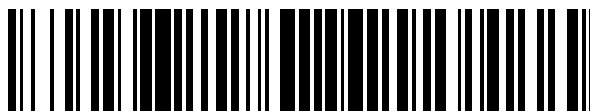


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 793 236**

51 Int. Cl.:

**G09B 23/28** (2006.01)

**G09B 23/30** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **26.10.2016 PCT/EP2016/075819**

87 Fecha y número de publicación internacional: **11.05.2017 WO17076717**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **26.10.2016 E 16788081 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **26.02.2020 EP 3371801**

54 Título: **Simulador médico-quirúrgico y procedimiento de simulación médico-quirúrgica**

30 Prioridad:

**02.11.2015 FR 1560488**

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

**13.11.2020**

73 Titular/es:

**CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE  
SCIENTIFIQUE (25.0%)**

**3, rue Michel-Ange  
75016 Paris, FR;**

**UNIVERSITE DE POITIERS (25.0%);**

**CENTRE HOSPITALIER UNIVERSITAIRE DE  
POITIERS (25.0%) y**

**INSERM - INSTITUT NATIONAL DE LA SANTÉ ET  
DE LA RECHERCHE MÉDICALE (25.0%)**

72 Inventor/es:

**RICHER, JEAN-PIERRE;**

**FAURE, JEAN-PIERRE;**

**ORIOU, DENIS;**

**BREQUE, CYRIL;**

**DELPECH, PIERRE OLIVIER y**

**GHAZALI, DANIEL-AÏHAM**

74 Agente/Representante:

**ELZABURU, S.L.P**

ES 2 793 236 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

Simulador médico-quirúrgico y procedimiento de simulación médico-quirúrgica

### Campo técnico

La presente invención se refiere al campo de los simuladores médico-quirúrgicos.

- 5 La presente invención concierne más específicamente a un simulador médico-quirúrgico de muy alto grado de realismo y a un procedimiento que se refiere al mismo.

### Estado de la técnica anterior

Los simuladores médico-quirúrgicos tienen por objeto poner a cirujanos en situación de quirófano y confrontarlos a procedimientos quirúrgicos complejos a los que son susceptibles de enfrentarse en su práctica.

- 10 Habida cuenta de las crecientes restricciones de rentabilidad en el campo de la formación en cirugía, la formación práctica de los cirujanos realizada tradicionalmente en cofradía gremial bajo la supervisión de un cirujano experimentado en situación de quirófano está siendo de aplicación cada vez menor, al implicar tal cofradía gremial un consumo de tiempo y unos costes particularmente elevados. Esta es la razón por la que, desde hace algunos años, han aparecido centros de simulación médico-quirúrgica que ponen en práctica dispositivos de tipo maniquí de plástico con muy alta fidelidad o de tipo consola digital robotizada. La formación en cirugía en tales centros, no obstante, resulta ser insuficiente y el coste de utilización y de mantenimiento de tales dispositivos no deja de ser muy elevado. Otros centros de simulación médico-quirúrgica ponen en práctica modelos porcinos. No obstante, la repetición de los gestos quirúrgicos en situación clínica o cuasi clínica es imprescindible en la formación inicial y continua de los cirujanos. Además, la experimentación con animales pronto podría quedar totalmente prohibida en Estados Unidos y, posiblemente, en otros países del mundo.

Son conocidos, en el estado de la técnica anterior, métodos de simulación médico-quirúrgica consistentes en vascularizar un cadáver humano, lo cual permite aumentar el realismo de la simulación. Tales métodos están divulgados en particular en los siguientes documentos:

- 25 - Novel simulation for training trauma surgeons, Aboud, Krisht, O'Keeffe, Nader, Hassan, Stevens, Ali, Luchette, Journal of traumatology 2011 Dec, 71(6): 1487-90 (en lo sucesivo, Aboud 2011);
- US 6.824.389 B1.

No obstante, tales métodos de vascularización de cadáver humano aún resultan insatisfactorios en cuanto a realismo y/o a coste, al menos por las siguientes razones:

- 30 - ponen en práctica técnicas de simulación relativamente simplificadas, tales como balones intraaórticos o depósitos de infusión;
- el líquido inyectado en el sistema venoso y arterial del cadáver se inyecta generalmente a presión y pulsación constantes;
- se realiza una inyección de heparina al final de proceso de lavado del sistema venoso y arterial del tronco del cadáver humano con el fin de eliminar todos los residuos sanguíneos;
- 35 - los escenarios quirúrgicos están supervisados manualmente por un operador humano;
- la vascularización de un cadáver humano no permite reproducir los efectos molestos que se verían ocasionados por el funcionamiento del organismo de un cuerpo vivo, en particular en una cirugía del tronco.

40 Es una finalidad de la invención proponer un simulador médico-quirúrgico con muy alto grado de realismo y que responda a las crecientes necesidades de formación en cirugía en un contexto de reducción de los presupuestos asignados a tal formación.

### Explicación de la invención

A tal efecto, la invención propone un simulador médico-quirúrgico que comprende:

- 45 - un dispositivo de vascularización establecido para vascularizar un circuito cardiovascular, comprendiendo el dispositivo de vascularización:
- o unos medios de conexión establecidos para conectar el dispositivo de vascularización a un corazón de un cadáver (preferentemente humano), de modo que este corazón forme parte del circuito cardiovascular,
  - o un sistema de inyección de líquido establecido para inyectar un líquido en el circuito cardiovascular y

para ajustar al menos un parámetro de inyección del líquido en el circuito cardiovascular, teniendo preferentemente el líquido un color, una textura y/o una viscosidad comparables a la de una sangre estándar,

- 5
- o un sistema de medida de líquido establecido para medir al menos un parámetro representativo de un flujo de líquido en el circuito cardiovascular,

y/o

- un dispositivo de ventilación establecido para ventilar un circuito respiratorio, comprendiendo el dispositivo de ventilación:
    - o unos medios de conexión establecidos para conectar el dispositivo de ventilación a unos pulmones del cadáver, de modo que estos pulmones formen parte del circuito respiratorio,
    - o un sistema de inyección de gas establecido para inyectar un gas en el circuito respiratorio y para ajustar al menos un parámetro de inyección del gas en el circuito respiratorio, siendo el gas preferentemente aire,
    - o un sistema de medida de gas establecido para medir al menos un parámetro representativo de un flujo del gas en el circuito respiratorio,
- 10
- 15

comprendiendo además el simulador médico-quirúrgico un dispositivo de regulación establecido para:

- leer al menos un parámetro de entrada, comprendiendo el al menos un parámetro de entrada:
    - o uno o varios parámetros de entre el al menos un parámetro medido por el sistema de medida de líquido y/o por el sistema de medida de gas, y/o
    - o uno o varios parámetros de entre el al menos un parámetro de inyección del líquido y/o el al menos un parámetro de inyección del gas,
  - ajustar, por intermedio del sistema de inyección de líquido y/o el sistema de inyección de gas, al menos un parámetro de salida en función del al menos un parámetro de entrada, comprendiendo el al menos un parámetro de salida uno o varios parámetros de entre el al menos un parámetro de inyección del líquido y/o el al menos un parámetro de inyección del gas, siendo el al menos un parámetro de salida diferente del al menos un parámetro de entrada.
- 20
- 25

Tal simulador médico-quirúrgico posee un alto grado de realismo, pues permite simular las funciones cardiovasculares y/o respiratorias de un cuerpo.

Preferentemente, el simulador médico-quirúrgico puede comprender el dispositivo de vascularización y el dispositivo de ventilación.

30

El al menos un parámetro de inyección del líquido puede comprender una presión y/o un caudal y/o una frecuencia de inyección del líquido en el circuito cardiovascular.

En una forma de realización, el sistema de inyección de líquido puede comprender:

- una o varias electroválvulas de inyección establecidas para ajustar el caudal y/o la frecuencia de inyección del líquido en el circuito cardiovascular, y/o
  - un regulador de presión de líquido establecido para ajustar la presión de inyección del líquido en el circuito cardiovascular.
- 35

El al menos un parámetro representativo de un flujo del líquido en el circuito cardiovascular puede comprender un caudal del líquido en el circuito cardiovascular.

En una forma de realización, el sistema de medida de líquido puede comprender uno o varios caudalímetros establecidos para medir el caudal del líquido en el circuito cardiovascular.

40

El sistema de medida de líquido puede comprender además un sensor de presión intracardiaca establecido para medir una presión intracardiaca del líquido en el corazón, constituyendo esta presión intracardiaca un parámetro representativo del flujo del líquido en el circuito cardiovascular.

El al menos un parámetro de inyección del gas puede comprender una presión y/o un caudal y/o una frecuencia de inyección del gas en el circuito respiratorio.

45

En una forma de realización, el sistema de inyección de gas puede comprender:

- un distribuidor neumático establecido para ajustar el caudal y/o la frecuencia de inyección del gas en el circuito respiratorio y/o
- un regulador de presión de gas establecido para ajustar la presión de inyección del gas en el circuito respiratorio.

El al menos un parámetro representativo de un flujo del gas en el circuito respiratorio puede comprender un caudal del gas en el circuito respiratorio.

En una forma de realización, el sistema de medida de gas puede comprender un caudalímetro neumático establecido para medir el caudal del gas en el circuito respiratorio.

- 10 Según una variante, el dispositivo de regulación puede comprender unos medios para introducir manualmente uno o varios parámetros de entre el al menos un parámetro de inyección del líquido y/o el al menos un parámetro de inyección del gas en cuanto parámetro de entrada.

