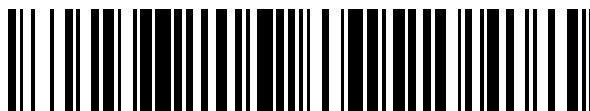


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 891 330**

51 Int. Cl.:

A61B 5/01 (2006.01)
A61B 5/087 (2006.01)
A61M 16/00 (2006.01)
A61M 16/08 (2006.01)
A61M 16/04 (2006.01)
A61M 19/00 (2006.01)
A61F 7/12 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **25.06.2014** **PCT/CA2014/000521**
87 Fecha y número de publicación internacional: **31.12.2014** **WO14205548**
96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **25.06.2014** **E 14817413 (9)**
97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **14.07.2021** **EP 3049043**

54 Título: **Medición indirecta de presión y temperatura en un sistema de ventilación de líquido total**

30 Prioridad:

25.06.2013 US 201361838896 P

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

27.01.2022

73 Titular/es:

SOCPPRA SCIENCES ET GENIE S. E. C. (100.0%)
35 rue Radisson Bureau 100
Sherbrooke, Québec J1L 1E2, CA

72 Inventor/es:

NADEAU, MATHIEU;
MICHEAU, PHILIPPE;
ROBERT, RAYMOND;
WALT, HERVE;
AVOINE, OLIVIER y
PRAUD, JEAN-PAUL

74 Agente/Representante:

SÁEZ MAESO, Ana

ES 2 891 330 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Medición indirecta de presión y temperatura en un sistema de ventilación de líquido total

Esta solicitud de patente no provisional reivindica la prioridad basada en las solicitudes de patente provisional de U.S anteriores tituladas "VIRTUAL AIRWAY PRESSURE AND VIRTUAL LUNG TEMPERATURE MEASUREMENTS IN A TOTAL LIQUID VENTILATION CONNECTOR", solicitud número 61/838,896, presentada el 25 de junio de 2013, en el nombre de NADEAU et al.

Campo técnico

La presente invención se refiere al campo de los ventiladores artificiales y, más particularmente, a la presión de las vías respiratorias y la temperatura pulmonar.

Antecedentes

Los conceptos de ventilación mecánica artificial incluyen ventiladores mecánicos, ventiladores de alta frecuencia y ventiladores de oxigenación por membrana extracorpórea (ECMO). La ventilación líquida total (TLV) es una desviación radical de estos conceptos. Con la TLV, los pulmones de un paciente están completamente llenos de líquido, por ejemplo perfluorocarbono (PFC), y un ventilador de fluido proporciona una renovación cíclica del volumen respiratorio.

Se conocen algunos sistemas TLV de la técnica anterior con mediciones de parámetros, por ejemplo, a partir de los siguientes documentos:

- SEKINS K M ET AL: "Recent innovations in total liquid ventilation system and component design", instrumentación y tecnología biomédicas, philidelphia, US Vol. 33, no. 3, 1 de mayo de 1999 (1 de mayo de 1999), páginas 277-284, XP009026068;

- J J. VANDAMME ET AL: "Alveolar pressure estimation in total liquid ventilation during pauses impeded by tube resonance", simposio internacional de IEEE 2013 sobre medidas y aplicaciones médicas (MEMEA), 1 de mayo de 2013 (2013-05-01), páginas 191-195, XP055370859;

- BEAULIEU A ET AL: "A flowmeter for unsteady liquid flow measurements in total liquid ventilation", procedimientos de mediciones y aplicaciones médicas (MEMEA), taller internacional de IEEE 2011 ON, IEEE, 30 de mayo de 2011 (2011-05-30), páginas 540-543, XP031907732; y

- Philippe Micheau ET AL: "A Liquid Ventilator Prototype for Total Liquid Ventilation Preclinical Studies" en: "Progress in Molecular and Environmental Bioengineering - From Analysis and Modeling to Technology Applications", 1 de agosto de 2011 (2011-08-01), InTech, XP055630596.

Desafortunadamente, el despliegue y uso de la tecnología TLV en un entorno clínico ha sido limitado. La presente invención tiene como objetivo proporcionar al menos soluciones parciales a problemas que se consideran limitantes de tal despliegue y uso.

El alcance de la presente invención está definido por las reivindicaciones adjuntas.

La presente invención proporciona un analizador para determinar una medición indirecta de la presión de las vías respiratorias en un paciente con un sistema de ventilación de líquido total como se define en la reivindicación 1. La presente invención también proporciona un analizador para determinar una medición indirecta de la temperatura pulmonar en un paciente con un sistema de ventilación de líquido total como se define en la reivindicación 5. La presente invención proporciona además un analizador para determinar una medición indirecta de la temperatura y una medición indirecta de la presión de las vías respiratorias en un paciente con un sistema de ventilación de líquido total como se define en la reivindicación 10.

Otras realizaciones de la presente invención son el objeto de las reivindicaciones dependientes.

La siguiente divulgación proporciona diferentes realizaciones o ejemplos que son útiles para comprender mejor la presente invención. Las realizaciones o ejemplos divulgados en este documento, pero que no entran dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas, no forman parte de la presente invención.

Resumen

Este resumen se proporciona para presentar una selección de conceptos en una forma simplificada que se describen con más detalle a continuación en la descripción detallada. Este resumen no pretende identificar características clave o características esenciales del tema reivindicado, ni pretende ser utilizado como ayuda para determinar el alcance del tema reivindicado. El alcance de la presente invención está definido por las reivindicaciones adjuntas.

Un primer aspecto de la presente divulgación está dirigido a un método para determinar una medición indirecta de un parámetro en un paciente con un sistema de ventilación de líquido total (TLV). El método comprende a) obtener al

- menos una medición de parámetro de un líquido tomado en el sistema TLV que comprende un tubo que tiene un extremo distal insertado en el tracto respiratorio de un paciente (por ejemplo, un tubo endotraqueal insertado en la tráquea de un paciente), b) obtener al menos una medición de flujo de un líquido tomada en el sistema TLV y c) procesar, considerando un modelo de fluido del sistema TLV, la medición de al menos un parámetro y al menos una medición de flujo en la medición indirecta del parámetro en el paciente.
- 5
- Opcionalmente, obtener la al menos una medición de parámetro puede comprender obtener al menos una medición de presión del líquido tomado en la TLV y procesar la al menos una medición de presión y la menos una medición de flujo en la medición indirecta del parámetro en el pulmón puede comprender además procesar la al menos una medición de flujo en un valor de caída de presión dentro del sistema TLV considerando el modelo de fluido del sistema TLV y procesar la al menos una medición de presión y el valor de caída de presión en la medición indirecta del parámetro en el pulmón del paciente.
- 10
- Los pasos a) hasta c) pueden repetirse periódicamente y/o pueden realizarse en tiempo real.
- Opcionalmente, la obtención de al menos una medición se puede realizar recibiendo datos en una pluralidad de paquetes de datos a través de una interfaz de red.
- 15
- El método puede comprender además almacenar periódicamente en la memoria al menos el valor de la presión indirecta en las vías respiratorias y, opcionalmente, la medición de la presión, la medición del flujo y el valor de la caída de presión.
- El método puede comprender además obtener una variación del flujo del líquido. El procesamiento de la medición del flujo en un valor de caída de presión dentro del tubo endotraqueal se puede realizar considerando además la variación del flujo del líquido. La obtención de la variación del flujo del líquido también se puede realizar recibiendo datos en una pluralidad de paquetes de datos a través de una interfaz de red.
- 20
- El método también puede comprender además leer el modelo de fluido del sistema TLV de la memoria.
- El método también puede comprender opcionalmente además determinar y/o actualizar el modelo de fluido del sistema TLV determinando una resistencia del tubo endotraqueal y una inercia del líquido en el tubo endotraqueal.
- 25
- El método también puede comprender además controlar una bomba del sistema TLV basándose al menos en el valor de presión indirecta en las vías respiratorias.
- Opcionalmente, obtener la al menos una medida de parámetro puede comprender obtener al menos una medida de temperatura de un líquido expulsado del pulmón a través del tubo. El modelo de fluido del sistema TLV puede ser entonces un modelo termodinámico del sistema TLV para estimar la constante de tiempo térmica en el sistema TLV con base en el valor de flujo. La obtención de la medición de la temperatura del líquido se puede realizar tras una pausa después de un ciclo espiratorio del paciente.
- 30
- El procesamiento de la al menos una medición de temperatura y la menos una medición de flujo en la medición indirecta del parámetro en el paciente puede comprender además procesar más de una de la al menos una medición de flujo en la integración de la tasa de flujo para determinar un retraso de tiempo causado por volumen muerto térmico y procesando la al menos una medición de temperatura considerando el retraso de tiempo la constante de tiempo térmica del modelo TLV con base en la al menos una medición de flujo.
- 35
- La medición indirecta del parámetro en el paciente puede indicar la temperatura del pulmón del paciente, de la sangre del paciente y/o de otro órgano del paciente. La temperatura del líquido se puede medir en una unión del tubo (por ejemplo, endotraqueal) a los circuitos inspiratorios y espiratorios del sistema TLV.
- 40
- El método puede comprender además controlar una unidad de tratamiento del sistema TLV basándose al menos en la medición indirecta de la temperatura.
- Un segundo aspecto de la presente divulgación está dirigido a un analizador para determinar una medición indirecta de un parámetro en un paciente con un sistema de ventilación líquida total (TLV). El analizador comprende un módulo de interfaz de medición para a) obtener al menos una medición de parámetro de un líquido tomado en el sistema TLV que comprende un tubo que tiene un extremo distal insertado en el tracto respiratorio de un paciente (por ejemplo, un tubo endotraqueal insertado en la tráquea de un paciente) y b) obtener al menos una medición de flujo de un líquido tomado en el sistema TLV. El analizador también comprende un módulo procesador para c) considerar un modelo de fluido del sistema TLV, procesar la al menos una medición de parámetro y la menos una medición de flujo en la medición indirecta del parámetro en el paciente.
- 45
- Opcionalmente, el módulo de interfaz de medición puede obtener al menos una medición de parámetro obteniendo al menos una medición de presión del líquido tomado en la TLV. El módulo procesador puede entonces, cuando procesa la al menos una medición de presión y la menos una medición de flujo en la medición indirecta del parámetro en el pulmón, procesar adicionalmente la al menos una medición de flujo en un valor de caída de presión dentro del sistema
- 50

TLV considerando el modelo de fluido del sistema TLV y procesar la al menos una medición de presión y el valor de caída de presión en la medición indirecta del parámetro en el pulmón del paciente.

a), b) y c) pueden repetirse periódicamente y/o realizarse en tiempo real.

5 La interfaz de medición puede ser una interfaz de red y, por lo tanto, la obtención de al menos una medición puede comprender además recibir datos en una pluralidad de paquetes de datos por encima de la misma.

El analizador puede comprender además un módulo de memoria para almacenar periódicamente al menos el valor de presión indirecta en las vías respiratorias y opcionalmente la medición de presión, la medición de flujo y el valor de caída de presión en el mismo.

10 La interfaz de medición puede obtener además una variación del flujo del líquido y el módulo procesador puede luego procesar adicionalmente la medición del flujo en un valor de caída de presión dentro del tubo considerando la variación del flujo del líquido. La interfaz de medición puede ser una interfaz de red y la obtención de la variación del flujo del líquido puede comprender además recibir datos en una pluralidad de paquetes de datos sobre la misma.

El analizador puede comprender además una tabla, almacenada en un módulo de memoria, que comprende el modelo de fluido del sistema TLV.

15 El módulo procesador puede además determinar y/o actualizar el modelo de fluido del sistema TLV determinando una resistencia del tubo y una inercia del líquido en el tubo.

El analizador puede comprender además un módulo controlador de bomba para controlar una bomba del sistema TLV basándose al menos en el valor de presión indirecta en las vías respiratorias.

20 Opcionalmente, el módulo de interfaz de medición puede obtener la al menos una medición de parámetro obteniendo al menos una medición de temperatura de un líquido expulsado del pulmón a través del tubo endotraqueal y en donde el modelo de líquido del sistema TLV es un modelo termodinámico del sistema TLV para estimar la constante de tiempo térmica en el sistema TLV con base en el valor de flujo.

El módulo de interfaz de medición puede obtener la medición de la temperatura del líquido tras una pausa después de un ciclo espiratorio del paciente.

25 El módulo procesador, cuando procesa la al menos una medición de temperatura y la menos una medición de flujo en la medición indirecta del parámetro en el paciente, puede procesar además más de una de la al menos una medición de flujo en la integración de la tasa de flujo para determinar un retraso de tiempo causado por el volumen muerto térmico y procesar la al menos una medición de temperatura considerando el retraso de tiempo la constante de tiempo térmica del modelo TLV con base en la al menos una medición de flujo.

30 La medición indirecta del parámetro en el paciente puede indicar la temperatura del pulmón del paciente, de la sangre del paciente y/o de otro órgano del paciente. La temperatura del líquido puede medirse en una unión del tubo a los circuitos inspiratorios y espiratorios del sistema TLV.

El analizador puede comprender además un módulo controlador de temperatura para controlar una unidad de tratamiento del sistema TLV basándose al menos en la medición indirecta de la temperatura.

