de ECMO 1. Una vez se hayan introducido un número suficientes de burbujas en la línea de drenaje 25, el profesor activará el segundo botón 48 para cerrar la electroválvula todo-nada 32. El alumno, ante el fallo de funcionamiento de la máquina de ECMO 1 deberá reaccionar y solucionar lo antes posible la complicación generada.
- Mediante la activación de los botones del primer mando remoto 46a se puede regular la presión en la línea de drenaje 25, o presión de drenaje. Por ejemplo,

5 el profesor puede pulsar durante un tiempo determinado el primer botón 47 del primer mando remoto 46a para cerrar gradualmente la primera electroválvula proporcional 27 y aumentar con ello la presión de drenaje (mientras se pulsa el botón, se va cerrando progresivamente la electroválvula). Cuando la presión de drenaje no se encuentre en un rango de funcionamiento determinado, la máquina de ECMO 1 suspende su función y el alumno deberá adoptar medidas para solucionarlo.

10 - Igualmente, mediante la activación del segundo mando remoto 46b un usuario puede regular la presión en la línea de retorno 26, o presión de retorno, y generar complicaciones mediante el incremento o reducción de dicha presión de retorno a unos niveles extremos en los cuales la máquina de ECMO 1 deje de funcionar correctamente.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo simulador del comportamiento hemodinámico y cardiocirculatorio de un paciente bajo terapia ECMO y las complicaciones derivadas de dicha terapia,
5 caracterizado por que comprende:
 - un depósito (21) de paredes flexibles adaptado para la acumulación de un líquido en su interior, disponiendo el depósito (21) de una entrada (22) del líquido, una salida (23) del líquido y un puerto para drenaje de aire (24) del interior del depósito (21);
 - una línea de drenaje (25) del líquido conectada a la salida (23) del depósito (21)
10 y preparada para su conexión a una máquina de ECMO (1);
 - una primera electroválvula proporcional (27) configurada para la regulación del caudal del líquido en la línea de drenaje (25);
 - un circuito de inyección de aire (30) en la línea de drenaje (25), que comprende:
 - una primera válvula unidireccional (31) para la entrada de aire en el
15 circuito;
 - una electroválvula todo-nada (32) conectada a la primera válvula unidireccional (31); y
 - una segunda válvula unidireccional (33) conectada a la electroválvula todo-nada (32) y configurada para inyectar aire en la línea de drenaje (25);
 - una línea de retorno (26) del líquido conectada a la entrada (22) del depósito (21) y preparada para su conexión a una máquina de ECMO (1); y
 - una segunda electroválvula proporcional (28) configurada para la regulación del caudal del líquido en la línea de retorno (26).
- 25 2. El dispositivo según la reivindicación 1, caracterizado por que comprende:
 - un primer dispositivo de control (40a) que incorpora:
 - un receptor de radiofrecuencia (43) configurado para recibir inalámbricamente unas órdenes de control (45); y
 - una unidad de control (44) configurada para controlar el grado de
30 apertura de la primera electroválvula proporcional (27) en función de las órdenes de control (45) recibidas;
 - un primer mando remoto (46a) configurado para el envío inalámbrico de las órdenes de control (45) al primer dispositivo de control (40a).
- 35 3. El dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por

que comprende:

- un segundo dispositivo de control (40b) que incorpora:
 - un receptor de radiofrecuencia (43) configurado para recibir inalámbricamente unas órdenes de control (45); y
 - 5 una unidad de control (44) configurada para controlar el grado de apertura de la segunda electroválvula proporcional (28) en función de las órdenes de control (45) recibidas;
- un segundo mando remoto (46b) configurado para el envío inalámbrico de las órdenes de control (45) al segundo dispositivo de control (40b).

10

4. El dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que comprende:

- un tercer dispositivo de control (40c) que incorpora:
 - un receptor de radiofrecuencia (43) configurado para recibir
 - 15 inalámbricamente unas órdenes de control (45); y
 - una unidad de control (44) configurada para controlar la apertura o el cierre de la electroválvula todo-nada (32) en función de las órdenes de control (45) recibidas;
- un tercer mando remoto (46c) configurado para el envío inalámbrico de las
- 20 órdenes de control (45) al tercer dispositivo de control (40c).

5. El dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que el depósito (21) es una bolsa reservorio.

- 25 6. El dispositivo según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado por que comprende un torso o un maniquí (50) preparado para alojar en su interior el resto de componentes del dispositivo simulador (20).