Según otra variante de la invención, compatible con las demás variantes o formas de realización, el dispositivo de regulación puede comprender una memoria informática en la que se graban uno o varios modelos de entre:

- 15 - un modelo cardiaco-respiratorio en el que el dispositivo de regulación lee como parámetro(s) de entrada uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del líquido y ajusta como parámetro(s) de salida, por intermedio del sistema de inyección de gas, uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del gas en función de este(os) parámetro(s) de entrada;
- 20 - un modelo respiratorio-cardiaco en el que el dispositivo de regulación lee como parámetro(s) de entrada uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del gas y ajusta como parámetro(s) de salida, por intermedio del sistema de inyección de líquido, uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del líquido en función de este(os) parámetro(s) de entrada;
- 25 - un modelo cardiaco-cardiaco en el que el dispositivo de regulación lee como parámetro(s) de entrada uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del líquido y ajusta como parámetro(s) de salida, por intermedio del sistema de inyección de líquido, uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del líquido en función de este(os) parámetro(s) de entrada, siendo este(os) parámetro(s) de salida diferente(s) de este(os) parámetro(s) de entrada;
- 30 - un modelo respiratorio-respiratorio en el que el dispositivo de regulación lee como parámetro(s) de entrada uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del gas y ajusta como parámetro(s) de salida, por intermedio del sistema de inyección de gas, uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del gas en función de este(os) parámetro(s) de entrada, siendo este(os) parámetro(s) de salida diferente(s) de este(os) parámetro(s) de entrada.

35 Preferentemente, un aumento del o de los parámetros de entrada lleva consigo un aumento del o de los parámetros de salida, y una disminución del o de los parámetros de entrada lleva consigo una disminución del o de los parámetros de salida.

El ajuste del o de los parámetros de salida es preferentemente una función lineal, o parabólica o polinomial del o de los parámetros de entrada. Una función lineal presenta la ventaja de la simplicidad. Una función polinomial presenta la ventaja de simular las funciones fisiológicas con más realismo que la función lineal o parabólica.

40 Preferentemente, la memoria informática comprende grabados varios escenarios, correspondiendo cada escenario a una combinación, específica de ese escenario, de varios modelos.

Tales escenarios permiten simular situaciones susceptibles de ser halladas en quirófano.

45 En una forma de realización, el dispositivo de vascularización puede comprender además tres conductos, y por que los medios de conexión del dispositivo de vascularización comprenden tres cánulas respectivamente unidas a estos tres conductos, estableciéndose estas cánulas y conductos para conectar el dispositivo de vascularización, mediante las cánulas, a tres respectivas arterias del cadáver en determinación de una red arterial, en orden a permitir una inyección del líquido en esta red arterial mediante una al menos de estas cánulas.

En tal forma de realización, el dispositivo de vascularización puede comprender además:

- 50 - tres mecanismos de circulación respectivamente montados en cada uno de los tres conductos, estableciéndose el mecanismo de circulación asociado a cada uno de los conductos para adoptar selectivamente dos posiciones:
  - o una posición de inyección en la que el líquido puede circular por el conducto a través del mecanismo

de circulación desde el sistema de inyección de líquido hacia la red arterial y en la que el líquido no puede circular por el conducto a través del mecanismo de circulación desde la red arterial hacia el sistema de inyección de líquido,

- 5           ○ una posición de evacuación en la que el líquido puede circular por el conducto a través del mecanismo de circulación desde la red arterial hacia el sistema de inyección de líquido y en la que el líquido no puede circular por el conducto a través del mecanismo de circulación desde el sistema de inyección de líquido hacia la red arterial,
- un selector establecido para seleccionar al menos dos modos de inyección de líquido de entre:
  - 10           ○ un modo de puesta en presión en el que los tres mecanismos de circulación se ubican en la posición de inyección,
  - un modo de puesta en circulación en el que uno o dos de los mecanismos de circulación se ubican en la posición de inyección y en el que el o los otros mecanismos de circulación se ubican en la posición de evacuación.

15           El modo de puesta en presión permite realizar ahorros de líquido inyectado en la red arterial, revascularizar los órganos o las vísceras del tórax y/o del abdomen dándoles un color, textura y temperatura próximos a la realidad y obtener un caudal, una presión, una turgencia del sistema venoso, por ejemplo antes de la evacuación de líquido mediante unas cánulas venosas colocadas a nivel yugular y femoral.

20           El modo de puesta en circulación permite evaluar la permeabilidad de cada arteria y del circuito cardiovascular del cadáver. También permite buscar el escenario o la combinación de modelos o también un ajuste del o de los parámetros de salida mejor adaptados posibles. El modo de puesta en circulación también permite al alumno sentir un curso de líquido por el sistema vascular del cadáver (por ejemplo, hinchamiento de la arteria por debajo o por encima de un pinzamiento pero no a cada uno de los lados, etc.).

25           En una forma de realización, los medios de conexión del dispositivo de ventilación se pueden establecer para conectar este dispositivo de ventilación a una tráquea del cadáver, de modo que esta tráquea forme parte del circuito respiratorio, y por que el sistema de inyección de gas comprende una sonda orotraqueal establecida para inyectar el gas en esta tráquea.

La presente invención también concierne a un procedimiento de simulación médico-quirúrgica que comprende:

- una etapa de vascularización en la que un circuito cardiovascular se vasculariza mediante un dispositivo de vascularización, comprendiendo esta etapa de vascularización:
  - 30           ○ una etapa de conexión en la que se conecta, mediante unos medios de conexión, el dispositivo de vascularización a un corazón de un cadáver (preferentemente humano), de modo que este corazón forme parte del circuito cardiovascular,
  - una etapa de inyección de líquido en la que se inyecta, mediante un sistema de inyección de líquido, un líquido en el circuito cardiovascular,
  - 35           ○ una etapa de ajuste en la que se ajusta, mediante el sistema de inyección de líquido, al menos un parámetro de inyección del líquido,
  - preferentemente, una etapa de medida en la que se mide, mediante un sistema de medida de líquido, al menos un parámetro representativo de un flujo de líquido en el circuito cardiovascular,

y/o

- 40           - una etapa de ventilación en la que un circuito respiratorio se ventila mediante un dispositivo de ventilación, comprendiendo esta etapa de ventilación:
  - una etapa de conexión en la que se conecta, mediante unos medios de conexión, el dispositivo de ventilación a unos pulmones del cadáver, de modo que estos pulmones formen parte del circuito respiratorio,
  - 45           ○ una etapa de inyección de gas en la que se inyecta, mediante un sistema de inyección de gas, un gas en el circuito respiratorio,
  - una etapa de ajuste en la que se ajusta, mediante el sistema de inyección de gas, al menos un parámetro de inyección del gas,
  - 50           ○ preferentemente, una etapa de medida en la que se mide, mediante sistema de medida de gas, al menos un parámetro representativo de un flujo del gas en el circuito respiratorio,

comprendiendo además el procedimiento de simulación médico-quirúrgica una etapa de regulación en la que:

- un dispositivo de regulación lee al menos un parámetro de entrada, comprendiendo el al menos un parámetro de entrada:
  - 5      o uno o varios parámetros de entre el al menos un parámetro medido por el sistema de medida de líquido y/o por el sistema de medida de gas, y/o
  - o uno o varios parámetros de entre el al menos un parámetro de inyección del líquido y/o el al menos un parámetro de inyección del gas,
- 10     - el dispositivo de regulación ajusta, por intermedio del sistema de inyección de líquido y/o el sistema de inyección de gas, al menos un parámetro de salida en función del al menos un parámetro de entrada, comprendiendo el al menos un parámetro de salida uno o varios parámetros de entre el al menos un parámetro de inyección del líquido y/o el al menos un parámetro de inyección del gas, siendo el al menos un parámetro de salida diferente del al menos un parámetro de entrada.

Preferentemente, el procedimiento de simulación médico-quirúrgica puede comprender la etapa de vascularización y la etapa de ventilación.

- 15     El al menos un parámetro de inyección del líquido puede comprender una presión y/o un caudal y/o una frecuencia de inyección del líquido en el circuito cardiovascular.

En una forma de puesta en práctica, la etapa de inyección de líquido puede comprender:

- una etapa de ajuste, mediante una o varias electroválvulas de inyección, del caudal y/o de la frecuencia de inyección del líquido en el circuito cardiovascular, y/o
- 20     - una etapa de ajuste, mediante un regulador de presión de líquido, de la presión de inyección del líquido en el circuito cardiovascular.

El al menos un parámetro representativo de un flujo del líquido en el circuito cardiovascular puede comprender un caudal del líquido en el circuito cardiovascular.

- 25     En una forma de puesta en práctica, en la etapa de vascularización, la etapa de medida puede comprender una medida, mediante uno o varios caudalímetros, del caudal del líquido en el circuito cardiovascular.

En la etapa de vascularización, la etapa de medida puede comprender además una medida, mediante un sensor de presión intracardiaca, de una presión intracardiaca del líquido en el corazón, constituyendo esta presión intracardiaca un parámetro representativo del flujo del líquido en el circuito cardiovascular.

- 30     El al menos un parámetro de inyección del gas puede comprender una presión y/o un caudal y/o una frecuencia de inyección del gas en el circuito respiratorio.

En una forma de puesta en práctica, la etapa de inyección de gas puede comprender:

- una etapa de ajuste, mediante un distribuidor neumático, del caudal y/o de la frecuencia de inyección del gas en el circuito respiratorio, y/o
- 35     - una etapa de ajuste, mediante un regulador de presión de gas, de la presión de inyección del gas en el circuito respiratorio.

El al menos un parámetro representativo de un flujo del gas en el circuito respiratorio puede comprender un caudal del gas en el circuito respiratorio.

En la etapa de ventilación, la etapa de medida puede comprender una medida, mediante el sistema de medida de gas, del caudal del gas en el circuito respiratorio.

- 40     En una forma de puesta en práctica, el procedimiento de simulación médico-quirúrgica puede comprender una introducción manual de uno o varios parámetros de entre el al menos un parámetro de inyección del líquido y/o el al menos un parámetro de inyección del gas en cuanto parámetro de entrada, por intermedio de una interfaz de usuario.