35 Un tercer aspecto de la presente divulgación está dirigido a un método para determinar una medición indirecta de un parámetro de temperatura y una medición indirecta de un parámetro de presión en un paciente con un sistema de ventilación de líquido total (TLV). El método comprende a) obtener al menos una medición de parámetro de presión y al menos una medición de parámetro de temperatura de un líquido tomado en el sistema TLV que comprende un tubo que tiene un extremo distal insertado en el tracto respiratorio de un paciente, b) obtener al menos una medición de flujo de un líquido tomado en el sistema TLV; y c) considerar al menos un modelo de fluido del sistema TLV, procesar la al menos una medición de parámetro de presión, la al menos una medición de parámetro de temperatura y la menos una medición de flujo en la medición indirecta de la medición indirecta del parámetro de temperatura y la medición indirecta del parámetro de presión.

40 El método puede comprender además controlar una unidad de tratamiento del sistema TLV basándose al menos en la medición indirecta de la temperatura y/o controlar una bomba del sistema TLV basándose al menos en la medición indirecta de la presión.

45 Un cuarto aspecto de la presente divulgación está dirigido a un analizador para determinar una medición indirecta de un parámetro de temperatura y una medición indirecta de un parámetro de presión en un paciente con un sistema de ventilación líquida total (TLV) el analizador comprende un módulo de interfaz de medición y un módulo de procesador. El módulo de interfaz de medición es para a) obtener al menos una medición de parámetro de presión y al menos una medición de parámetro de temperatura de un líquido tomado en el sistema TLV que comprende un tubo que tiene un extremo distal insertado en el tracto respiratorio de un paciente y b) obtener al menos una medición de flujo de un líquido tomado en el sistema TLV. El módulo procesador es para c), considerando al menos un modelo de fluido del sistema TLV, procesando la al menos una medición de parámetros de presión, la al menos una medición de

parámetros de temperatura y la menos una medición de flujo en la medición indirecta de la medición indirecta del parámetro de temperatura y la medición indirecta del parámetro de presión.

5 El analizador puede comprender además un módulo controlador de temperatura para controlar una unidad de tratamiento del sistema TLV basado al menos en la medición de temperatura indirecta y/o un módulo controlador de bomba para controlar una bomba del sistema TLV basado al menos en la medición de presión indirecta.

10 Otro aspecto de la presente divulgación puede relacionarse con un conector, que comprende una unión para conectar los circuitos espiratorios e inspiratorios de un sistema de ventilación líquida total (TLV) a un extremo proximal de un tubo endotraqueal que tiene un extremo distal insertable en la tráquea de un paciente, un sensor de presión, ubicado dentro de la unión, para medir la presión de un líquido presente en el tubo endotraqueal y una interfaz para dar salida a las mediciones de presión del líquido. El conector puede comprender un sensor de flujo, ubicado dentro de la unión, para medir el flujo del líquido dentro del tubo endotraqueal.

15 Otro aspecto de la presente divulgación puede relacionarse con un sistema TLV configurado para recibir mediciones de presión y flujo del líquido desde el conector anterior, comprendiendo el sistema TLV un analizador configurado para estimar una caída de presión dentro del tubo endotraqueal en función de el flujo del líquido y en función de un modelo de fluido del tubo endotraqueal y calcular una presión indirecta en las vías respiratorias del paciente en función de la presión medida en el extremo proximal del tubo endotraqueal y en función de la caída de presión estimada dentro del tubo endotraqueal.

20 Otro aspecto de la presente divulgación puede relacionarse con un sistema TLV configurado para recibir mediciones de presión del líquido desde el conector anterior, comprendiendo el sistema TLV un sensor de flujo, para medir el flujo del líquido que entra o sale del tubo endotraqueal y un analizador configurado para estimar una caída de presión dentro del tubo endotraqueal en función del flujo del líquido y en función de un modelo de fluido del tubo endotraqueal y calcular una presión indirecta en las vías respiratorias del paciente en función de la presión medida en el extremo proximal del tubo endotraqueal y en función de la caída de presión estimada dentro del tubo endotraqueal.

25 Otro aspecto de la presente divulgación puede relacionarse con un conector, que comprende una unión para conectar los circuitos espiratorios e inspiratorios de un sistema de ventilación líquida total (TLV) a un extremo proximal de un tubo endotraqueal que tiene un extremo distal insertable en la tráquea de un paciente, un sensor de temperatura, ubicado dentro de la unión, para medir la temperatura de un líquido expulsado de los pulmones del paciente a través del tubo endotraqueal y una interfaz para emitir las mediciones de temperatura del líquido.

30 Otro aspecto de la presente divulgación puede relacionarse con un sistema TLV configurado para recibir mediciones de temperatura del líquido del conector anterior, comprendiendo el sistema TLV un analizador configurado para detectar el final de un ciclo espiratorio y determinar una temperatura pulmonar indirecta seleccionando una medición de temperatura del líquido recibido tras la detección del final del ciclo espiratorio.

35 Otro aspecto de la presente divulgación puede relacionarse con un sistema TLV configurado para recibir mediciones de temperatura del líquido del conector anterior, comprendiendo el sistema TLV un analizador configurado para detectar el final de un volumen muerto recuperado del pulmón, detectar el final de un ciclo espiratorio y determine una temperatura pulmonar con base en mediciones de la temperatura del líquido obtenidas entre el final del volumen muerto y el final del ciclo espiratorio.

40 Otro aspecto de la presente divulgación puede relacionarse con un método de medición de presión indirecta en las vías respiratorias para su uso con un sistema de ventilación líquida total (TLV), que comprende medir la presión de un líquido en el sistema TLV que comprende un tubo endotraqueal que tiene un extremo distal insertado en la tráquea de un paciente, midiendo un flujo del líquido dentro del sistema TLV, estimando una caída de presión dentro del sistema TLV como una función del flujo del líquido y como una función de un modelo de fluido del tubo endotraqueal y calculando una presión indirecta de las vías respiratorias del paciente en función de la presión medida y en función de la caída de presión estimada. La medición de la presión del líquido se puede realizar en un extremo proximal del tubo endotraqueal y el flujo del líquido se mide en el tubo endotraqueal. La caída de presión dentro del tubo endotraqueal puede estimarse en función del flujo del líquido y en función de una variación del flujo del líquido. El método puede comprender además determinar el modelo de fluido del tubo endotraqueal determinando una resistencia del tubo endotraqueal y una inercia del líquido en el tubo endotraqueal. Puede usarse un valor de resistencia para el pulmón para estimar la caída de presión, siendo la presión indirecta en las vías respiratorias indicativa de la presión alveolar dentro del pulmón.

Otro aspecto de la presente divulgación puede relacionarse con el uso de la medición indirecta de la presión en las vías respiratorias obtenida usando el método anterior para controlar una bomba del sistema TLV.

55 Otro aspecto de la presente divulgación puede relacionarse con un método indirecto de medición de la temperatura pulmonar para su uso con un sistema de ventilación líquida total (TLV), que comprende medir la temperatura de un líquido expulsado de los pulmones del paciente a través de un tubo endotraqueal que tiene un extremo insertado en la tráquea de un paciente. La temperatura del líquido en el extremo proximal de un tubo endotraqueal puede obtenerse durante una pausa que sigue al ciclo espiratorio del paciente. La temperatura del líquido puede medirse en una unión del tubo endotraqueal a los circuitos inspiratorios y espiratorios del sistema TLV.

Otro aspecto de la presente divulgación puede relacionarse con el uso de la medición indirecta de la temperatura pulmonar obtenida usando el método anterior para controlar la temperatura corporal o la temperatura de la sangre arterial del paciente y/o para controlar la temperatura del líquido.

Breve descripción de los dibujos

- 5 Otras características y ventajas de ejemplo de la presente divulgación resultarán evidentes a partir de la siguiente descripción detallada, tomada junto con los dibujos adjuntos, en los que:

La figura 1 es una vista en perspectiva en corte de una unidad de tratamiento de perfluorocarbono de ejemplo;

La figura 2 es una vista en perspectiva detallada de un conector en Y de ejemplo;

La figura 3 es un ejemplo de conector en Y acoplado a un tubo endotraqueal de ejemplo;

- 10 La figura 4 es un gráfico que muestra mediciones de presión de ejemplo obtenidas de un cordero bajo ventilación de líquido total;

La figura 5 es una vista de un paciente que recibe ventilación líquida total a través de un tubo endotraqueal de ejemplo y el conector en Y de ejemplo de la figura 2;

- 15 La figura 6 es un diagrama de secuencia que muestra las operaciones de un método de ejemplo para la medición indirecta de la presión traqueal usando un sistema de ventilación de líquido total;

La figura 7 es un diagrama de bloques de un sistema de ejemplo para la presión indirecta de las vías respiratorias y/o mediciones indirectas de la temperatura pulmonar usando un sistema de ventilación de líquido total;

- 20 La figura 8 es una vista de un paciente que recibe ventilación de líquido total a través de un tubo endotraqueal de ejemplo y el conector en Y de ejemplo de la figura 2, que también muestra la unidad de tratamiento de perfluorocarbono de ejemplo de la figura 1;

La figura 9 es un diagrama de secuencia que muestra las operaciones de un método para medir indirectamente la temperatura pulmonar usando un sistema de ventilación de líquido total;

La figura 10 es un gráfico que muestra mediciones de temperatura de ejemplo obtenidas de un cordero durante la inducción de hipotermia terapéutica moderada (MTH);

- 25 La figura 11 es una serie de gráficos que muestran mediciones de temperatura, mediciones de flujo de PFC, cálculos de volumen espirado y estimaciones de temperatura pulmonar de ejemplo obtenidas de un cordero durante una espiración durante la inducción de hipotermia terapéutica moderada;

- 30 La figura 12 es un gráfico que muestra mediciones de temperatura arterial de ejemplo, mediciones de temperatura del conector en Y y estimaciones de temperatura pulmonar obtenidas de un cordero durante la inducción de hipotermia terapéutica moderada; y

La figura 13 es un diagrama de flujo de un método de ejemplo para la medición indirecta de parámetros en un sistema de ventilación de líquido total.

Descripción detallada

- 35 Las características anteriores y otras se harán más evidentes tras la lectura de la siguiente descripción no restrictiva de las realizaciones ilustrativas de la misma, que se dan a modo de ejemplo únicamente con referencia a los dibujos adjuntos. Los mismos numerales representan características similares en los diversos dibujos.

Una descripción general de TLV se encuentra en la patente de US No. 7,726,311 B2, "Method and apparatus for conducting total liquid ventilation with control of residual volume and ventilation cycle profile", expedida el 1 de junio de 2010 a Robert et al. (en adelante "Robert'311").

- 40 Una contribución de la TLV en comparación con la ventilación mecánica convencional en la insuficiencia respiratoria aguda es la posibilidad, cancelando la interfaz aire líquido de la ventilación gaseosa, de permitir la expansión y el reclutamiento de alvéolos patológicos no compatibles con presiones mucho más bajas. El riesgo de volo/barotrauma se reduce significativamente, la ventilación alveolar es más homogénea, se elimina la atelectasia y se reduce la desigualdad ventilación - perfusión. La TLV tiene un gran potencial para el lavado de las vías respiratorias que, asociado con las propiedades antiinflamatorias del PFC, agrega citoprotección del PFC a la protección mecánica pulmonar de la TLV.

- 50 Además, la tecnología TLV puede ser fundamental en la implementación de hipotermia terapéutica moderada (MTH) o recalentamiento. El MTH convencional utiliza diversos métodos de refrigeración, incluida la refrigeración de la piel con aire, paquetes de gel, cascos refrigerantes, mantas de refrigeración, lo que permite una reducción de la temperatura corporal de 0.2°C a 1°C por hora. El uso de refrigeración con hielo externo o lavado gástrico con una

solución salina helada permite acelerar la velocidad de refrigeración a 1.6°C por hora. El cumplimiento de un punto de ajuste de temperatura MTH puede llevar algunas horas. Por ejemplo, un bebé puede tardar dos (2) horas en alcanzar un punto de ajuste de 34°C a 35°C. Una técnica más rápida, tal como la inmersión directa del paciente en agua helada, puede proporcionar una velocidad de refrigeración de 10°C por hora, pero esta técnica no se pone en práctica en pacientes anestesiados y ventilados. Alternativamente, la refrigeración mediante un dispositivo intravascular colocado en la vena cava inferior permite alcanzar velocidades de refrigeración de 3°C a 6°C por hora, lo que permite alcanzar la temperatura objetivo en menos de una hora. La hipotermia inducida por la circulación extracorpórea es la más rápida, lo que permite refrigerar la temperatura corporal del paciente en 15°C en 30 minutos. Independientemente de la técnica utilizada para inducir la hipotermia, es importante evitar bajar la temperatura del corazón por debajo de aproximadamente 30°C, ya que se sabe que tales temperaturas causan arritmias.

El PFC puede usarse como fluido de transferencia de calor para evacuar el calor corporal usando los pulmones como intercambiador de calor mientras se mantiene el intercambio de gases normal. Por lo tanto, la MTH inducida por TLV puede ser muy rápida y menos invasiva que la ECMO.

La presente divulgación tiene como objetivo proporcionar mejoras en al menos un aspecto de TLV. Un propósito de ejemplo general de estas mejoras es facilitar el despliegue y el uso de la tecnología en un entorno clínico, especialmente en lo que respecta a los requisitos de seguridad asociados.