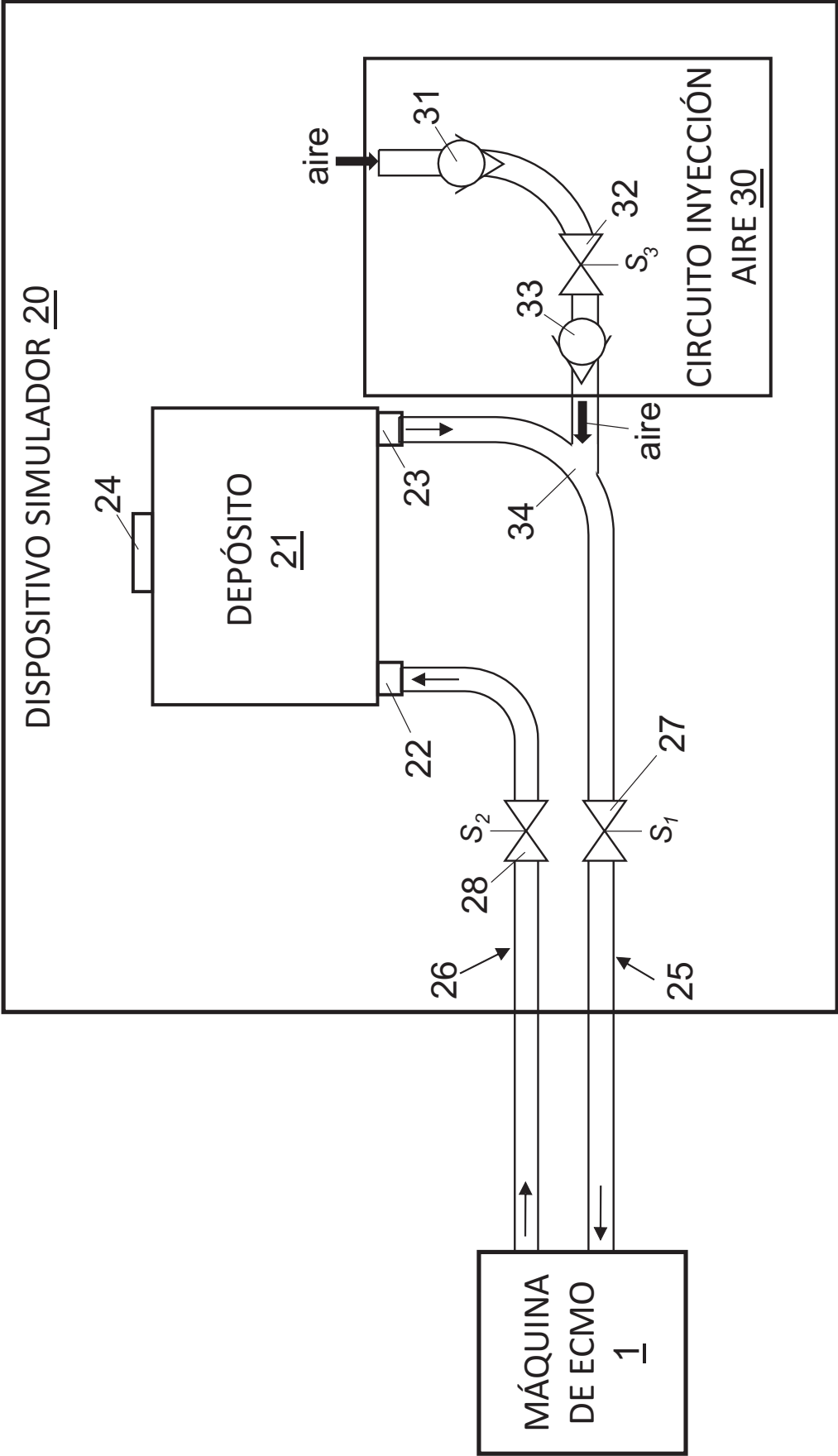


Fig. 1

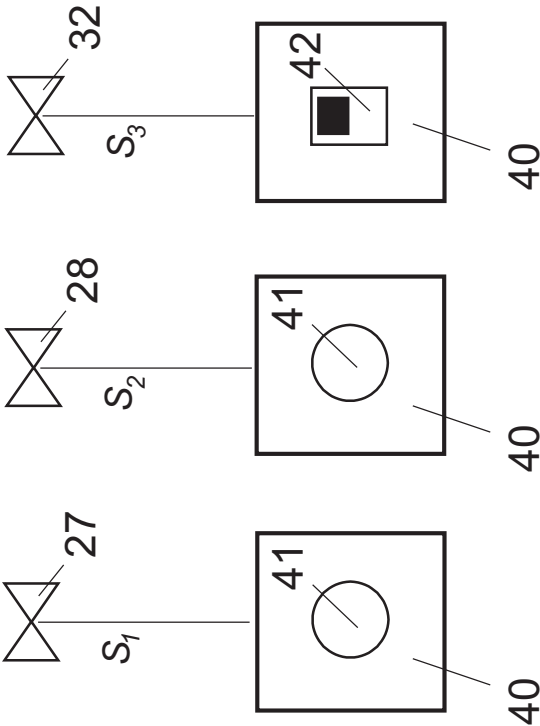