- 45     La etapa de regulación puede comprender una utilización de uno o varios modelos grabados en una memoria informática de entre:

- un modelo cardiaco-respiratorio en el que el dispositivo de regulación lee como parámetro(s) de entrada uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del líquido y ajusta como parámetro(s) de salida, por intermedio del sistema de inyección de gas, uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del gas en función de este(os) parámetro(s) de entrada;

- un modelo respiratorio-cardíaco en el que el dispositivo de regulación lee como parámetro(s) de entrada uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del gas y ajusta como parámetro(s) de salida, por intermedio del sistema de inyección de líquido, uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del líquido en función de este(os) parámetro(s) de entrada;
- 5 - un modelo cardíaco-cardíaco en el que el dispositivo de regulación lee como parámetro(s) de entrada uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del líquido y ajusta como parámetro(s) de salida, por intermedio del sistema de inyección de líquido, uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del líquido en función de este(os) parámetro(s) de entrada, siendo este(os) parámetro(s) de salida diferente(s) de este(os) parámetro(s) de entrada;
- 10 - un modelo respiratorio-respiratorio en el que el dispositivo de regulación lee como parámetro(s) de entrada uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del gas y ajusta como parámetro(s) de salida, por intermedio del sistema de inyección de gas, uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del gas en función de este(os) parámetro(s) de entrada, siendo este(os) parámetro(s) de salida diferente(s) de este(os) parámetro(s) de entrada.
- 15 Preferentemente, el ajuste del o de los parámetros de salida es una función lineal, o parabólica o polinomial del o de los parámetros de entrada.

La memoria informática puede comprender grabados varios escenarios, correspondiendo cada escenario a una combinación, específica de ese escenario, de varios modelos.

- 20 En una forma de puesta en práctica, la etapa de vascularización puede comprender además una conexión del dispositivo de vascularización, mediante tres cánulas respectivamente unidas a tres conductos del dispositivo de vascularización, a tres respectivas arterias del cadáver en determinación de una red arterial, en orden a permitir una inyección del líquido en esta red arterial mediante una al menos de estas cánulas.

La etapa de vascularización puede comprender además una etapa de selección, mediante un selector, de un modo de inyección de líquido de entre:

- 25 - un modo de puesta en presión en el que los tres mecanismos de circulación se ubican en una posición de inyección,
- un modo de puesta en circulación en el que uno o dos de los mecanismos de circulación se ubican en la posición de inyección y en el que el o los otros mecanismos de circulación se ubican en una posición de evacuación,
- 30 siendo la posición de inyección una posición en la que el líquido puede circular por un conducto dado a través de un mecanismo de circulación montado en este conducto desde el sistema de inyección de líquido hacia la red arterial y en la que el líquido no puede circular por el conducto a través del mecanismo de circulación desde la red arterial hacia el sistema de inyección de líquido,

- 35 siendo la posición de evacuación una posición en la que el líquido puede circular por un conducto dado a través del mecanismo de circulación montado en este conducto desde la red arterial hacia el sistema de inyección de líquido y en la que el líquido no puede circular por el conducto a través del mecanismo de circulación desde el sistema de inyección de líquido hacia la red arterial.

- 40 Preferentemente, en la etapa de ventilación, la etapa de conexión comprende una conexión del dispositivo de ventilación a una tráquea del cadáver, de modo que esta tráquea forme parte del circuito respiratorio, y por que la etapa de inyección de gas comprende una inyección del gas en esta tráquea por intermedio de una sonda orotraqueal.

**Descripción de las figuras y formas de realización**

- 45 Otras ventajas y particularidades de la invención se irán poniendo de manifiesto con la lectura de la descripción detallada de puestas en práctica y de formas de realización, en modo alguno limitativas, y de los siguientes dibujos que se acompañan:

la figura 1 ilustra esquemáticamente una forma de realización del simulador médico-quirúrgico según la invención; y

las figuras 2 y 3 ilustran respectivamente un circuito cardiovascular y un circuito respiratorio de un cadáver humano al que se puede conectar un simulador médico-quirúrgico según la invención.

- 50 No siendo en absoluto limitativas las formas de realización que pasamos a describir, se podrán considerar especialmente variantes de la invención que no comprendan más que una selección de características descritas, aisladas de las demás características descritas (aun si esta selección queda aislada en el seno de una oración que comprenda esas otras características), si esta selección de características es suficiente para conferir una ventaja técnica o para diferenciar la invención con respecto al estado de la técnica anterior. Esta selección comprende al

menos una característica, preferentemente funcional, sin detalles estructurales, o con solo parte de los detalles estructurales, si esta parte, únicamente, es suficiente para conferir una ventaja técnica o para diferenciar la invención con respecto al estado de la técnica anterior.

En la figura 1, se representa un ejemplo de realización de simulador médico-quirúrgico según la invención.

5 En este ejemplo, el simulador médico-quirúrgico comprende un dispositivo de vascularización 1, un dispositivo de ventilación 2 y un dispositivo de regulación 3 que pilota el dispositivo de vascularización 1 y el dispositivo de ventilación 2.

10 Se ve en la figura 1 que el dispositivo de vascularización 1 comprende tres vías A1, A2 y A3 representadas mediante flechas dirigidas hacia la derecha de la figura. Estas vías A1, A2 y A3 son conductos del dispositivo de vascularización 1 respectivamente unidos a tres cánulas 931, 932 y 933 representadas en la figura 2. Por ejemplo, el conducto A1 está unido a la cánula 931, el conducto A2 está unido a la cánula 932 y el conducto A3 está unido a la cánula 933. El nexo entre estos conductos y cánulas, no representado en estas figuras 1 y 2, se puede realizar mediante cualquier medio de unión convencional. Por ejemplo, estos conductos A1, A2 y A3 pueden ser tuberías con un diámetro interior de 10 mm, y las cánulas 931, 932 y 933 pueden ser cánulas vasculares insertadas en estas tuberías y/o fijadas a estas tuberías mediante cualquier medio de fijación conocido.

15 En el ejemplo de las figuras 1 y 2, las cánulas 931, 932 y 933 y conductos A1, A2 y A3 se establecen para conectar el dispositivo de vascularización 1, mediante las cánulas, a tres respectivas arterias 911, 912 y 913 de un cadáver humano 9. Las arterias 911, 912 y 913 determinan una red arterial, es decir, están unidas entre sí de modo que un líquido que se inyectara por una de estas arterias, por ejemplo la arteria 911, podría circular por esta arteria 911 y recorrer la red arterial, en orden a circular a continuación por las arterias 912 y 913. En particular, el arreglo de las cánulas 931, 932 y 933 y conductos A1, A2 y A3 permite una inyección de un líquido en esta red arterial por una al menos de estas cánulas.

Preferentemente, la arteria 911 es la arteria carótida común izquierda del cadáver 9, la arteria 912 es la arteria femoral derecha del cadáver 9 y la arteria 913 es la arteria femoral izquierda del cadáver 9.

25 Por lo tanto, el dispositivo de vascularización 1 comprende unos medios de conexión, incluyendo estos medios de conexión las cánulas 931, 932 y 933, establecidas para conectar este dispositivo de vascularización 1 a un corazón 92 del cadáver humano 9, de modo que este corazón forme parte de un circuito cardiovascular.

30 En lo referente al dispositivo de ventilación 2, se ve en la figura 1 que el mismo comprende una vía E1 representada mediante una flecha dirigida hacia la derecha de la figura. En este ejemplo, esta vía E1 es un conducto del dispositivo de ventilación 2 unido a una sonda orotraqueal 96 representada en la figura 3.

35 En el ejemplo de las figuras 1 y 3, el dispositivo de ventilación 2 comprende unos medios de conexión, incluyendo estos medios de conexión la sonda orotraqueal 96, establecidos para conectar el dispositivo de ventilación 2 a unos pulmones 941 y 942 del cadáver humano 9, de modo que estos pulmones formen parte de un circuito respiratorio del dispositivo de ventilación 2. Adicionalmente, en este ejemplo, los medios de conexión del dispositivo de ventilación 2 se establecen para conectar este dispositivo de ventilación 2 a una tráquea 95 del cadáver humano 9, modo de que esta tráquea 95 forme parte del circuito respiratorio.

Consecuentemente, se ve que, de acuerdo con la invención:

- el dispositivo de vascularización 1 se establece para vascularizar un circuito cardiovascular, en este ejemplo las arterias 911, 912 y 913, así como el corazón 92 del cadáver humano 9 tal como se ilustra en la figura 2;
- 40 - el dispositivo de ventilación 2 se establece para ventilar un circuito respiratorio, en este ejemplo la tráquea 95, así como los pulmones 941 y 942 del cadáver humano 9 tal como se ilustra en la figura 3.

Descripción del dispositivo de vascularización

45 El dispositivo de vascularización 1 comprende un sistema de inyección de líquido establecido para inyectar un líquido en el circuito cardiovascular y para ajustar al menos un parámetro de inyección del líquido en el circuito cardiovascular.

50 Con referencia a la figura 1, el sistema de inyección de líquido comprende tres electroválvulas de inyección 111, 121 y 131. Estas electroválvulas de inyección 111, 121 y 131 van montadas respectivamente en unos conductos de inyección A11, A21 y A31 del dispositivo de vascularización 1. Las electroválvulas de inyección 111, 121 y 131 se establecen para ajustar un caudal y/o una frecuencia de inyección del líquido en el circuito cardiovascular. Más concretamente, el conducto de inyección A11 está unido al conducto A1, el conducto de inyección A21 está unido al conducto A2 y el conducto de inyección A31 está unido al conducto A3, de modo que una modificación del ajuste de las electroválvulas de inyección 111, 121 y 131 en cuanto a caudal y/o a frecuencia de inyección se traduce en una modificación del caudal y/o de la frecuencia con la que se inyecta el líquido en la red arterial.

Los conductos de inyección A11, A21 y A31 en los que van montadas las electroválvulas de inyección 111, 121 y



131 se alimentan de líquido mediante un conducto común de alimentación A1C unido a estos tres conductos de inyección A11, A21 y A31 aguas arriba de las electroválvulas de inyección 111, 121 y 131.

Alternativamente, el sistema de inyección de líquido del dispositivo de vascularización 1 puede comprender una sola electroválvula de inyección montada en el conducto común de alimentación A1C (no representado).

5 En el ejemplo de la figura 1, el dispositivo de vascularización 1 también comprende tres electroválvulas de evacuación 112, 122 y 132. Estas electroválvulas de evacuación 112, 122 y 132 van montadas respectivamente en unos conductos de evacuación A12, A22 y A32 del dispositivo de vascularización 1. Los conductos de evacuación A12, A22 y A32 están unidos, por una parte, a los conductos A1, A2 y A3, es decir, a la red arterial y, por otra, a un conducto común de evacuación A4.