Se ha identificado la necesidad de obtener una medida de la presión traqueal en el contexto de TLV. Por ejemplo, puede ser peligroso proporcionar una presión inspiratoria excesiva, lo que podría causar daños en las vías respiratorias. Las presiones espiratorias que caen por debajo de -30 cm H₂O también pueden provocar el colapso de la tráquea. Como tal, y obtener una medida de la presión traqueal contribuiría a aliviar estos riesgos de ejemplo. Los métodos de ventilación mecánica se basan en una estimación de la presión en la boca de un paciente mediante un sensor de presión en el ventilador, que compensa una caída de presión introducida por el circuito del ventilador. Dado que esta caída de presión es baja en el caso de un ventilador mecánico, esto proporciona una estimación aceptable de la presión traqueal. En el caso de la TLV, un líquido respiratorio tal como el PFC tiene una viscosidad alta y el doble de la densidad del agua, lo que significa que la caída de presión en el tubo endotraqueal es mucho más importante que en la ventilación mecánica, aunque también es sensible a la aceleración del fluido. Se ha propuesto confiar en una medida de presión en la boca del paciente, sin tener en cuenta las pérdidas de presión en la tráquea y en un tubo endotraqueal, o proporcionar un lumen separado que tenga un sensor de presión traqueal como parte de un tubo endotraqueal. Estos métodos no han demostrado ser lo suficientemente confiables para la aplicación segura de TLV en humanos.

También se ha identificado la necesidad de obtener una medida de la temperatura pulmonar en el contexto de TLV, que se hace necesaria en ciertos casos de uso de ejemplo tales como los relacionados con MTH o recalentamiento.

Diversos aspectos de la presente divulgación abordan generalmente uno o más de los problemas relacionados con la falta de madurez de la tecnología actual de ventilación de líquido total (TLV).

La siguiente terminología se utiliza a lo largo de la presente divulgación:

Medición indirecta: valor calculado de una condición presente en una ubicación dada, no medido directamente en la ubicación dada, con base en mediciones obtenidas en otra ubicación. La terminología medición virtual también se puede utilizar para referirse a una medición indirecta.

Presión de las vías respiratorias: presión al nivel de la tráquea o los bronquios principales de un paciente.

Temperatura pulmonar: temperatura al nivel del alveolar, bronquios principales y/o pulmones de un paciente.

Ventilación líquida total: método para proporcionar soporte respiratorio llenando los pulmones de un paciente con un líquido, también conocido como "respiración líquida".

Perfluorocarbono (PFC): un compuesto líquido de carbono y flúor en el que los gases respirables son altamente solubles.

Tubo endotraqueal: un catéter configurado para su inserción en la tráquea de un paciente. Las personas expertas comprenderán fácilmente que también se puede usar un tubo nasotraqueal y/o de traqueotomía en el contexto de la presente invención.

Extremo distal: aplicado a un tubo endotraqueal, un extremo del tubo se inserta profundamente en la tráquea del paciente.

Extremo proximal: aplicado a un tubo endotraqueal, un extremo del tubo conectado a otros elementos de un sistema ventilatorio.

Caída de presión: una diferencia de presión entre dos puntos de una red de transporte de fluidos.

Resistencia: un parámetro agrupado para modelar un componente de caída de presión directamente opuesto a una la tasa de flujo de fluido.

Inertancia: un parámetro agrupado para modelar un componente de caída de presión directamente opuesto a una aceleración de la tasa de flujo de fluido.

- 5 Volumen muerto térmico: el volumen de líquido que no participa en el intercambio térmico en los pulmones. El volumen muerto térmico depende del espacio muerto anatómico y del volumen en los tubos entre el paciente y el sensor de temperatura.

Ciclo espiratorio: fase de un ciclo respiratorio durante la cual se expulsa fluido de los pulmones; puede incluir una pausa al final o puede preceder a dicha pausa, según la definición elegida.

- 10 Hipotermia terapéutica moderada: un método de tratamiento médico que implica la refrigeración de la temperatura corporal de un paciente.

Inducción rápida de hipotermia por TLV: un método de tratamiento médico que implica una refrigeración rápida de la temperatura corporal de un paciente mientras se evita bajar la temperatura del corazón por debajo de aproximadamente 30°C.

- 15 Sensor: un dispositivo capaz de medir y convertir una cantidad física en una señal; siendo la señal, por ejemplo, una señal eléctrica, una señal de radio o una representación física secundaria de la magnitud física medida.

Interfaz: cualquier elemento comunicante capaz de enviar o recibir una señal.

Analizador: un circuito electrónico, un ordenador, un procesador o una calculadora, ya sea independiente o integrado en una máquina más grande, capaz de procesar una señal.

- 20 Flujo que no es estacionario (o no estacionario): una distribución de flujo dependiente del tiempo, en el contexto de la presente divulgación, se espera un flujo no estacionario, pero un flujo estacionario o un flujo estacionario temporalmente podría estar presente sin afectar la presente divulgación.

- 25 El uso clínico de TLV en pacientes humanos requiere procedimientos invasivos mínimos. Se debe evitar la instalación de un sensor de presión traqueal para el control de las presiones inspiratoria y espiratoria, la instalación de un sensor de temperatura esofágica o la instalación de un sensor de temperatura arterial femoral para el control de la temperatura corporal. Las mediciones de temperatura rectal, esofágica o timpánica tienen constantes de tiempo prolongadas y no son confiables para evitar bajar el corazón a una temperatura por debajo de aproximadamente 30°C durante la inducción rápida de hipotermia terapéutica moderada (MTH). Con este fin, la presente divulgación introduce el concepto de medición indirecta de presión y temperatura en el contexto de la ventilación de líquido total. Una persona capacitada reconocerá fácilmente que el principio general también se puede utilizar en el contexto del recalentamiento.

- 30 Con referencia ahora a los dibujos, la figura 1 es una vista en perspectiva en corte de una unidad de tratamiento de perfluorocarbono. Una unidad de tratamiento PFC integrada (IPTU) 100 tiene un sistema de intercambiador de calor PFC que incluye paredes 110 dobles y un fluido de transporte de calor (líquido o gas) 160 que fluye entre las paredes 110. Las paredes 110 dobles están hechas de acero inoxidable delgado (por ejemplo, 0.020 pulgadas). El PFC de los pulmones de un paciente entra en la IPTU 100 a través de un conducto 120 de entrada. El PFC pasa por un primer oxigenador 130 y un segundo oxigenador 140 antes de alcanzar un depósito 150. El PFC luego fluye desde el depósito 150, a través de una salida (no mostrada), hacia los pulmones del paciente. No se muestran un condensador y un mezclador de gas. Debido a las buenas capacidades de intercambio térmico de las paredes 110 dobles, la IPTU 100 puede calentar o enfriar el PFC para elevar o bajar la temperatura de un paciente bajo TLV. Las burbujas de oxígeno formadas con los oxigenadores 130 y 140 tienden a favorecer la uniformidad de temperatura del PFC dentro de los oxigenadores 130 y 140, lo que a su vez optimiza la transferencia de calor entre el PFC y el fluido de transporte de calor.

- 45 La figura 2 es una vista en perspectiva detallada de un conector en Y de acuerdo con un ejemplo. Un conector 200 en Y comprende un puerto 210 aéreo para la conexión a un ventilador mecánico convencional, un puerto 220 de líquido inspiratorio para recibir PFC de la IPTU 100, un puerto 230 de líquido espiratorio para devolver el PFC hacia el conducto 120 de entrada de la IPTU 100, un puerto 240 del tubo endotraqueal (ETT) para la conexión de un ETT (que se muestra en las figuras posteriores) o cualquier tubo que dé acceso a la tráquea del paciente o las vías respiratorias principales/tracto respiratorio, un sensor 250 de temperatura PFC y una válvula 260 de tres vías que permite al usuario seleccionar entre ventilación mecánica o TLV conectando el puerto 210 aéreo, o ambos puertos 220 y 230 de líquido, al puerto 240 ETT. El puerto 240 ETT comprende un sensor 244 de presión parietal y un medidor 242 de flujo. La válvula 260 de tres vías puede estar equipada con diodos emisores de luz (LED) que proporcionan una indicación visual de una posición de válvula seleccionada. El sensor 250 de temperatura PFC, el sensor 244 de presión parietal y el medidor 242 de flujo están conectados operativamente a un puerto 270 de comunicación que proporciona una interfaz para enviar mediciones de temperatura, presión y flujo del PFC hacia un analizador (mostrado en figuras posteriores). En una primera variante, las mediciones pueden proporcionarse como elementos de información numéricos, emitidos desde el puerto 270 de comunicación mediante conexión alámbrica o inalámbrica. En una

segunda variante, se puede unir un capilar al puerto 280 lateral, obteniéndose las mediciones de presión de forma remota en un extremo distal del capilar. Las mediciones de flujo se pueden tomar en conductos PFC inspiratorios y/o espiratorios ubicados entre el conector 200 en Y y la IPTU 100. En el ejemplo representado, todos los sensores en el conector en Y están colocados.

5 La figura 3 es un ejemplo de conector en Y acoplado a un tubo endotraqueal. Un tubo endotraqueal (ETT) 300 está montado en el puerto 240 ETT del conector 200 en Y. No se muestran otras conexiones a los puertos 210, 220 y 230, pero se explican por sí mismas. Un extremo 310 distal del ETT 300 está ubicado en la tráquea, donde es clínicamente necesario para determinar la presión de las vías respiratorias (P_{aw}). Además, es clínicamente necesario estimar la temperatura pulmonar en los alvéolos, que está incluso más profundamente en los pulmones que la tráquea del paciente. Se puede observar que la temperatura pulmonar es una buena aproximación a la temperatura de la sangre que sale de los pulmones, que es el objetivo final. En lugar de insertar un sensor de presión a un nivel de la tráquea del paciente, en o cerca del extremo 310 distal, se utilizan mediciones de presión dentro del conector 200 en Y en un extremo 320 proximal del ETT 300 para obtener valores de presión indirecta relevantes. Se conocen una sección S_{ETT} y una longitud L_{ETT} del ETT 300 y se utilizan en los cálculos de P_{aw} . La P_{aw} se deriva de una medición de presión P_y tomada directamente en el extremo 320 proximal. En lugar de insertar un sensor de temperatura en el nivel alveolar en los pulmones, las mediciones de temperatura dentro del conector 200 en Y en un extremo 320 proximal del ETT 300 se utilizan para obtener valores de temperatura indirectos relevantes.

Un conjunto de ejemplos de la presente divulgación se refiere generalmente a mediciones de presión indirecta.

20 El PFC espirado se acondiciona en la IPTU 100, donde también se controla la temperatura del PFC. El PFC llega al conector 200 en Y en el puerto 220 de líquido inspiratorio y fluye a los pulmones a través del ETT 300, regresando de los pulmones a través del ETT 300 y regresando al IPTU 100 a través del puerto 230 de líquido espiratorio.

25 Una representación P_{aw} que proporciona una estimación de la presión real en las vías respiratorias P_{aw} en el extremo 310 distal del ETT 300 se obtiene a partir de una presión parietal P_y medida en el extremo 320 proximal del ETT 300, utilizando el sensor 244 de presión parietal del conector 200 en Y. Un flujo ($\dot{V}$) del PFC, que es una variación de un volumen PFC (V) dentro de los pulmones del paciente, se mide usando el medidor 242 de flujo o usando un sensor acoplado a los conductos inspiratorios o espiratorios presentes entre los conectores 200 en Y e IPTU 100. La P_{aw} se estima con base en la medida de P_y , teniendo en cuenta una caída de presión $\Delta P(\dot{V})$ calculada sobre la base del flujo de PFC ($\dot{V}$) en el tubo:

$$\hat{P}_{aw}(\dot{V}) = P_y + \Delta P(\dot{V}) \quad (1)$$

30 en donde

$$\Delta P(\dot{V}) = -R_1 \dot{V} - \text{sgn}(\dot{V})(R_2 \dot{V}^2) \quad (2)$$

en el que los parámetros R_1 y R_2 dependen de la longitud L_{ETT} y la sección S_{ETT} del ETT 300, y en donde $\text{sgn}(\dot{V})$ es la función de signo. En el caso de una fuerte aceleración o desaceleración del flujo ($\dot{V}$), que es el caso del flujo inestable, el cálculo de P_{aw} puede incluir además una aceleración del flujo ($\ddot{V}$), tal que:

$$\Delta P(\dot{V}) = -R_1 \dot{V} - \text{sgn}(\dot{V})(R_2 \dot{V}^2) + I \ddot{V} \quad (3)$$

o, en una forma más general:

$$\hat{P}_{aw} = P_y + g(\dot{V}, \ddot{V}, T_y) \quad (4)$$

40 en donde $g(\dot{V}, \ddot{V})$ representa un mapeo analítico producido en función de los parámetros relacionados con las resistencias (R_1 , R_2) del ETT 300 y con una inercia (I) del líquido en el ETT 300, obtenido a partir de mediciones in vitro o de una ecuación de Bernoulli inestable, o de cualquier otra relación mecánica de fluidos capaz de vincular un diferencial de presión ΔP entre dos puntos específicos. Las expresiones de resistencia R_1 y R_2 también pueden incluir la resistencia pulmonar del paciente. En este caso específico, la presión estimada es la presión alveolar y también puede ser utilizada por los controladores de bombas para controlar las bombas.