Fig. 2A

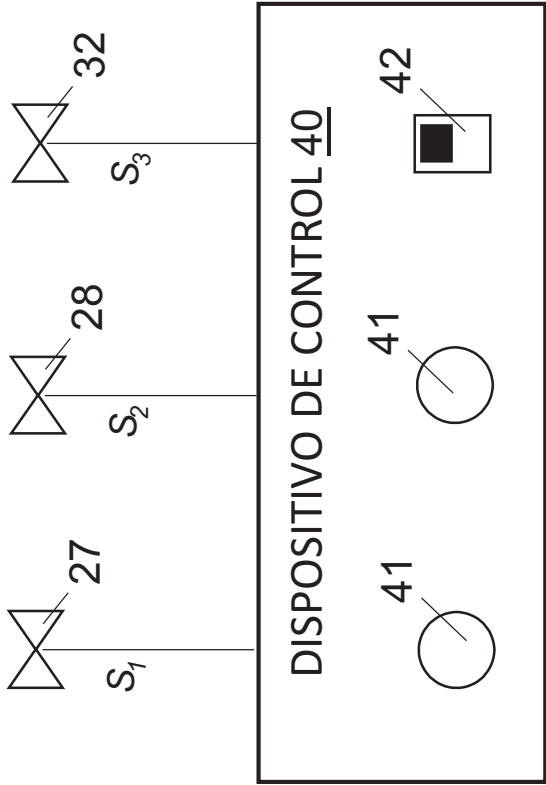


Fig. 2B