10 Tal arreglo de las electroválvulas de inyección 111, 121 y 131 y de las electroválvulas de evacuación 112, 122 y 132 permite inyectar el líquido proveniente del conducto común de alimentación A1C en la red arterial por intermedio de los conductos de inyección A11, A21 y A31 y evacuar el líquido proveniente de la red arterial hacia el conducto común de evacuación A4 por intermedio de los conductos de evacuación A12, A22 y A32.

15 El sistema de inyección de líquido de la figura 1 también comprende un regulador de presión de líquido 14 establecido para ajustar la presión de inyección del líquido en el circuito cardiovascular. Este regulador de presión de líquido 14 está montado en el conducto común de alimentación A1C, de modo que el líquido que llega a los conductos de inyección A11, A21 y A31 es regulado en presión por este regulador de presión de líquido 14.

20 De este modo, el al menos un parámetro de inyección del líquido ajustado por el sistema de inyección de líquido comprende, en este ejemplo, una presión (ajustada por el regulador de presión de líquido 14), así como un caudal y/o una frecuencia (ajustados por las electroválvulas de inyección 111, 121 y 131) de inyección del líquido en el circuito cardiovascular.

Adicionalmente, el dispositivo de vascularización 1 también comprende un sistema de medida de líquido establecido para medir al menos un parámetro representativo de un flujo de líquido en el circuito cardiovascular.

25 Este al menos un parámetro representativo de un flujo del líquido en el circuito cardiovascular comprende un caudal del líquido en el circuito cardiovascular. Para hacer esto, el sistema de medida de líquido comprende al menos un caudalímetro (tres caudalímetros 151, 152 y 153 en el ejemplo de la figura 1) establecido para medir el caudal del líquido en el circuito cardiovascular. En este ejemplo, los caudalímetros 151, 152 y 153 van montados respectivamente en los conductos de inyección A11, A21 y A31, aguas arriba de las electroválvulas de inyección 111, 121 y 131.

30 Alternativamente, el sistema de medida de líquido puede comprender un solo caudalímetro montado en el conducto común de alimentación A1C (no representado).

En el ejemplo de la figura 1, el sistema de medida de líquido comprende además un sensor de presión intracardiaca 16 establecido para medir una presión intracardiaca del líquido en el corazón, constituyendo esta presión intracardiaca un parámetro representativo del flujo del líquido en el circuito cardiovascular.

35 El sensor de presión intracardiaca 16 se inserta, por ejemplo, en el corazón 92 del cadáver 9 de la figura 2 por la arteria carótida común derecha 914 de este cadáver 9.

Mediante el dispositivo de vascularización 1 de la invención se pueden poner en práctica varios modos de inyección de líquido.

40 Las electroválvulas de inyección 111, 121 y 131 y las electroválvulas de evacuación 112, 122 y 132 constituyen, dos a dos, mecanismos de circulación: la electroválvula de inyección 111 y la electroválvula de evacuación 112 constituyen un mecanismo de circulación 11 montado en el conducto A1; la electroválvula de inyección 121 y la electroválvula de evacuación 122 constituyen un mecanismo de circulación 12 montado en el conducto A2; la electroválvula de inyección 131 y la electroválvula de evacuación 132 constituyen un mecanismo de circulación 13 montado en el conducto A3. Estos mecanismos de circulación 11, 12 y 13 se establecen para adoptar selectivamente dos posiciones:

- una posición de inyección en la que el líquido puede circular por el conducto A1, A2 y/o A3 a través del mecanismo de circulación 11, 12 y/o 13 desde el sistema de inyección de líquido hacia la red arterial y en la que el líquido no puede circular por el conducto A1, A2 y/o A3 a través del mecanismo de circulación 11, 12 y/o 13 desde la red arterial hacia el sistema de inyección de líquido,
- 50 - una posición de evacuación en la que el líquido puede circular por el conducto A1, A2 y/o A3 a través del mecanismo de circulación 11, 12 y/o 13 desde la red arterial hacia el sistema de inyección de líquido y en la que el líquido no puede circular por el conducto A1, A2 y/o A3 a través del mecanismo de circulación 11, 12 y/o 13 desde el sistema de inyección de líquido hacia la red arterial.

Para seleccionar modos de inyección de líquido, el dispositivo de vascularización 1 comprende un selector (no

representado) establecido para seleccionar al menos dos modos de inyección de líquido de entre:

- un modo de puesta en presión en el que los tres mecanismos de circulación 11, 12 y 13 se ubican en la posición de inyección,
- un modo de puesta en circulación en el que uno o dos de los mecanismos de circulación se ubican en la posición de inyección y en el que el o los otros mecanismos de circulación se ubican en la posición de evacuación.

El selector (no representado) puede consistir en un selector gráfico sobre una interfaz de usuario de tipo gráfico, o en un conmutador mecánico, por ejemplo de tres posiciones.

El modo de puesta en circulación se pone en práctica, alternativamente, de dos maneras diferentes:

- puesta en circulación divergente: un mecanismo de circulación (por ejemplo, 11) se ubica en la posición de inyección y los otros dos mecanismos de circulación (en el ejemplo, 12 y 13) se ubican en la posición de evacuación: en el ejemplo descrito en este punto, el líquido, en este caso, se inyecta en la red arterial por la arteria carótida común izquierda y se evacúa de la red arterial por las arterias femorales derecha e izquierda, llevando consigo una circulación del líquido por la red arterial de arriba abajo del cadáver humano 9;
- puesta en circulación convergente: un mecanismo de circulación (por ejemplo, 11) se ubica en la posición de evacuación y los otros dos mecanismos de circulación (en el ejemplo, 12 y 13) se ubican en la posición de inyección: en el ejemplo descrito en este punto, el líquido, en este caso, se inyecta en la red arterial por las arterias femorales derecha e izquierda y se evacúa de la red arterial por la arteria carótida común izquierda, llevando consigo una circulación del líquido por la red arterial de abajo arriba del cadáver humano 9.

Preferentemente, el dispositivo de vascularización 1 de la invención comprende además, tal como se ilustra en la figura 1:

- un mezclador termostático 171 alimentado, por ejemplo, con agua caliente 17a y con agua fría 17b en orden a alimentar el conducto común de alimentación A1C con un líquido (agua) que tiene una temperatura de aproximadamente 37 °C a +/- 1 °C; alternativamente, esto se puede realizar mediante un calentador de agua 172 regulado y presurizado a al menos dos bares, o mediante cualquier otro medio; y/o
- un grifo de alimentación 173 montado en el conducto común de alimentación A1C después del mezclador termostático 171 o el calentador de agua 172, siendo este grifo de alimentación 173 preferentemente manual y permitiendo alimentar líquido al dispositivo; y/o
- un sensor de presión 174, de tipo manómetro de aguja o digital, montado en el conducto común de alimentación A1C aguas abajo del regulador de presión de líquido 14 y aguas arriba de los caudalímetros 151, 152 y 153, con el fin de permitir un control visual de la presión del líquido en este conducto; y/o
- un termómetro 175, de tipo termopar, montado en el conducto común de alimentación A1C aguas abajo del regulador de presión de líquido 14 y aguas arriba de los caudalímetros 151, 152 y 153, con el fin de permitir un control visual de la presión del líquido en este conducto; y/o
- un inyector 176, por ejemplo de tipo bomba de rodillos, establecido para introducir una solución en el líquido circulante por el conducto común de alimentación A1C, permitiendo esta solución hacer este líquido similar a sangre, en cuanto a color y/o a viscosidad.

De la presente descripción se desprende que la expresión "circuito cardiovascular" designa un circuito que comprende:

- una parte perteneciente al simulador médico-quirúrgico según la invención, en particular los conductos A1, A2 y A3;
- una parte no perteneciente al simulador médico-quirúrgico según la invención, en particular las arterias 911, 912 y 913, así como el corazón 92 del cadáver humano 9.

Descripción del dispositivo de ventilación

El dispositivo de ventilación 2 comprende un sistema de inyección de gas establecido para inyectar un gas en el circuito respiratorio. En el ejemplo de la figura 1, este sistema de inyección de gas comprende un distribuidor neumático 21 establecido para ajustar un caudal y/o una frecuencia de inyección del gas en el circuito respiratorio. En este ejemplo, este sistema de inyección de gas también comprende un regulador de presión de gas 24 montado aguas arriba del distribuidor neumático 21 y establecido para ajustar la presión de inyección del gas en el circuito respiratorio. Adicionalmente, el sistema de inyección de gas también comprende la sonda orotraqueal 96 establecida

para inyectar el gas en la tráquea 95 del cadáver humano 9 (véase la figura 3).

El sistema de inyección de gas se establece para ajustar al menos un parámetro de inyección del gas en el circuito respiratorio, comprendiendo este al menos un parámetro de inyección del gas la presión y/o el caudal y/o la frecuencia de inyección del gas en el circuito respiratorio.

- 5 El dispositivo de ventilación 2 comprende además un sistema de medida de gas establecido para medir al menos un parámetro representativo de un flujo del gas en el circuito respiratorio. Preferentemente, este al menos un parámetro representativo de un flujo del gas en el circuito respiratorio comprende un caudal del gas en el circuito respiratorio. Para hacer esto, el sistema de medida de gas de la figura 1 comprende un caudalímetro neumático 25 establecido para medir el caudal del gas en el circuito respiratorio.
- 10 Preferentemente, el dispositivo de ventilación 2 de la invención comprende además, tal como se ilustra en la figura 1:
- un módulo de calentamiento de aire comprimido 271, por ejemplo un calentador de aire regulado y presurizado a al menos dos bares, que permite inyectar en el conducto E1, en cuanto gas, aire que tiene una temperatura de aproximadamente 37 °C a +/- 1 °C, alimentándose este módulo de calentamiento 271 con aire comprimido, por ejemplo a 8 bares; y/o
  - 15 - un grifo de alimentación 272 montado en el conducto E1 después del módulo de calentamiento 271 y aguas arriba del regulador de presión de gas 24, siendo este grifo de alimentación 272 preferentemente manual y permitiendo alimentar aire comprimido al dispositivo; y/o
  - un manómetro 273, por ejemplo montado aguas abajo del regulador de presión de gas 24 y aguas arriba del caudalímetro neumático 25, permitiendo este manómetro 273 controlar visualmente la presión de aire circulante por el conducto E1; y/o
  - 20 - un filtro de aire 274 establecido para filtrar el aire proveniente del circuito respiratorio, con el fin de evitar verter al medio ambiente del simulador médico-quirúrgico un aire que se hubiera contaminado al pasar por los pulmones 941 y 942 del cadáver 9.