45 Las mediciones de flujo de PFC pueden obtenerse mediante el medidor 242 de flujo del conector 200 en Y, que puede identificar una dirección de flujo. Dependiendo del tipo de sensor usado para la determinación del flujo, la calibración periódica del medidor 242 de flujo debe realizarse usando un sensor de presión externo (atmosférico). Por ejemplo, es posible que se requiera una calibración periódica para ciertos tipos de medidor de flujo, tal como un medidor de flujo de presión.

50 Las capacidades del conector 200 en Y para estimar adecuadamente la presión en las vías respiratorias P_{aw} , utilizando el modelo matemático anterior, se han validado tanto durante la prueba in vitro como en experimentos in vivo en corderos recién nacidos, algunos de los cuales tienen pulmones sanos en normotermia o hipotermia, otros que

padecen síndrome de aspiración de meconio. Estos experimentos se realizaron utilizando diversos tipos de PFC a diferentes volúmenes pulmonares.

La TLV se basa en una espiración regulada por presión que requiere una estimación precisa de P_{aw} en tiempo real. El sensor de presión proporciona la P_{aw} estimada de la presión real en las vías respiratorias en tiempo real. Permite a un controlador del ventilador de líquido ajustar en tiempo real una tasa de flujo espiratorio de acuerdo con una presión espiratoria específica en las vías respiratorias directamente especificada por el médico en una interfaz de usuario o mediante un algoritmo. El mismo enfoque se puede aplicar a la fase de inspiración del ciclo respiratorio. La estimación de la presión de las vías respiratorias P_{aw} puede ser utilizada por un controlador de presión de inspiración que mantiene la presión de las vías respiratorias en la referencia requerida especificada por el médico en la interfaz de usuario o por un algoritmo. Este controlador de presión de inspiración también se utiliza durante el llenado pulmonar inicial. Evita la sobrepresión pulmonar manteniendo una presión constante durante la instilación de PFC en los pulmones, cuando todavía hay aire.

La figura 4 es un gráfico que muestra las medidas de presión obtenidas de un cordero bajo ventilación de líquido total. Un gráfico 400 muestra trazas de presión, en función del tiempo, obtenidas al someter un cordero a TLV. Las trazas incluyen la presión real de las vías respiratorias (P_{aw}) 410i (inspiración) y 410e (espiración), una presión parietal (P_y) 420i y 420e medida en el conector 200 en Y, y una estimación (P_{aw}) 430i y 430e. Durante la espiración, la P_{aw} 430 se utiliza para controlar el flujo espiratorio. Debido al método de medición, la medida de P_{aw} es incorrecta durante la inspiración.

La figura 5 es una primera vista de un paciente infantil que recibe ventilación líquida total a través de un tubo endotraqueal y el conector en Y de la figura 2. Esta figura resume una aplicación de TLV para el cuidado de un bebé 500. El ETT 300 se inserta en una tráquea 510 del bebé 500, estando el extremo 310 distal situado justo encima de la carina, muy cerca de los pulmones 520 del bebé. El extremo 320 proximal está conectado al conector 200 en Y, que a su vez está conectado a los circuitos inspiratorios y espiratorios de la IPTU 100. Un analizador 170 recibe las mediciones de presión parietal P_y , flujo (V) y aceleración del flujo (V) y calcula la presión estimada en las vías respiratorias P_{aw} . También recibe la temperatura T_y , flujo (V) y aceleración del flujo (V) mide y calcula la temperatura pulmonar estimada T_L . Un controlador 172 de bomba del sistema TLV controla las bombas (no mostradas) del ventilador de líquido con base en la presión de las vías respiratorias estimada P_{aw} y en los puntos de ajuste de presión traqueal y alveolar definidos por un médico. Un controlador 174 de temperatura del sistema TLV controla la temperatura del PFC dentro de la IPTU 100, con base en la temperatura pulmonar estimada T_L . Por tanto, se forman bucles de retroalimentación entre los sensores en el conector 200 en Y, el analizador 170 y los controladores (172 y 174), de modo que la temperatura corporal del bebé 500 y la presión de las vías respiratorias se pueden controlar de acuerdo con el punto de ajuste ingresado por el médico.

La figura 6 es un diagrama de secuencia que muestra las operaciones de un método para medir la presión traqueal usando un sistema de ventilación de líquido total. En la figura 6, una secuencia 600 comprende una pluralidad de operaciones que pueden ejecutarse en orden variable, posiblemente algunas de las operaciones se ejecuten simultáneamente, siendo algunas de las operaciones opcionales. En la operación 610, se mide la presión de un líquido en el extremo 320 proximal del tubo 300 endotraqueal que tiene su extremo 310 distal insertado en la tráquea 510 de un paciente, por ejemplo el bebé 500, o en la tráquea de un animal. Sin limitación, el líquido puede transportar oxígeno o dióxido de carbono. Se mide el flujo del líquido dentro del tubo 300 endotraqueal en la operación 620. Opcionalmente, la operación 630 comprende determinar un modelo de fluido del tubo 300 endotraqueal determinando una resistencia del tubo 300 endotraqueal y una inercia del líquido en el tubo 300 endotraqueal. La operación 640 comprende una estimación de una caída de presión dentro del tubo 300 endotraqueal en función del flujo del líquido y en función de un modelo de fluido conocido o estimado del tubo 300 endotraqueal. La presión de las vías respiratorias del paciente se calcula en la operación 650 en función de la presión medida en el extremo 320 proximal del tubo 300 endotraqueal y en función de la caída de presión estimada dentro del tubo 300 endotraqueal.

La figura 7 es un diagrama de bloques de un sistema para la medición de la presión de las vías respiratorias y la medición de la temperatura pulmonar utilizando un sistema de ventilación de líquido total. En la figura 7, un sistema 700 comprende una pluralidad de componentes, algunos de los cuales pueden ser opcionales. La presión 700 de fluido (P_y) y la temperatura 748 (T_y) se miden mediante el sensor 244 de presión y un sensor 250 de temperatura en el extremo 320 proximal del tubo 300 endotraqueal que tiene su extremo 310 distal insertado en la tráquea 510 de un paciente. El medidor 242 de flujo mide un flujo 720 de fluido (V) y su derivado 722 (V) dentro del tubo 300 endotraqueal. En una interfaz 760 de usuario, el usuario selecciona un tipo 764 de fluido y un diámetro 762 del ETT 300 insertado en la tráquea del paciente. Estos elementos de información se proporcionan al analizador 170.

El analizador 170 utiliza un modelo de fluido del flujo y un modelo de temperatura en el ETT 300 para estimar una caída de presión ΔP y una diferencia de temperatura ΔT dentro del ETT 300. En un ejemplo, el modelo de fluido incluye una resistencia y una inercia del ETT 300. En el mismo o en otro ejemplo, el modelo de fluido y el modelo de temperatura pueden basarse en una geometría 744 de tubo y en propiedades 742 de fluido. El tipo 764 de fluido, el diámetro 762 del ETT 300 y, opcionalmente, una temperatura 748 de fluido medidos, por ejemplo, en el sensor 250 de temperatura del conector 200 en Y, se utilizan para determinar las propiedades 742 del fluido y la geometría 744 del tubo. En una variante, se puede utilizar una tabla 746 de consulta para obtener las propiedades 742 del fluido y la geometría 744 del tubo con base en el tipo 764 de fluido, en el diámetro 762 y en la temperatura 748 del fluido. Las

propiedades 742 del fluido y la geometría 744 de tubo se alimentan a un estimador de la caída de presión ΔP 740 y de la diferencia de temperatura ΔT 774 dentro el ETT 300. El estimador 740 usa la tasa 720 de flujo de líquido (V) y su derivada 722 (V) junto con el modelo de fluido para estimar la caída de presión ΔP . La presión de las vías respiratorias P_{aw} del paciente se calcula en un sumador 750 en función de la presión 710 medida (P_y) obtenida en el extremo 320 proximal del ETT 300 y en función de la caída de presión estimada ΔP dentro del ETT 300. La presión de las vías respiratorias P_{aw} del paciente puede visualizarse en la interfaz 760 de usuario y también puede ser utilizada por el controlador 172 de bomba del sistema TLV. El estimador 774 usa la tasa 720 de flujo de líquido (V) junto con el modelo térmico para estimar la diferencia de temperatura ΔT . La temperatura pulmonar del paciente se calcula en un sumador 772 en función de la temperatura 748 medida (T_y) obtenida en el extremo 320 proximal del ETT 300 y en función de la diferencia de temperatura estimada ΔT dentro del ETT 300. La temperatura pulmonar T_L del paciente puede visualizarse en la interfaz 760 de usuario y también puede ser utilizada por el controlador 174 de temperatura del sistema TLV.

Un conjunto de ejemplos de la presente divulgación se refiere generalmente a mediciones indirectas de temperatura.

La figura 8 es una segunda vista de un paciente infantil que recibe ventilación líquida total a través de un tubo endotraqueal y el conector en Y de la figura 2, que también muestra la unidad de tratamiento de perfluorocarbono de la figura 1. En la figura 8, el bebé 500 está sujeto a un MTH o procedimiento de recalentamiento. El sensor 250 de temperatura del conector 200 en Y proporciona una medición en tiempo real del PFC expulsado de los pulmones 520 del bebé a través del ETT 300. Un médico proporciona un punto de ajuste de temperatura para la temperatura del PFC, de acuerdo con un nivel deseado de hipotermia (por supuesto, se puede aplicar un procedimiento similar cuando se desea elevar la temperatura corporal del bebé 500). Un analizador 170 recibe el punto de ajuste de temperatura, la medición de temperatura PFC en tiempo real, y además puede recibir una medición de flujo del medidor 244 de flujo del conector en Y o de cualquier otro medidor de flujo dentro del sistema TLV. El analizador 170 selecciona las medidas de temperatura obtenidas, por ejemplo, durante una fase espiratoria, al final de los flujos espiratorios o durante una pausa que sigue a cada ciclo espiratorio. El analizador 170 proporciona comandos de temperatura a un controlador 174 de temperatura que, a su vez, controla un lecho de agua o un incubadora de muestras 184. El lecho 184 de agua suministra agua o cualquier otro fluido de transporte de calor (líquido o gas) 160 que fluye entre las paredes 110 de la IPTU 100. De este modo se forma un bucle de retroalimentación entre el sensor 250 de temperatura, el analizador 170, el controlador 174 de temperatura, el lecho 184 de agua y la IPTU 100 de modo que la temperatura corporal del bebé 500 se pueda controlar de acuerdo con el punto de ajuste introducido por el médico. Los lectores expertos comprenderán fácilmente que la incubadora de muestras 184 es una de las muchas opciones que pueden usarse para lograr al menos algún nivel de refrigeración o calefacción en el sistema. Por ejemplo, la incubadora de muestras 184 puede ser reemplazada por otros dispositivos de refrigeración y/o calefacción tales como un evaporador (de un circuito de compresor) puesto en contacto directo con el líquido o usando un dispositivo de expansión de gas (es decir, refrigerador de propano). También se pueden utilizar otras soluciones, tales como módulos termoeléctricos, que podrían controlar la temperatura del PFC. Además, antes de su uso, el PFC se puede enfriar dentro de un refrigerador (por ejemplo) en el que también se puede usar un elemento de calefacción adicional para controlar la temperatura del líquido. Otras soluciones pueden incluir el uso de materiales de cambio de fase, hielo, energía solar, combustibles fósiles o tubos de vórtice como fuentes de refrigeración y calefacción para controlar la temperatura de PFC.

Se obtiene una representación T_L que proporciona una estimación de la temperatura alveolar real a partir de una temperatura 748 (T_y) medida en el extremo 320 proximal del ETT 300 en el conector 200 en Y. Un flujo 720 (V) del PFC se mide usando el medidor 244 de flujo o usando un sensor acoplado a los conductos inspiratorios o espiratorios presentes entre el conector 200 en Y y la IPTU 100.

$$\hat{T}_L(\dot{V}) = T_y + \Delta T(\dot{V}) \quad (5)$$

en donde:

$$\Delta T(\dot{V}) = \Delta T_y \frac{\tau(\dot{V})}{\delta} \quad (6)$$

en el que la constante (τ) de tiempo depende del sensor 250 de temperatura, las propiedades del líquido dadas por la tabla 746 y el flujo 720 (V). La constante (τ) de tiempo representa un mapeo analítico producido en función de los parámetros relacionados con el sensor 250 de temperatura, las propiedades del líquido y el flujo 720 (V), obtenido a partir de mediciones in vitro, de la ecuación de convección forzada o de cualesquiera otras relaciones termodinámicas.

El sensor 250 de temperatura del conector 200 en Y permite obtener una estimación de la temperatura de los pulmones que se puede asumir en equilibrio con una temperatura de la sangre en las venas pulmonares y una temperatura del corazón, también estando en equilibrio aproximado con la temperatura arterial femoral. La configuración de TLV de la figura 8 permite, por tanto, una rápida inducción de hipotermia bajo el control del médico.