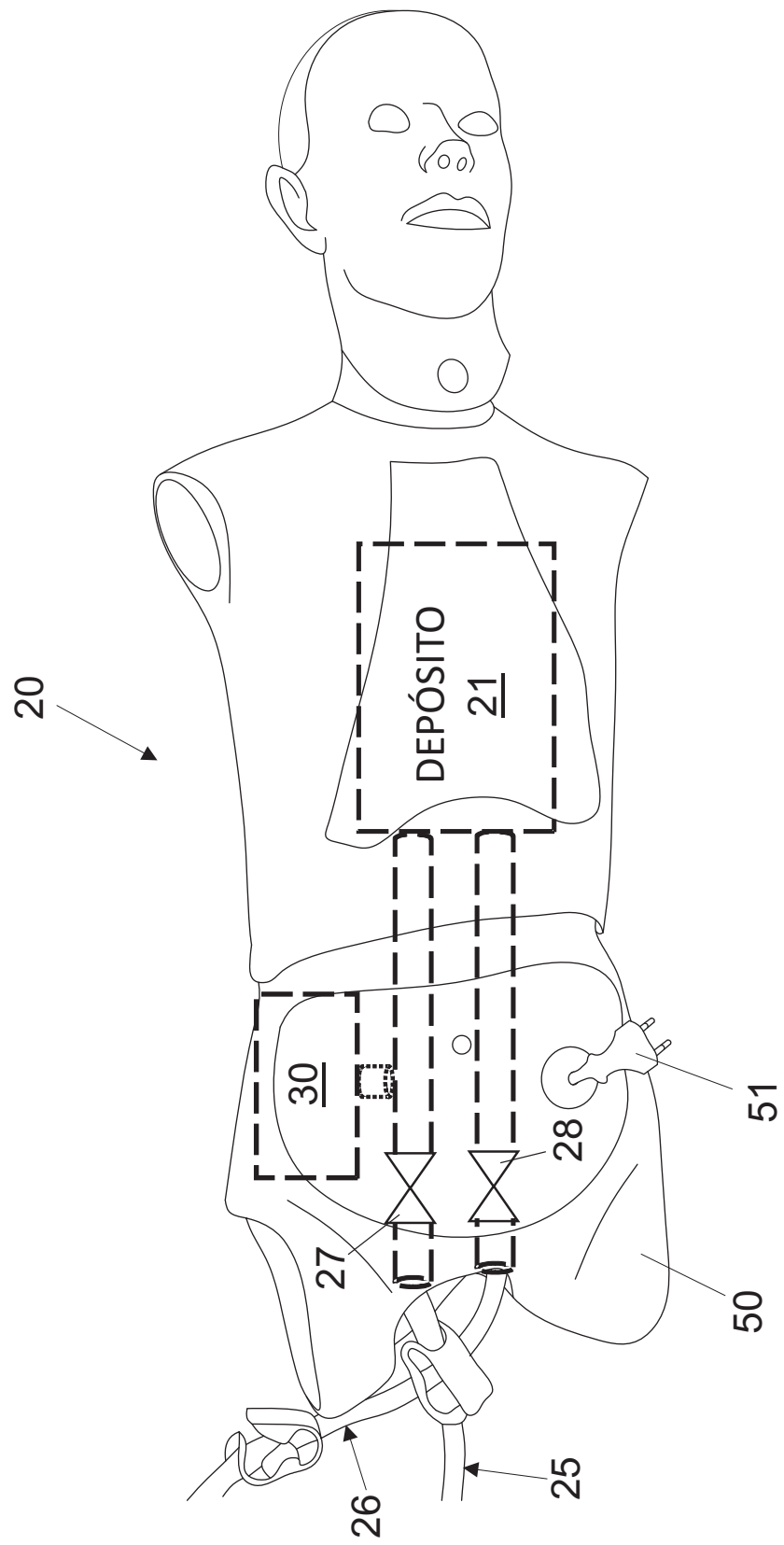


Fig. 3

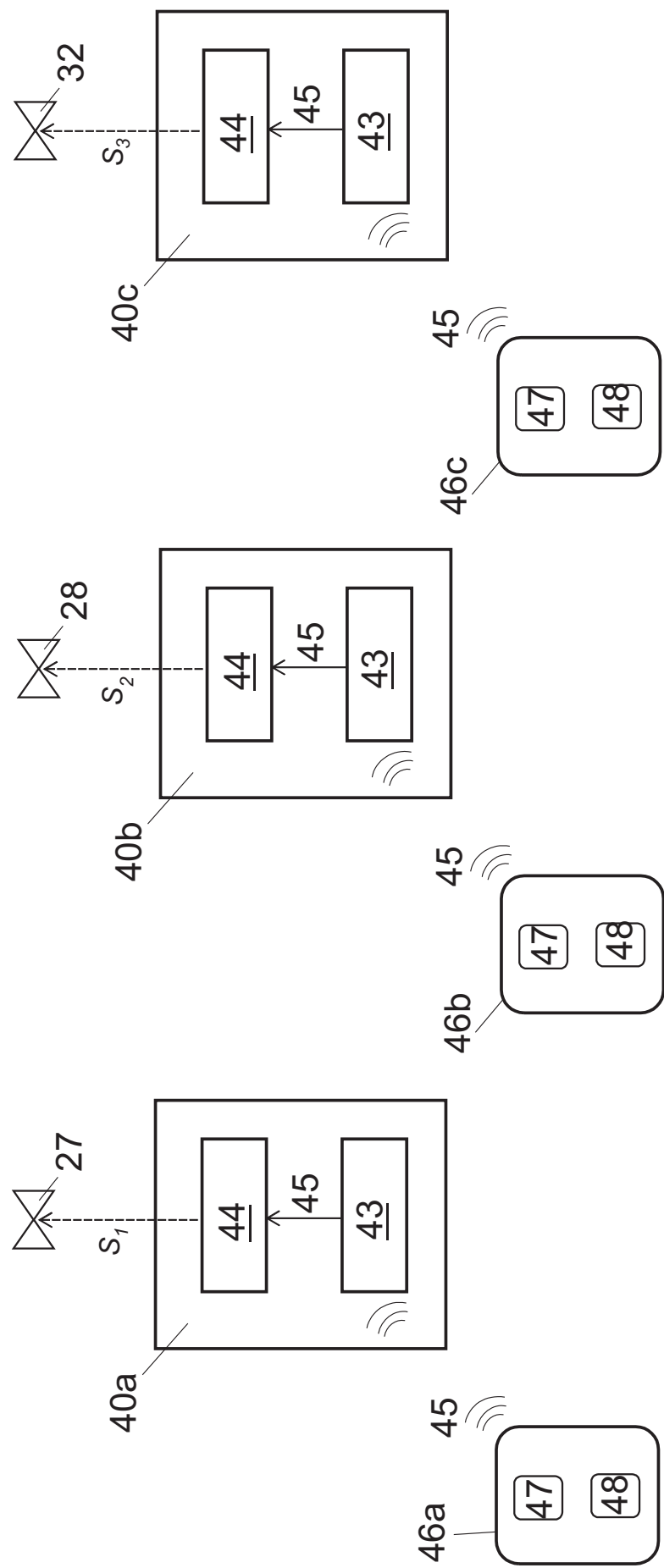


Fig. 4