De la presente descripción se desprende que la expresión "circuito respiratorio" designa un circuito que comprende:

- 25
- una parte perteneciente al simulador médico-quirúrgico según la invención, en particular el conducto E1;
  - una parte no perteneciente al simulador médico-quirúrgico según la invención, en particular la tráquea 95, así como los pulmones 941 y 942 del cadáver humano 9.

Descripción del dispositivo de regulación

El dispositivo de regulación 3 se establece para:

- 30
- leer al menos un parámetro de entrada, comprendiendo el al menos un parámetro de entrada:
    - o uno o varios parámetros de entre el al menos un parámetro medido por el sistema de medida de líquido y/o por el sistema de medida de gas, y/o
    - o uno o varios parámetros de entre el al menos un parámetro de inyección del líquido y/o el al menos un parámetro de inyección del gas,
  - 35 - ajustar, por intermedio del sistema de inyección de líquido y/o el sistema de inyección de gas, al menos un parámetro de salida en función del al menos un parámetro de entrada, comprendiendo el al menos un parámetro de salida uno o varios parámetros de entre el al menos un parámetro de inyección del líquido y/o el al menos un parámetro de inyección del gas, siendo el al menos un parámetro de salida diferente del al menos un parámetro de entrada.

- 40 El dispositivo de regulación 3 comprende preferentemente unos medios o "interfaz de usuario" (por ejemplo, botón, ruedas de ajuste, teclado informático y/o pantalla táctil... no representado) para introducir manualmente uno o varios parámetros de entre el al menos un parámetro de inyección del líquido y/o el al menos un parámetro de inyección del gas en cuanto parámetro de entrada. Tales medios (no representados) permiten a un enseñante desencadenar manualmente un evento con el fin de simular, por ejemplo, una parada cardíaca o una modificación de ritmo cardíaco y/o respiratorio.
- 45

Tales medios de entrada (no representados) también permiten a un enseñante desencadenar manualmente un escenario tal y como se describe a continuación.

Para hacer esto, el dispositivo de regulación 3 comprende, en el ejemplo de la figura 1, una memoria informática 4 en la que están grabados uno o varios modelos de entre:

- 50
- un modelo cardíaco-respiratorio en el que el dispositivo de regulación 3 lee como parámetro(s) de entrada

uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del líquido y ajusta como parámetro(s) de salida, por intermedio del sistema de inyección de gas, uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del gas en función de este(os) parámetro(s) de entrada;

5 - un modelo respiratorio-cardiaco en el que el dispositivo de regulación lee como parámetro(s) de entrada uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del gas y ajusta como parámetro(s) de salida, por intermedio del sistema de inyección de líquido, uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del líquido en función de este(os) parámetro(s) de entrada;

10 - un modelo cardiaco-cardiaco en el que el dispositivo de regulación lee como parámetro(s) de entrada uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del líquido y ajusta como parámetro(s) de salida, por intermedio del sistema de inyección de líquido, uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del líquido en función de este(os) parámetro(s) de entrada, siendo este(os) parámetro(s) de salida diferente(s) de este(os) parámetro(s) de entrada;

15 - un modelo respiratorio-respiratorio en el que el dispositivo de regulación lee como parámetro(s) de entrada uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del gas y ajusta como parámetro(s) de salida, por intermedio del sistema de inyección de gas, uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del gas en función de este(os) parámetro(s) de entrada, siendo este(os) parámetro(s) de salida diferente(s) de este(os) parámetro(s) de entrada.

El ajuste del o de los parámetros de salida es, por ejemplo, una función lineal, o parabólica o polinomial del o de los parámetros de entrada, y preferentemente una función polinomial.

20 Adicionalmente, en este ejemplo, la memoria informática 4 comprende grabados varios escenarios, correspondiendo cada escenario a una combinación, específica de ese escenario, de varios modelos. Se dan a continuación ejemplos de escenarios.

El dispositivo de regulación 3 comprende un ordenador (no representado) y un equipo lógico (no representado) que permite ejecutar sus funciones.

25 El dispositivo de regulación 3 tan solo comprende medios técnicos: informáticos y/o lógicos y/o electrónicos y/o mecánicos.

Ejemplos de puesta en práctica del simulador médico-quirúrgico

30 Aparte de la instalación de las cánulas 931, 932 y 933 (orientadas hacia el corazón) en las arterias femorales izquierda 913 y derecha 912 y en la arteria carótida común izquierda 911, y de la inserción en la arteria carótida común derecha 914 de la sonda intracardiaca 16, también se insertan cánulas (no representadas) en las venas yugulares internas (no representadas, cánulas orientadas hacia el corazón) y en las venas femorales (no representadas, cánulas orientadas hacia la convergencia cava). Adicionalmente, se excluyen por ligadura de los ejes vasculares el extremo cefálico y los extremos de los cuatro miembros del cadáver 9, aguas abajo de las cánulas, a nivel cervical bilateral, por una parte, a nivel braquial y femoral bilateral por otra parte. Esta exclusión distal y periférica permite obtener óptimamente la vascularización del tronco (tórax o abdomen). Pero la posición de las cánulas y de las ligaduras se puede rectificar para habilitar en su caso la revascularización de un miembro.

Proceso de inicialización

35 Consiste una primera etapa en determinar la presión inicial de inyección de líquido y de gas. Para hacer esto, un enseñante ajusta en primer lugar la presión de inyección del líquido, con el concurso del regulador de presión de líquido 14, con el fin de obtener una presión intracardiaca de 140 mmHg medida por la sonda intracardiaca 16. En primera instancia, el dispositivo de regulación 3 pilota las tres electroválvulas de inyección 111, 121 y 131 a una frecuencia cardiaca inicial definida (típicamente: 60 latidos por minuto, 31 % de sístole). Para hacer esto, una señal de tipo cuadrada correspondiente (típicamente: 1 Hz, 31 % de semiperiodo) gobierna las electroválvulas de inyección, por intermedio de una tarjeta de E/S, mediante el ordenador del dispositivo de regulación. En segunda instancia, se determina la presión de inyección de líquido mediante un ajuste del regulador de presión de inyección de líquido 14 pilotado por el PC, por intermedio de la tarjeta de E/S, en tensión (voltios) con el fin de obtener un valor de 0,05 bares (baja presión de inyección inicial de primera instancia). Seguidamente, el equipo lógico del dispositivo de regulación 3 aumenta progresivamente la tensión de pilotaje del regulador de presión de inyección de líquido 14, y ello hasta alcanzar una medida mediante la sonda intracardiaca 16 de 140 mmHg —el enseñante que ajusta el dispositivo puede utilizar la indicación proporcionada por el sensor de presión 174—.

55 En este estadio, en el ámbito respiratorio y en lo referente a la presión de inyección de gas, el equipo lógico empieza a pilotar, con el concurso de una señal cuadrada enviada por intermedio de la tarjeta de E/S, el distribuidor neumático 21 a una frecuencia típicamente de 40 ciclos por minuto (0,66 Hz, 50 % de inspiración). El equipo lógico del dispositivo de regulación 4 pilota, en tensión (voltios), el regulador de presión de gas 24 con el fin de obtener, al inicio de la sesión, una presión de gas inyectado en los pulmones 941, 942 de 0,05 bares (valor medido por el manómetro 273 y, por ejemplo, reenviado al ordenador para su presentación en una pantalla de mando).

Seguidamente, el equipo lógico aumenta la tensión (voltios) de pilotaje del regulador de presión de gas 24 hasta obtener una presión de aire inyectado de 0,4 bares (este valor es modificable por el enseñante en función del movimiento deseado de la caja torácica del cadáver 9).

- 5 El aumento se lleva a cabo de una manera progresiva (duración = aproximadamente 2 a 3 minutos) con el fin de tener una progresiva puesta bajo presión de los pulmones 941 y 942, de utilizar la adaptabilidad pulmonar y la adaptabilidad de la caja torácica y de evitar los barotraumatismos pleuropulmonares que pueden comprometer los movimientos respiratorios (ciclado de acomodación).

Los valores iniciales procedentes de este proceso de inicialización son memorizados por la memoria informática 4 y se definen, por ejemplo, de la siguiente manera:

- 10 - la frecuencia cardiaca inicial (F card inic),  
 - el % de sístole/diástole inicial (% sistol inic),  
 - la presión de inyección de la sangre falsa inicial (P card inicial),  
 - la frecuencia respiratoria inicial (F resp inic),  
 - el % de inspiración/expiration (% insp inic),  
 15 - la presión de insuflación respiratoria (P resp inic).