Usando el mismo modelo térmico, la temperatura de los órganos del paciente (riñón, hígado, cerebro, páncreas, etc.) también se puede determinar calculando una diferencia de temperatura ΔT entre T_y , usando el flujo en el conector en Y, la sangre flujo (que podría estimarse mediante el peso del paciente indicado en la interfaz de usuario o mediante

una medición directa). En una tabla 746, se pueden indicar las propiedades de fluidos de los diferentes líquidos en el modelo térmico y también se podría enumerar la relación de perfusión de órganos (con base en el flujo sanguíneo total). Toda esta información se puede utilizar para calcular una constante de tiempo τ para estimar la temperatura del órgano objetivo con base en las ecuaciones presentadas.

- 5 La figura 9 es un diagrama de secuencia que muestra las operaciones de un método para medir la temperatura pulmonar usando un sistema de ventilación de líquido total. En la figura 9, una secuencia 800 comprende una pluralidad de operaciones que pueden ejecutarse en orden variable, posiblemente algunas de las operaciones se ejecuten al mismo tiempo, siendo algunas de las operaciones opcionales. En la operación 810, el flujo mientras el ciclo espiratorio se integra matemáticamente para determinar el retraso de tiempo causado por el volumen muerto térmico.
- 10 En la operación 820 se mide la temperatura de un líquido expulsado de los pulmones del paciente a través de un tubo endotraqueal que tiene un extremo insertado en la tráquea del paciente. La medición se puede obtener, por ejemplo, en o cerca del extremo 320 proximal del ETT 300 cuando el extremo 310 distal se inserta en la tráquea 510 del bebé 500, o en la tráquea de un animal. En la operación 830, el flujo se mide dentro del tubo endotraqueal durante el ciclo espiratorio. La operación 840 comprende una estimación de una diferencia de temperatura en función del flujo del líquido y en función de un modelo termodinámico conocido o estimado del sistema (vías respiratorias del paciente, tubo endotraqueal, conector en Y) para estimar la constante de tiempo térmica. La temperatura pulmonar del paciente se calcula en la operación 850 como una función de la temperatura medida en el extremo 320 proximal del tubo 300 endotraqueal y como una función de la constante de tiempo térmica estimada del sistema. La temperatura medida del líquido se puede utilizar como medida de la temperatura pulmonar, en la operación 830, para controlar una hipotermia terapéutica moderada del paciente. En la operación 810, el flujo espiratorio se integra matemáticamente hasta que el volumen espirado se vuelve mayor que el volumen muerto térmico. El período de integración resultante se considera como el retraso de tiempo causado por el volumen muerto térmico durante el cual el sistema puede estimar inadecuadamente la temperatura pulmonar. Se podrían usar otros métodos para determinar el retraso de tiempo, tal como la monitorización de la variación de temperatura de las mediciones indirectas de temperatura.
- 25 El método de la figura 9 se ha probado in vivo en corderos sanos, como parte de experimentos relacionados con la inducción ultrarrápida de MTH. Las mediciones de la temperatura pulmonar se compararon con las mediciones directas de la temperatura arterial femoral. Los resultados confirman la capacidad de este método para la rápida inducción de MTH por TLV. La figura 10 muestra un gráfico de medidas de temperatura obtenidas de un cordero durante la inducción de hipotermia terapéutica moderada. En el ejemplo de la figura 10 se representa un punto 1010 de ajuste y mediciones/mediciones indirectas de temperatura 1020 pulmonar, temperatura 1030 rectal, temperatura 1040 timpánica, temperatura 1050 del esófago y temperatura 1060 arterial. La figura 11 muestra las mediciones 1110 de temperatura, las mediciones 1120 de flujo PFC, cálculos 1130 de volumen espirado y estimaciones 1140 de temperatura pulmonar obtenidas de un cordero durante una espiración durante la inducción de hipotermia terapéutica moderada. La figura 12 muestra las medidas de temperatura obtenidas de un cordero bajo hipotermia terapéutica moderada. Un gráfico 900 muestra tres ciclos de TLV durante una experimentación en cordero. Se puede observar que las estimaciones 920 de la temperatura pulmonar media se asemejan mucho a la temperatura 960 arterial.

Aunque la descripción anterior de métodos, sensores y conector en Y se ha proporcionado con referencia a PFC, esta tecnología es fácilmente aplicable a cualquier otro fluido usado en aplicaciones de TLV. Se espera que TLV, con o sin MTH, pueda proporcionar un tratamiento alternativo para los bebés que no pueden recibir oxigenación por membrana extracorpórea (ECMO). También se espera que TLV evolucione para que sea aplicable a pacientes adultos y al tratamiento del síndrome de dificultad respiratoria aguda (ARDS) en cuidados intensivos. También se contempla la inducción rápida de MTH en la atención de emergencia extrahospitalaria.

Se pueden prever diversos ejemplos de los métodos, conectores y sistemas TLV, como se divulga en este documento. Un ejemplo de este tipo comprende un modelo de un circuito de fluido de un sistema de ventilador de líquido total. El cálculo de P_{aw} puede obtenerse en función de los datos actuales y pasados de la tasa de flujo (V) registrados en un tiempo δ de muestreo tal que:

$$\hat{P}_{aw}[k] = P_y[k] + g(\dot{V}[k], \dot{V}[k-1], \dots, \dot{V}[k-M], \ddot{V}[k], \ddot{V}[k-1], \dots, \ddot{V}[k-M], T_y[k]) \quad (7)$$

donde k es un índice de tiempo discreto tal que $V[k]$ es un valor presente y $V[k-i]$ son valores pasados, para $i=1$ a M . Además, la ecuación (7) es equivalente a la ecuación (4) y se puede utilizar un historial de la tasa de flujo para calcular la aceleración y sus derivadas, y la estimación de P_{aw} se basa entonces en las mediciones $P_y[k]$.

El cálculo de la temperatura en los alvéolos se puede estimar procesando una señal de temperatura registrada en el conector en Y T_y y la constante (τ) de tiempo, que depende de la tasa de flujo, en el tiempo δ de muestreo. El índice k de tiempo discreto se define tal como $k=0$ está en el tiempo final de un volumen muerto recuperado de los pulmones (t_{ret}), y $k=N$ está al final del ciclo (t_a) espiratorio. El tiempo de finalización del volumen de espacio muerto recuperado de los pulmones (t_{ret}) se determina integrando el flujo (V) para obtener el volumen espirado frente al tiempo $V(t)$ y encontrando los tiempos (t_{ret}) cuando $V(t)$ se convierte en mayor que el volumen (V_{dt}) muerto térmico. El final del ciclo (t_a) espiratorio se determina cuando el flujo (V) se invierte. Por tanto, la temperatura en los alvéolos se puede estimar con la ecuación 8.

$$\hat{T}_L[k] = T_y[k] + f(\dot{V}[k], \dot{V}[k-1], \dots, \dot{V}[k-N], T_y[k], T_y[k-1], \dots, T_y[k-N]) \quad (8)$$

donde f es una función de la temperatura T_y y el flujo ($\dot{V}$) medidos desde el tiempo t_{ret} (tiempo discreto $k=0$) hasta el tiempo t_d (tiempo discreto $k=N$).

La figura 13 muestra un diagrama de flujo de un método 1300 de ejemplo para determinar una medición indirecta de un parámetro en un paciente con un sistema de ventilación líquida total (TLV). El método comprende a) obtener al menos una medición de parámetro de un líquido tomado en el sistema TLV que comprende un tubo que tiene un extremo distal insertado en el tracto respiratorio de un paciente (por ejemplo, un tubo endotraqueal insertado en la tráquea de un paciente) 1310, b) obtener en al menos una medición de flujo de un líquido tomada en el sistema TLV y c) procesar, considerando un modelo de fluido del sistema TLV, la al menos una medición de parámetro y la al menos una medición de flujo en la medición indirecta del parámetro en el paciente 1330.

Opcionalmente, obtener 1310 la al menos una medición de parámetro puede comprender obtener al menos una medición de presión del líquido tomado en la TLV y procesar 1330 la al menos una medición y la al menos una medición de flujo en la medición indirecta del parámetro en el pulmón puede comprender además procesar la al menos una medición de flujo en un valor de caída de presión dentro del sistema TLV considerando el modelo de fluido del sistema TLV y procesar la al menos una medición de presión y el valor de caída de presión en la medición indirecta del parámetro en el pulmón del paciente.

Los pasos 1310, 1320 y 1330 pueden repetirse periódicamente y/o pueden realizarse en tiempo real.

Opcionalmente, la obtención de 1310 al menos una medición se puede realizar recibiendo datos en una pluralidad de paquetes de datos a través de una interfaz de red.

El método puede comprender además (no se muestra) almacenar periódicamente en la memoria al menos el valor de presión indirecta en las vías respiratorias y, opcionalmente, la medición de la presión, la medición del flujo y el valor de la caída de presión.

El método puede comprender además (no se muestra) obtener una variación del flujo del líquido. El procesamiento de la medición del flujo en un valor de caída de presión dentro del tubo endotraqueal se puede realizar considerando además la variación del flujo del líquido. La obtención de la variación del flujo del líquido también se puede realizar recibiendo datos en una pluralidad de paquetes de datos a través de una interfaz de red.

El método también puede comprender (no se muestra) leer el modelo de fluido del sistema TLV de la memoria.

El método también puede comprender además opcionalmente (no se muestra) determinar y/o actualizar el modelo de fluido del sistema TLV determinando una resistencia del tubo endotraqueal y una inercia del líquido en el tubo endotraqueal.

El método también puede comprender además controlar 1340 una bomba del sistema TLV basándose al menos en el valor de presión indirecta de las vías respiratorias.

Opcionalmente, obtener 1310 la al menos una medición de parámetro puede comprender obtener al menos una medición de temperatura de un líquido expulsado del pulmón a través del tubo. El modelo de fluido del sistema TLV puede ser entonces un modelo termodinámico del sistema TLV para estimar la constante de tiempo térmica en el sistema TLV con base en el valor de flujo. La obtención de la medición de la temperatura del líquido se puede realizar tras una pausa tras un ciclo espiratorio del paciente.

El procesamiento 1330 de la al menos una medición de parámetro y la al menos una medición de flujo en la medición indirecta del parámetro en el paciente puede comprender además procesar más de una de la al menos una medición de flujo en la integración de la tasa de flujo para determinar un retraso de tiempo. causada por el volumen muerto térmico y procesando la al menos una medición de temperatura considerando el retraso de tiempo la constante de tiempo térmica del modelo TLV con base en la al menos una medición de flujo.

La medición indirecta del parámetro en el paciente puede indicar la temperatura del pulmón del paciente, de la sangre del paciente y/o de otro órgano del paciente. La temperatura del líquido se puede medir en una unión del tubo (por ejemplo, endotraqueal) a los circuitos inspiratorios y espiratorios del sistema TLV.

El método puede comprender además controlar 1340 una unidad de tratamiento del sistema TLV basándose al menos en la medición indirecta de la temperatura.

Los expertos en la técnica se darán cuenta de que la descripción de los métodos, conectores y sistemas TLV para medidas de presión y temperatura son solo ilustrativos y no pretenden ser limitativos de ningún modo. Otras realizaciones se les sugerirán fácilmente a aquellas personas con conocimientos ordinarios en la técnica que se benefician de la presente divulgación. Además, los métodos, conectores y sistemas TLV divulgados pueden personalizarse para ofrecer soluciones valiosas a las necesidades existentes y los problemas relacionados con la falta de madurez de la tecnología TLV actual.

En aras de la claridad, no se muestran y describen todas las características rutinarias de las implementaciones de métodos, conectores y sistemas TLV. Por supuesto, se apreciará que en el desarrollo de cualquier implementación real de los métodos, conectores y sistemas TLV, es posible que se deban tomar numerosas decisiones específicas de implementación para lograr los objetivos específicos del desarrollador, tal como el cumplimiento de las restricciones relacionadas con la aplicación, el sistema y el negocio, y que estos objetivos específicos variarán de una implementación a otra y a partir de un desarrollador a otro. Además, se apreciará que un esfuerzo de desarrollo puede ser complejo y llevar mucho tiempo, pero sin embargo sería una tarea rutinaria de ingeniería para los expertos en el campo de los ventiladores artificiales que se benefician de la presente divulgación.

Se pueden usar implícita o explícitamente diversos enlaces de red en el contexto de la presente divulgación. Si bien un enlace se puede representar como un enlace inalámbrico, también se podría incorporar como un enlace alámbrico utilizando un cable coaxial, una fibra óptica, un cable de categoría 5 y similares. Un punto de acceso alámbrico o inalámbrico (no se muestra) puede estar presente en el enlace entre. Asimismo, cualquier número de enrutadores (no se muestra) puede estar presente y formar parte del enlace, que puede pasar a través de internet.

La presente divulgación no se ve afectada por la forma en que los diferentes módulos intercambian información entre ellos. Por ejemplo, el módulo de memoria y el módulo de procesador podrían estar conectados por un bus paralelo, pero también podrían estar conectados por una conexión en serie o involucrar un módulo intermedio (no se muestra) sin afectar las enseñanzas de la presente divulgación.