Simulación de una parada cardiaca desencadenada por el enseñante

- En el ámbito de un escenario de parada cardiaca, el enseñante puede desear simular una parada cardiaca del cadáver 9 vascularizado y desencadenarlo. Cuando es desencadenado este escenario por el enseñante, un alumno recibe información visual por mediación de un monitor médico (pantalla médica) en la forma de: modificación del ritmo cardiaco por bradicardia progresiva con posterior asistolia.
- 20

- Quando se desencadena este escenario, el ordenador adapta, en función del escenario predeterminado y memorizado en la memoria informática 4, la señal cuadrada enviada a las tres electroválvulas de inyección 111, 121, 131 reduciendo progresivamente o muy rápidamente su frecuencia, así como el % de semiperíodo: disminución del % de sístole/diástole correlacionado con la disminución de la frecuencia cardiaca (ley de comportamiento de la parada cardiaca, frecuencia cardiaca = f(tiempo)). Durante esta fase de disminución de la frecuencia cardiaca, solo son accionadas de manera frecuencial las tres electroválvulas de inyección, mientras que las tres electroválvulas de evacuación 112, 122, 132 no resultan modificadas. La disminución irá hasta la parada de la señal enviada a las electroválvulas (parada cardiaca). A todo lo largo de esta disminución del ritmo cardiaco, la información adquirida por la sonda intracardiaca 16 se reenvía de manera visual al alumno por mediación del monitor médico.
- 25

- Paralelamente, se induce una disminución de la presión en el circuito cardiovascular (para que el alumno pueda sentirlo en el cadáver 9 vascularizado: desaparición del pulso aórtico). Para simular este fenómeno, el equipo lógico (mediante el ordenador, por intermedio de la tarjeta de E/S) disminuye la tensión enviada al regulador de presión de líquido 14, hasta no tener ya presión alguna en el conducto común de alimentación A1C (medida realizada por el sensor de presión 174). El ordenador es el que calcula esta disminución en función de una ley de comportamiento de tipo presión arterial = f(tiempo). Esto tiene como efecto el disminuir la presión intracardiaca (medida por la sonda intracardiaca 16 y presentada en el monitor médico).
- 30
- 35

No hay modificación física en el circuito respiratorio. La caja torácica conserva el mismo movimiento (en quirófano real, una máquina sigue inyectando un gas).

- Por el contrario, en correspondencia con el monitor médico, se hace disminuir progresivamente la oximetría hasta el 60 %, con el fin de hacer saber al alumno que el paciente ha fallecido. El ordenador es el que realiza esta modificación en el monitor médico. La velocidad de disminución de la oximetría está predefinida en el ordenador.
- 40

Simulación de una modificación simple del ritmo cardiaco desencadenada por el enseñante

- El enseñante define un nuevo valor de la frecuencia cardiaca y, por tanto, el % de sístole/diástole. Seguidamente, es el equipo lógico el que envía a las electroválvulas de inyección 111, 121, 131 la señal cuadrada correspondiente a los parámetros buscados. El tiempo para alcanzar el nuevo valor de la frecuencia cardiaca lo define asimismo el enseñante (una decena de segundos). La modificación del ritmo cardiaco viene dada visualmente al alumno por el monitor médico.
- 45

El retorno a los valores iniciales de la frecuencia cardiaca obedece al mismo proceso, pero en sentido inverso.

Simulación de una modificación simple del ritmo respiratorio desencadenada por el enseñante

- 50 La frecuencia ventilatoria y el porcentaje de inspiración/expiration también se pueden modificar en función de

escenarios. El resultado físico sobre el cadáver 9 se caracteriza por la modificación de la frecuencia de la ampliación de la caja torácica y de los movimientos del diafragma, con posibilidad de entorpecer al alumno en su gesto quirúrgico. Esto también se debe traducir visualmente para el alumno en la monitorización médica mediante la modificación de los parámetros: capnografía (concentración de CO<sub>2</sub>), oximetría de pulso, frecuencia respiratoria. Es el equipo lógico el que efectúa una regeneración visual, en tiempo real, en el monitor médico.

El equipo lógico debe modificar entonces la señal cuadrada enviada al distribuidor neumático 21, calculada a partir de los datos respiratorios dictados por el enseñante (número de ciclos por minuto y porcentaje de inspiración/expiración). Esta modificación (aumento o disminución de la frecuencia respiratoria) calculada por el equipo lógico se puede realizar a lo largo de un cierto periodo, definido por el enseñante (aceleración o desaceleración de la frecuencia respiratoria).

No hay modificación de presión de insuflación.

Esta modificación ventilatoria puede llegar hasta la parada ventilatoria, es decir, una parada completa de la movilización del tórax y del diafragma con su traducción sobre la monitorización médica en una caída de la capnografía y de la oximetría de pulso. En este caso, el equipo lógico deja sin tensión el distribuidor neumático 21.

La reanudación de la ventilación se lleva a cabo de la misma manera pero en sentido inverso. Es decir, el enseñante ordena al equipo lógico unos nuevos parámetros respiratorios (número de ciclos por minuto y porcentaje de inspiración/expiración). También puede reinicializar los parámetros respiratorios iniciales. El equipo lógico calcula entonces la frecuencia de la nueva señal cuadrada oportuna, enviada al distribuidor neumático 21 (por intermedio de la tarjeta de E/S). La reanudación progresiva de la respiración (aumento de la frecuencia respiratoria) se hará por espacio de tiempo definido por el enseñante según una ley de comportamiento de tipo "Reanudación de frecuencia respiratoria = f(tiempo)". Los parámetros respiratorios (capnografía, oximetría de pulso y frecuencia respiratoria) se actualizan entonces en el monitor médico en tiempo real con el fin de dar la información al alumno.

En la presente descripción, la expresión "=f(X)" significa "es función de X".

Paso del modo puesta bajo presión arterial (no circulante) al modo circulación sanguínea arterial

Como se ha indicado más arriba, la vascularización (pulsátil) del cadáver 9 puede funcionar según tres modos de inyección de líquido.

El modo de puesta en presión, en el que no hay circulación significativa del líquido por el circuito cardiovascular. Esto permite detectar más fácilmente las fugas y minimizar la cantidad de líquido utilizado. Es el modo principalmente utilizado. Cuando las tres electroválvulas de evacuación 112, 122, 132 están cerradas, es decir, no pilotadas en tensión (voltios) por el ordenador (por intermedio de la tarjeta de E/S), la pulsatilidad de la red arterial del cadáver vascularizado se obtiene mediante puestas en presión de las columnas de líquido de la red arterial. Por lo tanto, la pulsatilidad se lleva a cabo con un pilotaje de las tres electroválvulas de inyección 112, 122, 132. El curso del líquido se lleva a cabo únicamente por el sistema venoso después de atravesar los órganos (corazón 92). Este modo de funcionamiento presenta la ventaja de consumir menos líquido, de revascularizar los órganos o las vísceras del tórax y/o del abdomen del cadáver dándoles un color (mayor concentración de colorante), textura y temperatura mejores, próximos a la realidad, y de obtener un caudal, una presión, una turgencia del sistema venoso antes de un curso del líquido por unas cánulas venosas hacia el exterior.

El modo de circulación divergente (circulación de la parte superior del cuerpo hacia la parte inferior del cuerpo): en este caso, el ordenador, después de haber recibido la orden del enseñante, realiza las siguientes tareas:

- envío de una señal cuadrada a la electroválvula de inyección 111 que inyecta el líquido en la arteria carótida 911 (función de la frecuencia cardíaca y del % de sístole/diástole),
- cierre (desconexión) de las otras dos electroválvulas de inyección 121, 131 unidas a las arterias femorales 912, 913,
- apertura (puesta en tensión) de las dos electroválvulas de evacuación 122, 132 unidas a las arterias femorales enviando una tensión continua (no pulsátil) por intermedio de la tarjeta de E/S,
- cierre (desconexión) de la electroválvula de evacuación 112 unida a la arteria carótida.

El modo de circulación convergente (circulación de la parte inferior del cuerpo hacia la parte superior del cuerpo): el enseñante también puede invertir el sentido de circulación ordenando al PC:

- el envío de una señal cuadrada a las dos electroválvulas de inyección 121, 131 unidas a las arterias femorales 912, 913 (función de la frecuencia cardíaca y del % de sístole/diástole),
- cerrar (ausencia de tensión) la electroválvula de inyección 111 unida a la arteria carótida 911,
- abrir la electroválvula de evacuación 112 unida a la arteria carótida enviando una tensión continua (no

pulsátil) por intermedio de la tarjeta de E/S,

- cerrar (ausencia de tensión) las dos electroválvulas de evacuación 122, 132 unidas a las arterias femorales.

Escenario no desencadenado por el enseñante: herida vascular accidental

5 De manera esquemática, una herida vascular accidental realizada por el enseñante en el curso del escenario quirúrgico lleva consigo una fuga del líquido (que simula la sangre) y, con ello, una disminución de las presiones en el circuito cardiovascular.

En este caso, hay un aumento significativo del caudal de líquido inyectado medido por los caudalímetros 151, 152, 153. Si el equipo lógico detecta tal aumento de caudal, entonces debe:

- 10 - presentar la caída de tensión arterial en el monitor médico merced a los datos recogidos por la sonda intracardiaca 16,
- calcular el aumento de la frecuencia cardiaca (así como el % de sístole/diástole) en función de la ley de comportamiento (frecuencia cardiaca =  $f(\text{caudal inyectado})$ ) definida por el escenario. El porcentaje de sístole/diástole se determina merced a la frecuencia cardiaca. Esta modificación de la frecuencia cardiaca será presentada en el monitor médico. La nueva señal cuadrada calculada se enviará a las tres electroválvulas de inyección 111, 121, 131, con el fin de modificar el pulso sentido físicamente por el
- 15 alumno sobre el cadáver 9 vascularizado,
- No hay modificación de la frecuencia respiratoria.

20 Después de un tiempo predefinido por el enseñante, sin control de la herida vascular y, por tanto, con persistencia de un caudal elevado medido, se induce una nueva respuesta con ralentización cardiaca (y, por tanto, desplome de las presiones circulatorias) que hace saber al alumno la gravedad de la situación hemodinámica.

Por lo tanto, el equipo lógico ordena una disminución de la frecuencia de señal cuadrada que pilota las tres electroválvulas de inyección, según una ley de comportamiento definida por el enseñante (frecuencia cardiaca =  $f(\text{tiempo})$ ), o bien tomada de modelos predefinidos disponibles en la memoria informática 4).

25 Paralelamente, la frecuencia cardiaca así como la presión intracardiaca son modificadas en tiempo real en el monitor médico con el fin de dar la información visual al alumno.

La presión de inyección de líquido se disminuye, bajando la tensión (voltios) enviada por el ordenador (por intermedio de la tarjeta de E/S) al regulador de presión de líquido 14. La velocidad de disminución de esta presión de inyección será definida por el enseñante, o bien previamente programada, por ejemplo a 10 segundos.

30 Si se repara la herida vascular, el caudal registrado vuelve a la situación basal inicial, la reacción automática hace volver todas las constantes al estado inicial. En este caso, el ordenador modifica las señales cuadradas enviadas respectivamente a las tres electroválvulas de inyección 111, 121, 131 y al distribuidor neumático 21, con los valores iniciales antes definidos.

35 Si no se repara la herida vascular, se activa el cuadro de parada circulatoria. Lo cual se traduce en una parada completa de las tres electroválvulas de inyección y del distribuidor neumático. El ordenador deja de emitir señales cuadradas en dirección a estos accionadores.

El escenario que se acaba de describir también puede estar desencadenado por una pérdida de presión intracardiaca medida por la sonda intracardiaca 16.

40 Opcionalmente, cuando una de las tres electroválvulas de inyección recibe una señal cuadrada (por intermedio de la tarjeta de E/S) por parte del ordenador, este último ordena la puesta en marcha del inyector (bomba de rodillos) 176, con el fin de inyectar colorante rojo en el líquido por el conducto común de alimentación A1C permitiendo simular sangre.

Unos termopares (entre ellos, por ejemplo, el termómetro 175) permiten presentar en tiempo real, en el monitor médico, la temperatura del líquido y del gas inyectados.

45 El líquido inyectado por una o varias de las cánulas, según la permeabilidad de los ejes vasculares y el escenario contemplado, simula la sangre en color, temperatura, textura y viscosidad. Este líquido de simulación sigue la red arterial en el sentido anatómico y funcional convencional, llega a las vísceras, las revasculariza por los capilares y regresa hacia las cánulas venosas siguiendo, aquí, el sentido fisiológico de la sangre. Entonces, se elimina del cuerpo.

50 Las entradas arteriales permiten mantener una columna de presión en el sistema arterial. Las electroválvulas 111, 121 y 131 se encargan de la dimensión pulsátil de esta columna de líquido que, así, imita para el cirujano los latidos cardiacos transmitidos a los vasos.

El paso de la sangre simulada por los órganos vuelve a dar a los mismos una nueva coloración, una temperatura y una textura realistas.

La ausencia de latido del corazón no plantea problemas para la cirugía cardíaca, ya que la misma se realiza en clínica humana bajo cardioplejía fría y CEC en los escenarios propuestos.

- 5 En la anterior descripción, el cadáver (9) es un cadáver humano. No obstante, la invención puede ser llevada a la práctica sobre un cadáver animal no humano.

Claro es que la invención no está limitada a los ejemplos que se acaban de describir, y que, en estos ejemplos, se pueden introducir numerosas adecuaciones sin salir del ámbito de la invención. Por ejemplo, se puede utilizar un dispositivo de aspiración (no representado) con el fin de aspirar líquidos situados en el estómago del cadáver y de evitar que el estómago se hinche. Tal dispositivo de aspiración (no representado) puede consistir en una sonda gástrica (tubo de faucher) conectada a un sistema de aspiración (de vacío de aire), permitiendo así la aspiración de líquidos situados en el estómago. Tal sonda gástrica puede ser introducida por la boca del cadáver, en orden a posicionar el extremo aspirante en el estómago. Además, las diferentes características, formas, variantes y formas de realización de la invención se pueden asociar entre sí según diversas combinaciones, en tanto no sean incompatibles o excluyentes entre sí.

10

15



**REIVINDICACIONES**

1. Simulador médico-quirúrgico que comprende:

- un dispositivo de vascularización (1) establecido para vascularizar un circuito cardiovascular, comprendiendo el dispositivo de vascularización (1):

- 5 o unos medios de conexión (931, 932, 933) establecidos para conectar el dispositivo de vascularización (1) a un corazón (92) de un cadáver (9), de modo que este corazón forme parte del circuito cardiovascular,
- o un sistema de inyección de líquido establecido para inyectar un líquido en el circuito cardiovascular y para ajustar al menos un parámetro de inyección del líquido en el circuito cardiovascular,
- 10 o un sistema de medida de líquido (151, 152, 153, 16) establecido para medir al menos un parámetro representativo de un flujo de líquido en el circuito cardiovascular,

y/o

- un dispositivo de ventilación (2) establecido para ventilar un circuito respiratorio, comprendiendo el dispositivo de ventilación:

- 15 o unos medios de conexión (96) establecidos para conectar el dispositivo de ventilación a unos pulmones (941, 942) del cadáver, de modo que estos pulmones formen parte del circuito respiratorio,
- o un sistema de inyección de gas establecido para inyectar un gas en el circuito respiratorio y para ajustar al menos un parámetro de inyección del gas en el circuito respiratorio,
- 20 o un sistema de medida de gas (25) establecido para medir al menos un parámetro representativo de un flujo del gas en el circuito respiratorio,

comprendiendo además el simulador médico-quirúrgico un dispositivo de regulación (3) establecido para:

- leer al menos un parámetro de entrada, comprendiendo el al menos un parámetro de entrada:
  - o uno o varios parámetros de entre el al menos un parámetro medido por el sistema de medida de líquido y/o por el sistema de medida de gas, y/o
  - 25 o uno o varios parámetros de entre el al menos un parámetro de inyección del líquido y/o el al menos un parámetro de inyección del gas,
- caracterizado por que el dispositivo de regulación (3) se establece además para ajustar, por intermedio del sistema de inyección de líquido y/o el sistema de inyección de gas, al menos un parámetro de salida en función del al menos un parámetro de entrada, comprendiendo el al menos un parámetro de salida uno o varios parámetros de entre el al menos un parámetro de inyección del líquido y/o el al menos un parámetro de inyección del gas, siendo el al menos un parámetro de salida diferente del al menos un parámetro de entrada.
- 30

2. Simulador médico-quirúrgico según la reivindicación 1, caracterizado por comprender el dispositivo de vascularización y el dispositivo de ventilación.

35 3. Simulador médico-quirúrgico según la reivindicación 1 ó 2, caracterizado por comprender el dispositivo de vascularización (1) y por que el al menos un parámetro de inyección del líquido comprende una presión y/o un caudal y/o una frecuencia de inyección del líquido en el circuito cardiovascular.

4. Simulador médico-quirúrgico según la reivindicación 3, caracterizado por que el sistema de inyección de líquido comprende:

- 40 - una o varias electroválvulas de inyección (111, 121, 131) establecidas para ajustar el caudal y/o la frecuencia de inyección del líquido en el circuito cardiovascular, y/o
- un regulador de presión de líquido (14) establecido para ajustar la presión de inyección del líquido en el circuito cardiovascular.

45 5. Simulador médico-quirúrgico según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, caracterizado por comprender el dispositivo de vascularización (1) y por que el al menos un parámetro representativo de un flujo del líquido en el circuito cardiovascular comprende un caudal del líquido en el circuito cardiovascular.

6. Simulador médico-quirúrgico según la reivindicación 5, caracterizado por que el sistema de medida de líquido comprende uno o varios caudalímetros (151, 152, 153) establecidos para medir el caudal del líquido en el circuito

cardiovascular.

- 5 7. Simulador médico-quirúrgico según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, caracterizado por comprender el dispositivo de vascularización (1) y por que el sistema de medida de líquido comprende además un sensor de presión intracardiaca (16) establecido para medir una presión intracardiaca del líquido en el corazón, constituyendo esta presión intracardiaca un parámetro representativo del flujo del líquido en el circuito cardiovascular.
8. Simulador médico-quirúrgico según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, caracterizado por comprender el dispositivo de ventilación (2) y por que el al menos un parámetro de inyección del gas comprende una presión y/o un caudal y/o una frecuencia de inyección del gas en el circuito respiratorio.
- 10 9. Simulador médico-quirúrgico según la reivindicación 8, caracterizado por que el sistema de inyección de gas comprende:
- un distribuidor neumático (21) establecido para ajustar el caudal y/o la frecuencia de inyección del gas en el circuito respiratorio y/o
  - un regulador de presión de gas (24) establecido para ajustar la presión de inyección del gas en el circuito respiratorio.
- 15 10. Simulador médico-quirúrgico según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, caracterizado por comprender el dispositivo de ventilación (2) y por que el al menos un parámetro representativo de un flujo del gas en el circuito respiratorio comprende un caudal del gas en el circuito respiratorio.
11. Simulador médico-quirúrgico según la reivindicación 10, caracterizado por que el sistema de medida de gas comprende un caudalímetro neumático (25) establecido para medir el caudal del gas en el circuito respiratorio.
- 20 12. Simulador médico-quirúrgico según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11, caracterizado por que:
- comprende el dispositivo de vascularización (1) y por que el dispositivo de regulación comprende unos medios para introducir manualmente el al menos un parámetro de inyección del líquido en cuanto parámetro de entrada y/o
  - comprende el dispositivo de ventilación (2) y por que el dispositivo de regulación comprende unos medios para introducir manualmente el al menos un parámetro de inyección del gas en cuanto parámetro de entrada.
- 25 13. Simulador médico-quirúrgico según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12, caracterizado por que el dispositivo de regulación comprende una memoria informática (4) en la que se graban uno o varios modelos de entre:
- 30 - un modelo cardiaco-respiratorio en el que el dispositivo de regulación lee como parámetro(s) de entrada uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del líquido y ajusta como parámetro(s) de salida, por intermedio del sistema de inyección de gas, uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del gas en función de este(os) parámetro(s) de entrada, comprendiendo el simulador el dispositivo de vascularización (1) y el dispositivo de ventilación (2);
  - 35 - un modelo respiratorio-cardiaco en el que el dispositivo de regulación lee como parámetro(s) de entrada uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del gas y ajusta como parámetro(s) de salida, por intermedio del sistema de inyección de líquido, uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del líquido en función de este(os) parámetro(s) de entrada, comprendiendo el simulador el dispositivo de vascularización (1) y el dispositivo de ventilación (2);
  - 40 - un modelo cardiaco-cardiaco en el que el dispositivo de regulación lee como parámetro(s) de entrada uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del líquido y ajusta como parámetro(s) de salida, por intermedio del sistema de inyección de líquido, uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del líquido en función de este(os) parámetro(s) de entrada, siendo este(os) parámetro(s) de salida diferente(s) de este(os) parámetro(s) de entrada, comprendiendo el simulador el dispositivo de vascularización (1);
  - 45 - un modelo respiratorio-respiratorio en el que el dispositivo de regulación lee como parámetro(s) de entrada uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del gas y ajusta como parámetro(s) de salida, por intermedio del sistema de inyección de gas, uno o varios de entre el al menos un parámetro de inyección del gas en función de este(os) parámetro(s) de entrada, siendo este(os) parámetro(s) de salida diferente(s) de este(os) parámetro(s) de entrada, comprendiendo el simulador el dispositivo de ventilación (2).
- 50 14. Simulador médico-quirúrgico según la reivindicación 13, caracterizado por que el ajuste del o de los parámetros de salida es una función lineal, o parabólica o polinomial del o de los parámetros de entrada.