Por lo general, un método se concibe como una secuencia autoconsistente de pasos que conducen a un resultado deseado. Estos pasos requieren manipulaciones físicas de cantidades físicas. Por lo general, aunque no necesariamente, estas cantidades toman la forma de señales eléctricas o magnéticas/electromagnéticas que pueden almacenarse, transferirse, combinarse, compararse y manipularse de otro modo. A veces es conveniente, principalmente por razones de uso común, referirse a estas señales como bits, valores, parámetros, items, elementos, objetos, símbolos, caracteres, expresiones, números o similares. Sin embargo, debe tenerse en cuenta que todas estas expresiones y expresiones similares deben asociarse con las cantidades físicas apropiadas y son simplemente etiquetas convenientes aplicadas a estas cantidades. La descripción de la presente divulgación se ha presentado con fines ilustrativos, pero no se pretende que sea exhaustiva o limitada a los ejemplos divulgados. Muchas modificaciones y variaciones resultarán evidentes para los expertos en la técnica. Los ejemplos se eligieron para explicar los principios de la invención y sus aplicaciones prácticas y para permitir que otros expertos en la técnica comprendan la invención con el fin de implementar diversas realizaciones con diversas modificaciones que puedan ser adecuadas para otros usos contemplados. El alcance de la presente invención se define mediante las siguientes reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un analizador (170) para determinar una medición indirecta de la presión de vías respiratorias en un paciente con un sistema de ventilación líquida total (TLV), que comprende:

- un módulo de interfaz de medición para:

5 (a) obtener al menos una medición de presión de un líquido tomado en el sistema TLV que comprende un tubo (300) endotraqueal que tiene un extremo (310) distal insertado en la tráquea de un paciente, preferiblemente dicha medición de presión se toma en el extremo (320) proximal del tubo (300) endotraqueal; y

(b) obtener al menos una medición de flujo de un líquido tomado en el sistema TLV; y

- un módulo procesador para:

10 (c) considerar un modelo de fluido del sistema TLV, procesar la al menos una medición de presión y la al menos una medición de flujo en la medición indirecta de la presión de las vías respiratorias;

en donde el módulo de procesador está configurado para:

- procesar la al menos una medición de flujo en un valor de caída de presión dentro del sistema TLV, preferiblemente dentro del tubo (300) endotraqueal, considerando el modelo de fluido del sistema TLV; y

15 - procesar la al menos una medición de presión y el valor de caída de presión en la medición indirecta de la presión de las vías respiratorias.

2. El analizador (170) de la reivindicación 1, en donde:

(i) el módulo de interfaz de medición es una interfaz de red, que obtiene al menos una medición de presión que comprende además recibir datos en una pluralidad de paquetes de datos en el mismo; y/o

20 (ii) el módulo de interfaz de medición es además para obtener una variación del flujo del líquido, en donde el módulo procesador es además para procesar la medición del flujo en un valor de caída de presión dentro del tubo (300) endotraqueal considerando la variación del flujo del líquido.

3. El analizador (170) de la reivindicación 1 o la reivindicación 2, en donde el analizador (170) comprende además un módulo de memoria para almacenar periódicamente al menos la medición indirecta de la presión de las vías respiratorias y opcionalmente la medición de la presión, la medición del flujo y el valor de caída de presión en el mismo.

25

4. El analizador (170) de una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en donde:

(i) el analizador (170) comprende además una tabla almacenada en un módulo de memoria, la tabla que comprende el modelo de fluido del sistema TLV; y/o

30 (ii) el analizador (170) comprende además un módulo controlador de bomba para controlar una bomba del sistema TLV basándose al menos en la medición indirecta de la presión de las vías respiratorias.

5. Un analizador (170) para determinar una medición indirecta de la temperatura pulmonar en un paciente con un sistema de ventilación líquida total (TLV), comprendiendo el sistema TLV un tubo (300) endotraqueal que tiene un extremo (310) distal insertado en la tráquea de un paciente, el analizador que comprende:

- un módulo de interfaz de medición para:

35 a) obtener al menos una medida de temperatura de un líquido expulsado del pulmón a través del tubo (300) endotraqueal; y

b) obtener al menos una medición de flujo de un líquido tomado en el sistema TLV; y

- un módulo procesador para:

40 c) considerar un modelo de fluido del sistema TLV, procesar la al menos una medición de temperatura y la al menos una medición de flujo en la medición indirecta de la temperatura pulmonar en el paciente,

en donde el modelo de fluido del sistema TLV es un modelo termodinámico del sistema TLV para estimar la constante de tiempo térmica en el sistema TLV con base en el valor de flujo.

6. El analizador de la reivindicación 5, en donde

45 (i) el módulo de interfaz de medición obtiene la al menos una medición de temperatura del líquido después de una pausa después de un ciclo espiratorio del paciente; y/o

- (ii) el analizador (170) está configurado para detectar el final de un ciclo espiratorio y determinar una temperatura pulmonar indirecta seleccionando una medición de temperatura del líquido recibido tras la detección del final del ciclo espiratorio; y/o
- 5 (iii) el analizador (170) está configurado para detectar el final de un volumen muerto recuperado del pulmón, detectar el final de un ciclo espiratorio y determinar una temperatura pulmonar con base en las mediciones de la temperatura del líquido obtenidas entre el final del volumen muerto y el final del ciclo espiratorio.
7. El analizador (170) de la reivindicación 5 o la reivindicación 6, en donde el módulo procesador, cuando procesa la al menos una medición de parámetros de temperatura y la menos una medición de flujo en la medición indirecta de la temperatura pulmonar en el paciente, es además para:
- 10 - procesar más de una de la al menos una medición de flujo en la integración de la tasa de flujo para determinar un retraso de tiempo causado por el volumen muerto térmico; y
- procesar la al menos una medición de parámetros de temperatura considerando el retraso de tiempo y la constante de tiempo térmica del modelo TLV con base en la al menos una medición de flujo.
- 15 8. El analizador (170) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 5 a 7, en donde la temperatura del líquido se mide en una unión del tubo (300) endotraqueal a los circuitos espiratorios e inspiratorios del sistema TLV.
9. El analizador (170) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 5 a 8, en donde el analizador (170) comprende además un módulo controlador de temperatura para controlar una unidad de tratamiento del sistema TLV basado al menos en la medición indirecta de la temperatura pulmonar en el paciente.
- 20 10. Un analizador (170) para determinar una medición indirecta de la temperatura y una medición indirecta de la presión de la vía respiratoria en un paciente con un sistema de ventilación líquida total (TLV), que comprende
- un módulo de interfaz de medición para
- a) obtener al menos una medición de presión de un líquido tomado en el sistema TLV que comprende un tubo (300) endotraqueal que tiene un extremo (310) distal insertado en la tráquea de un paciente, y al menos una medición de temperatura de un líquido expulsado del pulmón a través del tubo (310) endotraqueal;
- 25 b) obtener al menos una medición de flujo de un líquido tomado en el sistema TLV; y
- un módulo procesador para:
- c) considerar al menos un modelo de fluido del sistema TLV, comprendiendo dicho al menos un modelo de fluido un modelo termodinámico del sistema TLV para estimar la constante de tiempo térmica en el sistema TLV con base en el valor de flujo, procesando la al menos una medición de presión, la al menos una medición de temperatura y la
- 30 menos una medición de flujo en la medición indirecta de la temperatura en el paciente y la medición indirecta de la presión de las vías respiratorias en el paciente;
- en donde el módulo de procesador está configurado para:
- procesar la al menos una medición de flujo en un valor de caída de presión dentro del sistema TLV considerando el al menos un modelo de fluido del sistema TLV; y
- 35 - procesar la al menos una medición de presión y el valor de caída de presión en la medición indirecta de la presión de las vías respiratorias.
11. El analizador (170) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, en donde:
- (i) a), b) y c) se repiten periódicamente; y/o
- (ii) a), b) y c) se realizan en tiempo real.
- 40 12. El analizador (170) de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4 o la reivindicación 10 o la reivindicación 11, en donde el módulo procesador es además para determinar y/o actualizar el modelo de fluido del sistema TLV determinando una resistencia del tubo (300) endotraqueal y una inercia del líquido en el tubo.
13. Un sistema TLV que comprende:
- un analizador (170) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4; y
- 45 un conector, que comprende:

- una unión para conectar los circuitos inspiratorios y espiratorios de un sistema de ventilación de líquido total (TLV) a un extremo (320) proximal de un tubo (300) endotraqueal que tiene un extremo (310) distal insertable en la tráquea de un paciente; y

5 - un sensor de presión, ubicado dentro de la unión, para medir la presión de un líquido presente en el tubo (300) endotraqueal; y

- un sensor de flujo, ubicado dentro de la unión, para medir un flujo de líquido dentro del tubo (300) endotraqueal; y una interfaz para enviar medidas de presión y flujo del líquido al analizador (170).

14. Un sistema TLV que comprende:

un analizador (170) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 5 a 9; y

10 un conector, que comprende:

- una unión para conectar los circuitos inspiratorios y espiratorios de un sistema de ventilación de líquido total (TLV) a un extremo (320) proximal de un tubo (300) endotraqueal que tiene un extremo (310) distal insertable en la tráquea de un paciente;

15 - un sensor de temperatura, ubicado dentro de la unión, para medir la temperatura de un líquido expulsado de los pulmones del paciente a través del tubo (300) endotraqueal; y

- un sensor de flujo, ubicado dentro de la unión, para medir un flujo de líquido dentro del tubo (300) endotraqueal; y una interfaz para enviar mediciones de temperatura y flujo del líquido al analizador (170).

15. Un sistema TLV que comprende:

un analizador (170) de acuerdo con la reivindicación 10; y

20 un conector, que comprende:

una unión para conectar los circuitos espiratorios e inspiratorios de un sistema de ventilación de líquido total (TLV) a un extremo (320) proximal de un tubo (300) endotraqueal que tiene un extremo (310) distal insertable en la tráquea de un paciente; y

25 - un sensor de temperatura, ubicado dentro de la unión, para medir la temperatura de un líquido expulsado de los pulmones del paciente a través del tubo (300) endotraqueal;

- un sensor de presión, ubicado dentro de la unión, para medir la presión de un líquido presente en el tubo (300) endotraqueal;

- un sensor de flujo, ubicado dentro de la unión, para medir un flujo de líquido dentro del tubo (300) endotraqueal; y una interfaz para enviar mediciones de presión, temperatura y flujo del líquido al analizador (170).