15. Simulador médico-quirúrgico según la reivindicación 13 ó 14, caracterizado por que la memoria informática comprende grabados varios escenarios, correspondiendo cada escenario a una combinación, específica de ese escenario, de varios modelos.

5 16. Simulador médico-quirúrgico según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 15, caracterizado por comprender el dispositivo de vascularización (1) y por que el dispositivo de vascularización comprende además tres conductos (A1, A2, A3) y por que los medios de conexión del dispositivo de vascularización comprenden tres cánulas (931, 932, 933) respectivamente unidas a estos tres conductos, estableciéndose estas cánulas y conductos para conectar el dispositivo de vascularización, mediante las cánulas, a tres respectivas arterias (911, 912, 913) del cadáver en determinación de una red arterial, en orden a permitir una inyección del líquido en esta red arterial mediante una al menos de estas cánulas.

10

17. Simulador médico-quirúrgico según la reivindicación 16, caracterizado por que el dispositivo de vascularización comprende, además:

15 - tres mecanismos de circulación (11, 12, 13) respectivamente montados en cada uno de los tres conductos, estableciéndose el mecanismo de circulación asociado a cada uno de los conductos para adoptar selectivamente dos posiciones:

o una posición de inyección en la que el líquido puede circular por el conducto a través del mecanismo de circulación desde el sistema de inyección de líquido hacia la red arterial y en la que el líquido no puede circular por el conducto a través del mecanismo de circulación desde la red arterial hacia el sistema de inyección de líquido,

20 o una posición de evacuación en la que el líquido puede circular por el conducto a través del mecanismo de circulación desde la red arterial hacia el sistema de inyección de líquido y en la que el líquido no puede circular por el conducto a través del mecanismo de circulación desde el sistema de inyección de líquido hacia la red arterial,

- un selector establecido para seleccionar al menos dos modos de inyección de líquido de entre:

25 o un modo de puesta en presión en el que los tres mecanismos de circulación se ubican en la posición de inyección,

o un modo de puesta en circulación en el que uno o dos de los mecanismos de circulación se ubican en la posición de inyección y en el que el o los otros mecanismos de circulación se ubican en la posición de evacuación.

30 18. Simulador médico-quirúrgico según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 17, caracterizado por comprender el dispositivo de ventilación (2) y por que los medios de conexión del dispositivo de ventilación se establecen para conectar este dispositivo de ventilación a una tráquea (95) del cadáver, de modo que esta tráquea forme parte del circuito respiratorio, y por que el sistema de inyección de gas comprende una sonda orotraqueal (96) establecida para inyectar el gas en esta tráquea.

35 19. Procedimiento de simulación médico-quirúrgica que comprende:

- una etapa de vascularización en la que un circuito cardiovascular se vasculariza mediante un dispositivo de vascularización (1), comprendiendo esta etapa de vascularización:

40 o una etapa de conexión en la que se conecta, mediante unos medios de conexión (931, 932, 933), el dispositivo de vascularización a un corazón (92) de un cadáver (9), de modo que este corazón forme parte del circuito cardiovascular,

o una etapa de inyección de líquido en la que se inyecta, mediante un sistema de inyección de líquido, un líquido en el circuito cardiovascular,

o una etapa de ajuste en la que se ajusta, mediante el sistema de inyección de líquido, al menos un parámetro de inyección del líquido,

45 o preferentemente, una etapa de medida en la que se mide, mediante un sistema de medida de líquido (151, 152, 153, 16), al menos un parámetro representativo de un flujo de líquido en el circuito cardiovascular,

y/o

50 - una etapa de ventilación en la que un circuito respiratorio se ventila mediante un dispositivo de ventilación (2), comprendiendo esta etapa de ventilación:

o una etapa de conexión en la que se conecta, mediante unos medios de conexión (96), el dispositivo de

ventilación a unos pulmones (941, 942) del cadáver (9), de modo que estos pulmones formen parte del circuito respiratorio,

- o una etapa de inyección de gas en la que se inyecta, mediante un sistema de inyección de gas, un gas en el circuito respiratorio,
- 5 o una etapa de ajuste en la que se ajusta, mediante el sistema de inyección de gas, al menos un parámetro de inyección del gas,
- o preferentemente, una etapa de medida en la que se mide, mediante sistema de medida de gas (25), al menos un parámetro representativo de un flujo del gas en el circuito respiratorio,

comprendiendo además el procedimiento de simulación médico-quirúrgica una etapa de regulación en la que:

- 10 - un dispositivo de regulación (3) lee al menos un parámetro de entrada, comprendiendo el al menos un parámetro de entrada:
  - o uno o varios parámetros de entre el al menos un parámetro medido por el sistema de medida de líquido y/o por el sistema de medida de gas, y/o
  - 15 o uno o varios parámetros de entre el al menos un parámetro de inyección del líquido y/o el al menos un parámetro de inyección del gas,

caracterizado por que, adicionalmente, en la etapa de regulación, el dispositivo de regulación (3) ajusta, por intermedio del sistema de inyección de líquido y/o el sistema de inyección de gas, al menos un parámetro de salida en función del al menos un parámetro de entrada, comprendiendo el al menos un parámetro de salida uno o varios parámetros de entre el al menos un parámetro de inyección del líquido y/o el al menos un parámetro de inyección del gas, siendo el al menos un parámetro de salida diferente del al menos un parámetro de entrada.

20

Fig. 1

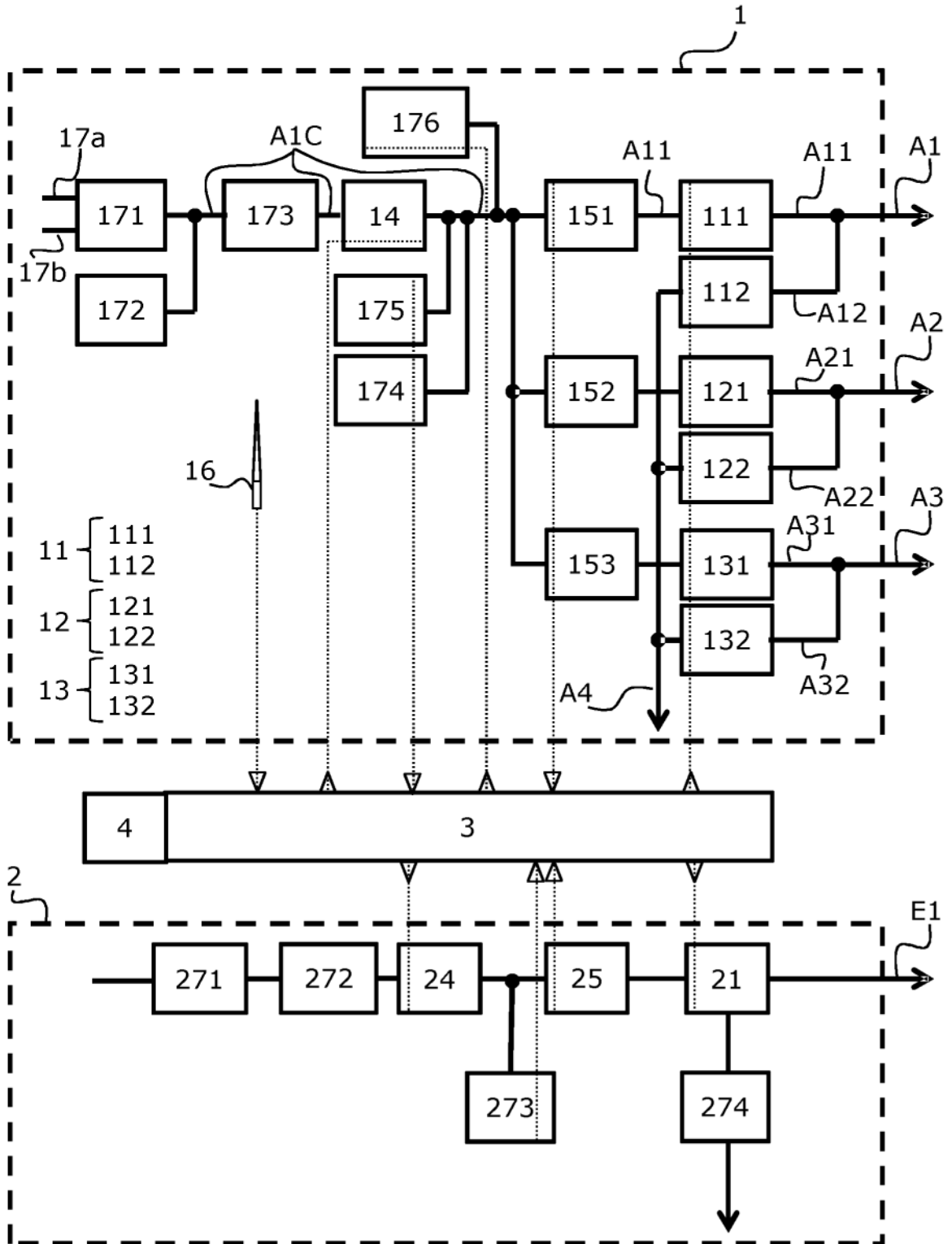


Fig. 2

Fig. 3