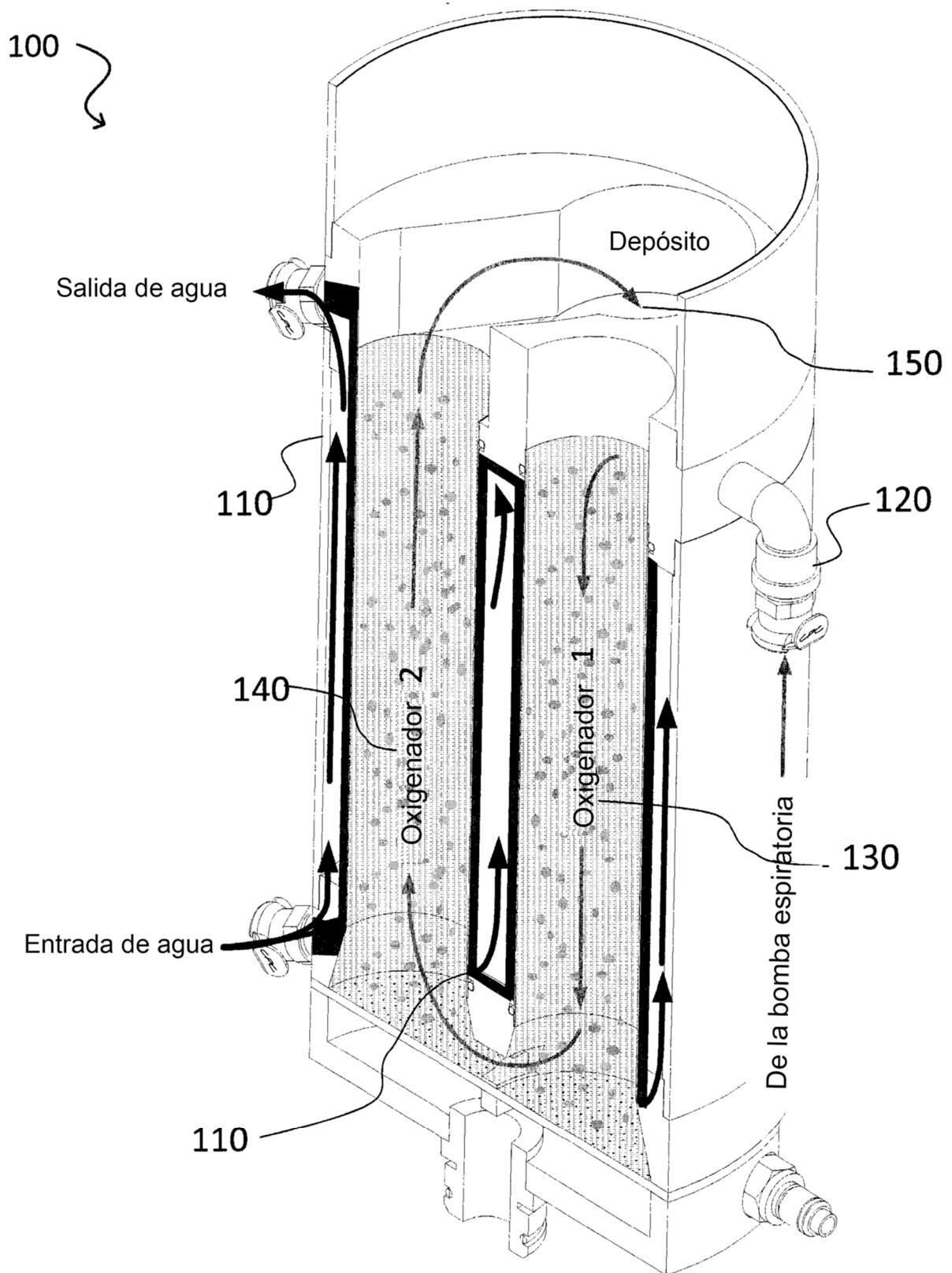


Figura 1

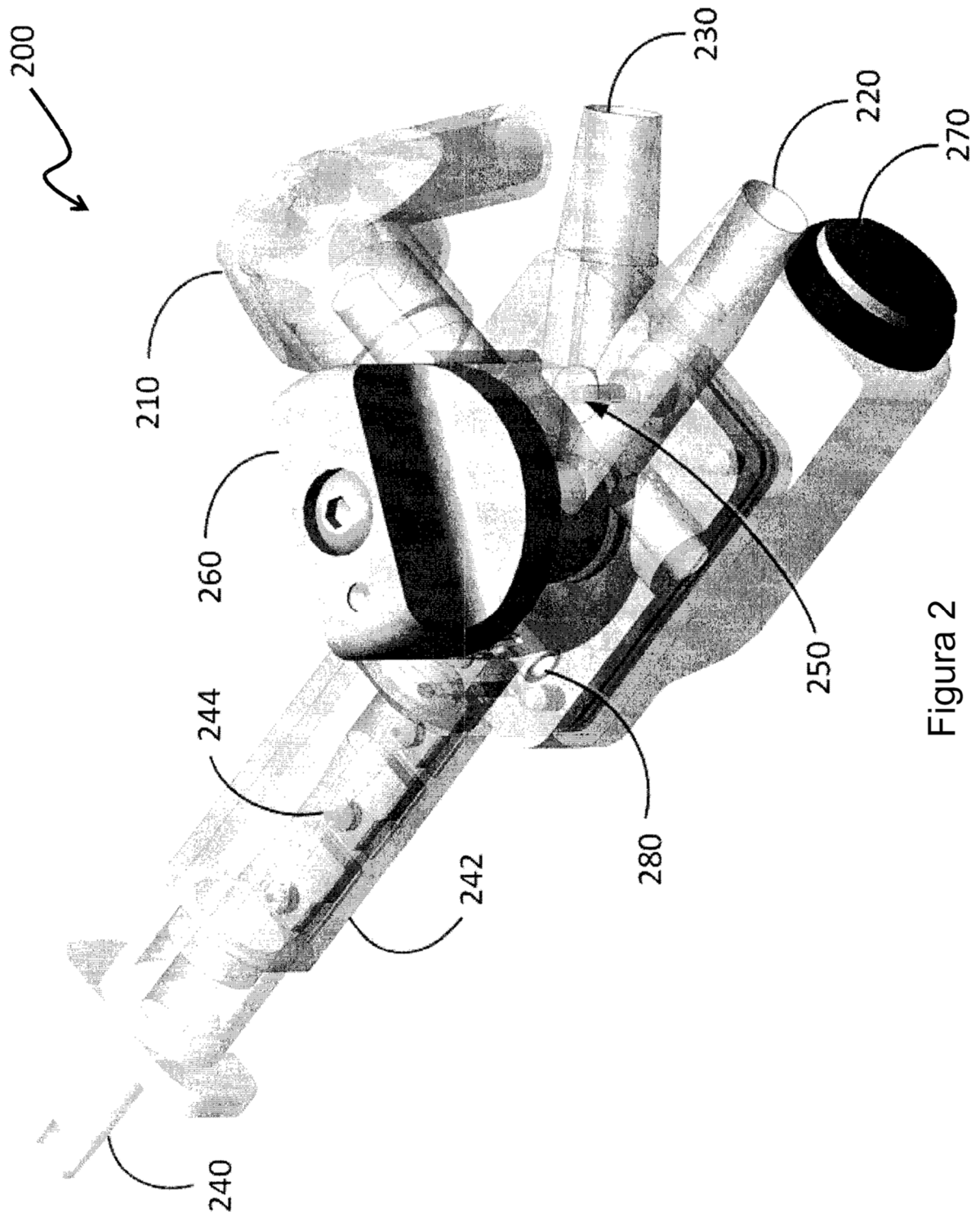


Figura 2

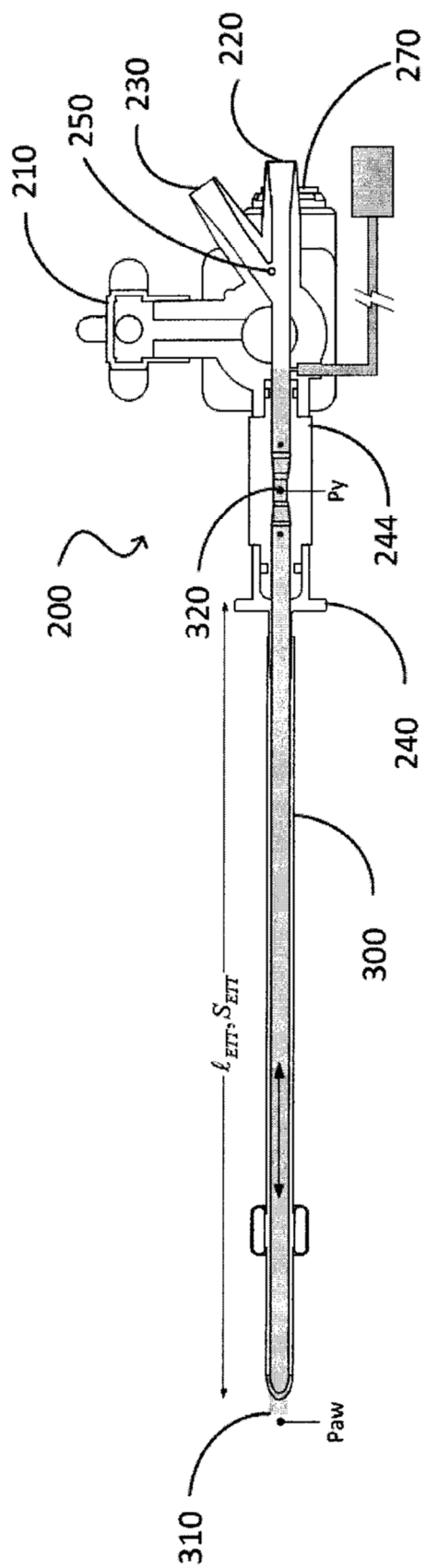


Figura 3

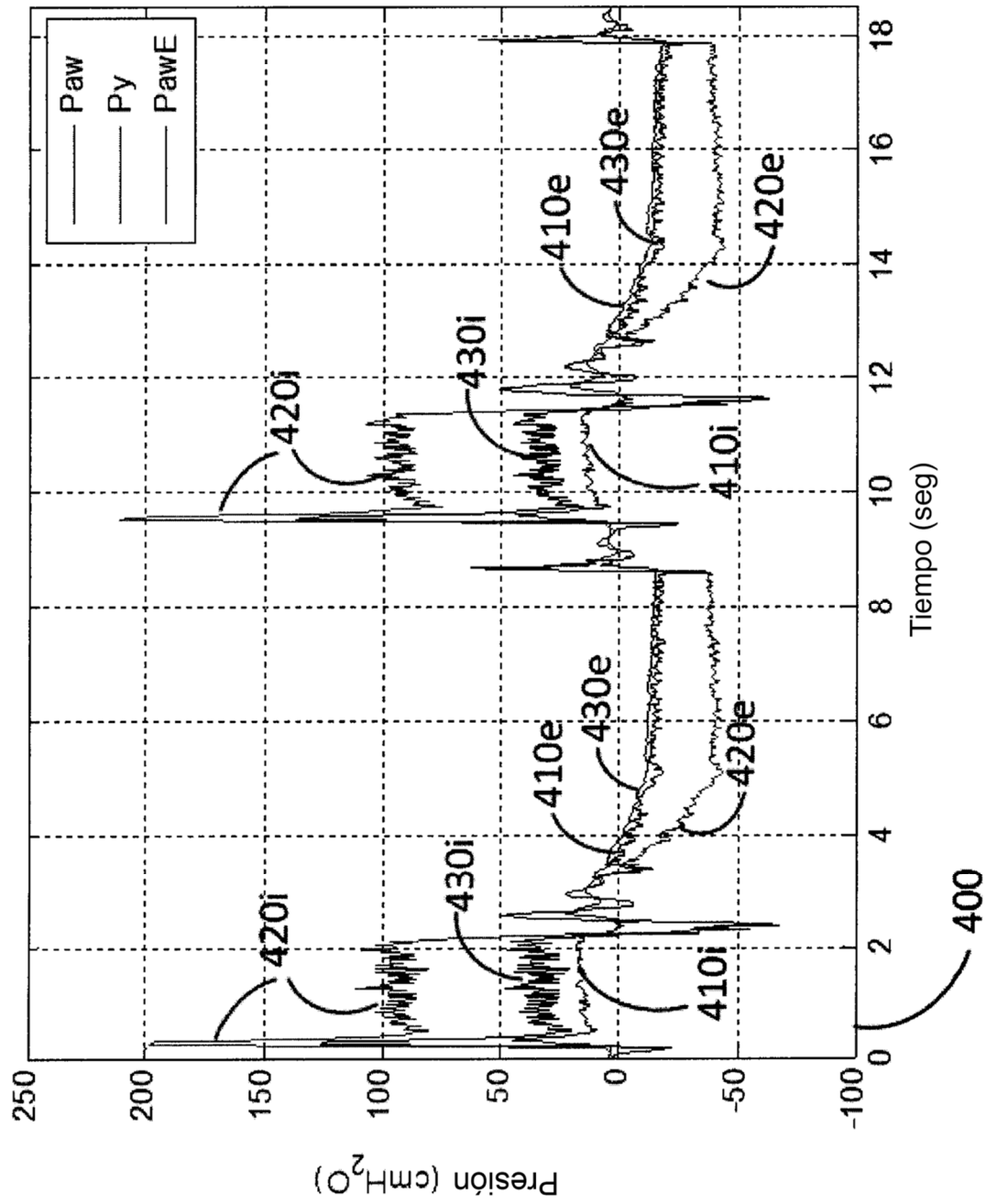


Figura 4

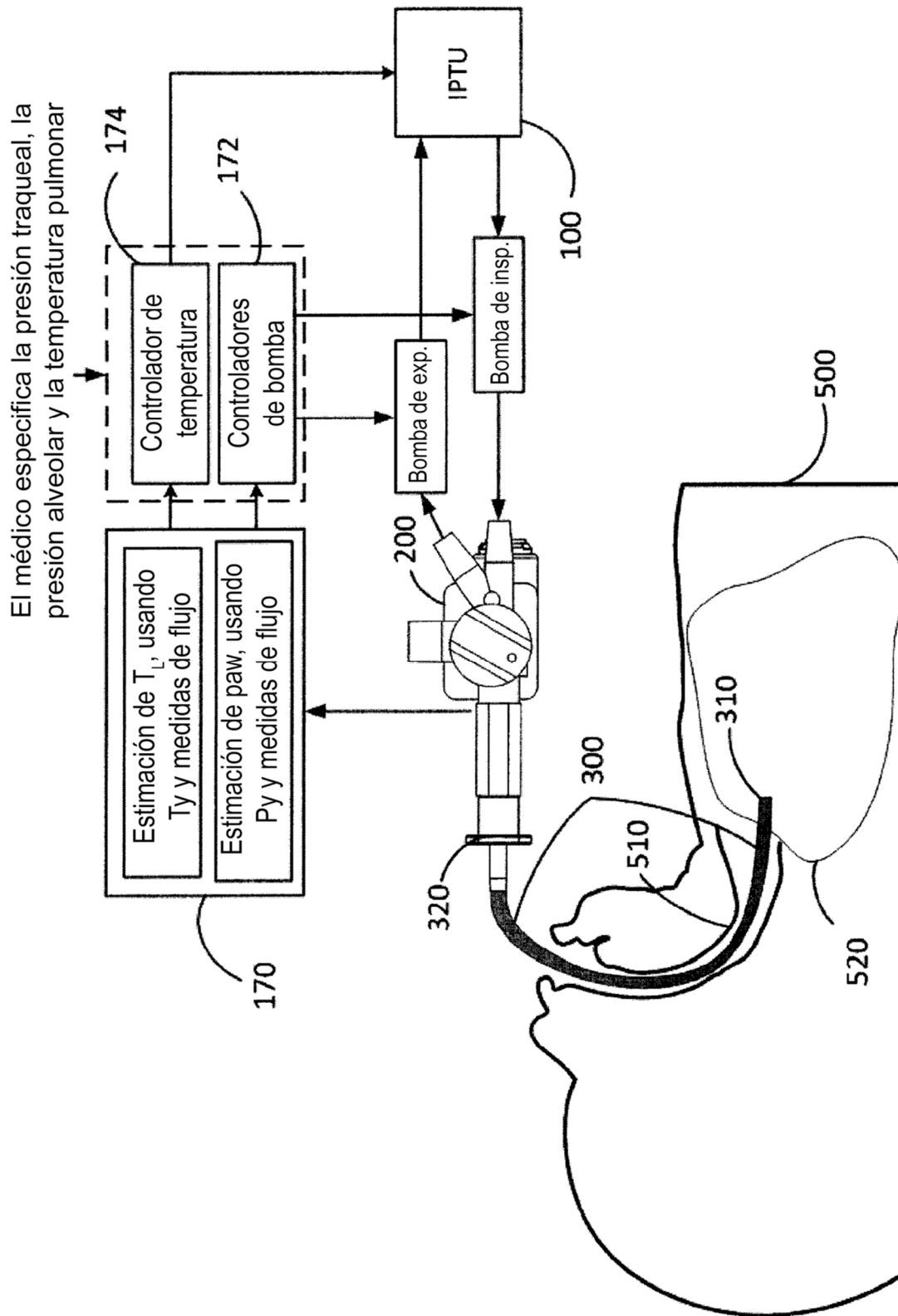


Figura 5

600

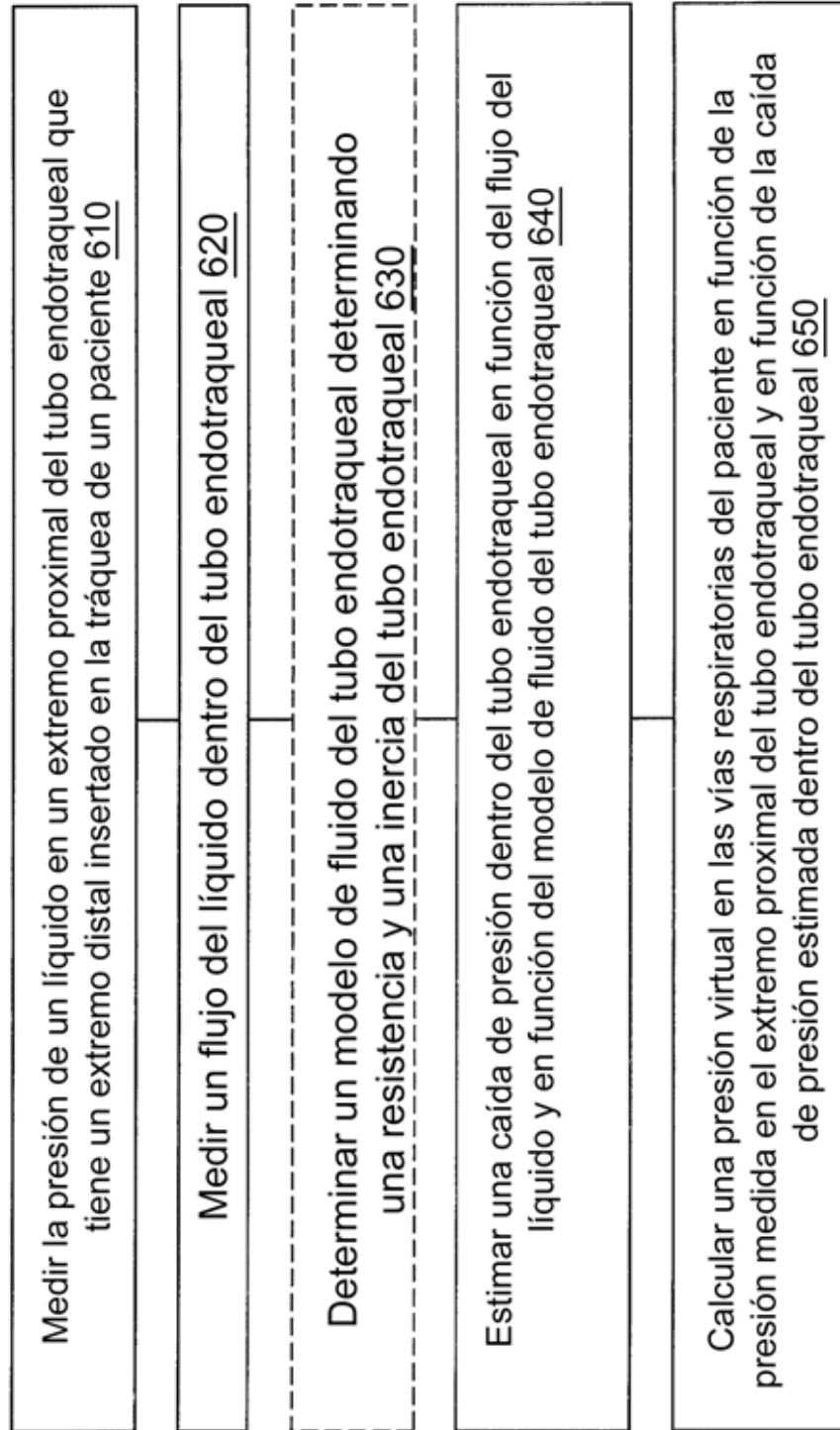


Figura 6

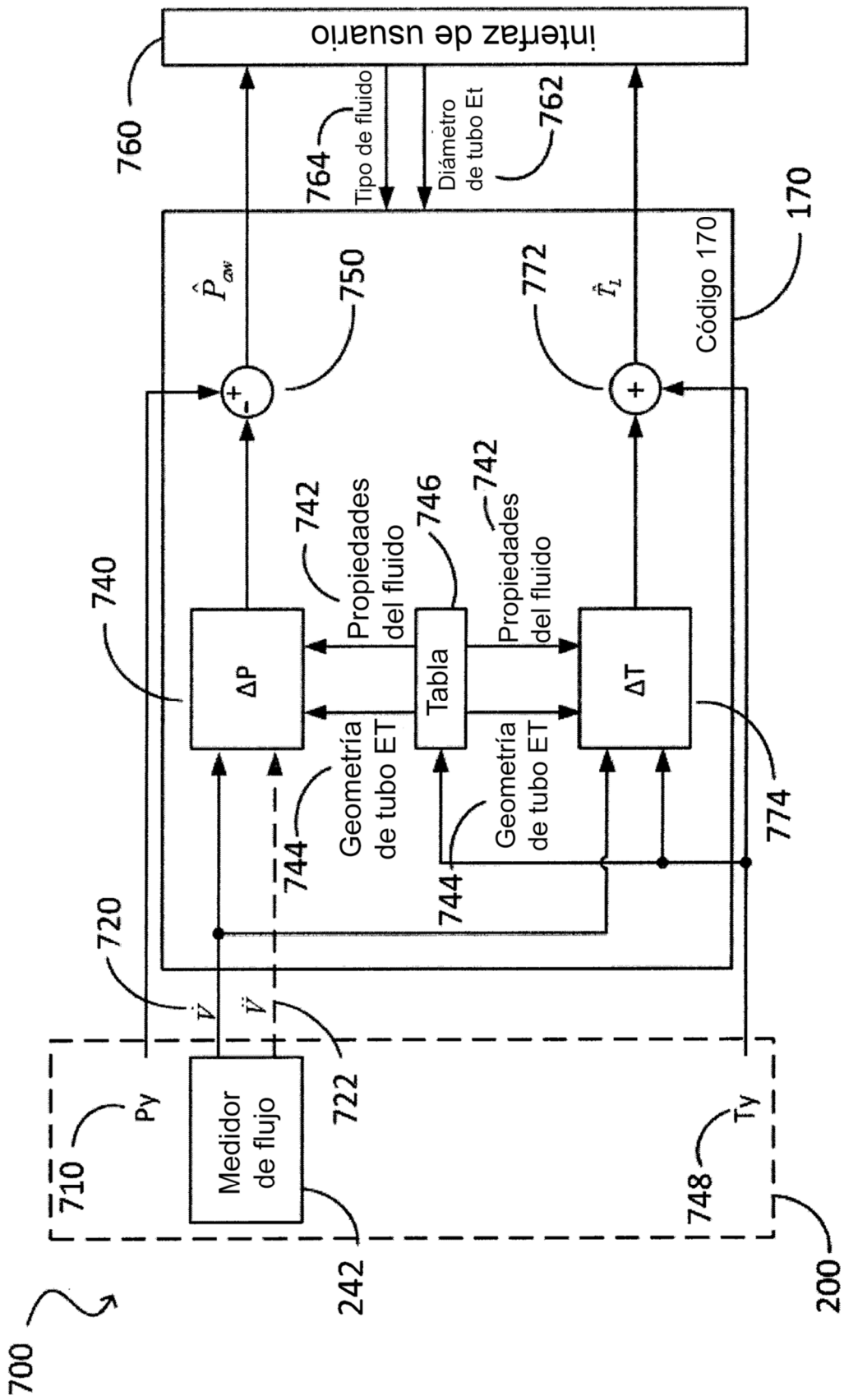


Figura 7

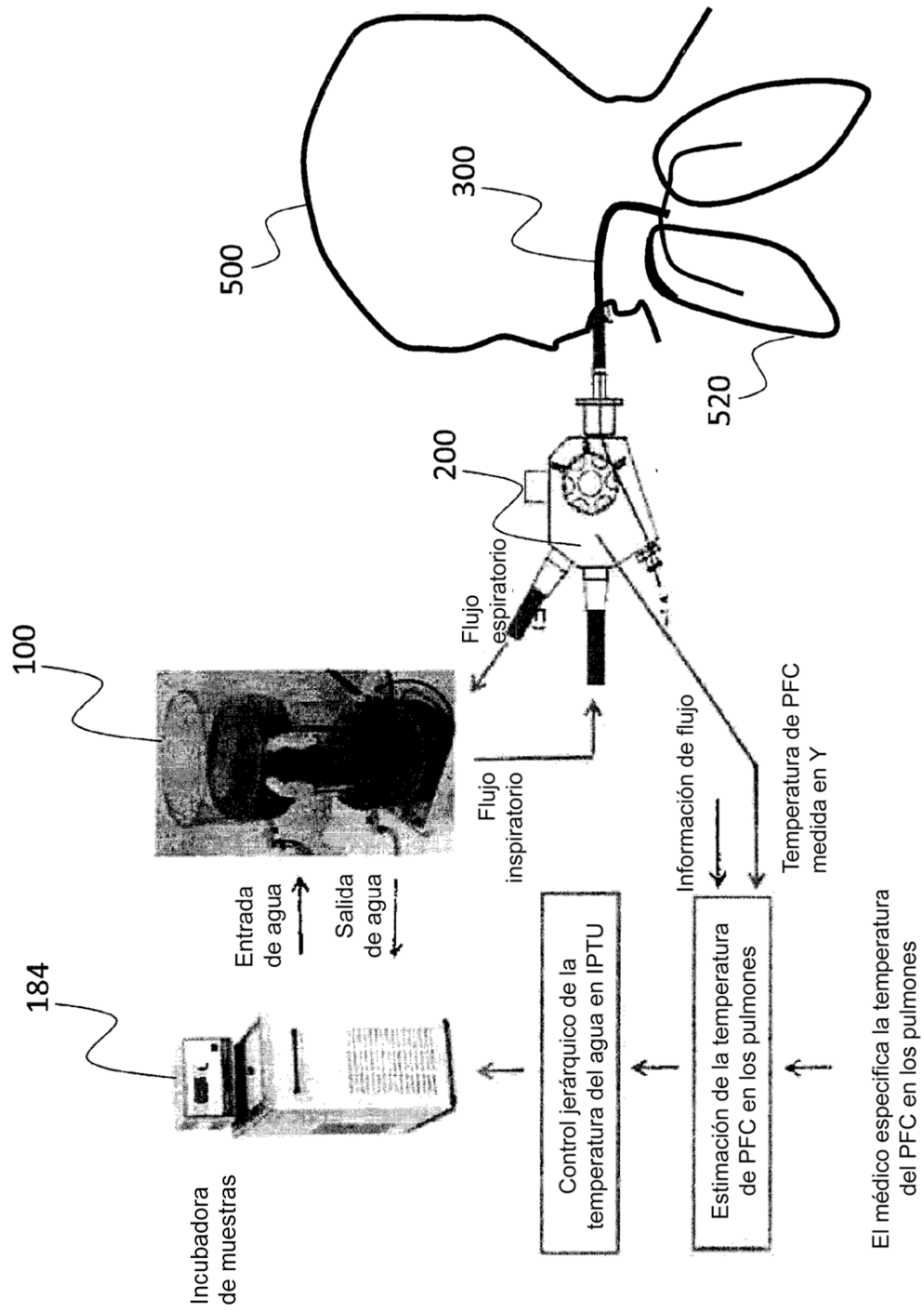


Figura 8

800



Integrar la tasa de flujo de PFC para determinar el retraso de tiempo causado por el volumen muerto térmico 810

Medir la temperatura de un líquido en el extremo proximal de un tubo endotraqueal que tiene un extremo distal insertado en la tráquea de un paciente 820

Medir un flujo del líquido dentro del tubo endotraqueal 830

Determinar un modelo termodinámico del sistema (vías respiratorias del paciente, tubo endotraqueal, conector en Y) para estimar la constante de tiempo térmica 840

Calcular una temperatura virtual del paciente en función de la temperatura medida en el extremo proximal del tubo endotraqueal y en función de la constante de tiempo térmica estimada que depende de los flujos de líquido 850

Figura 9

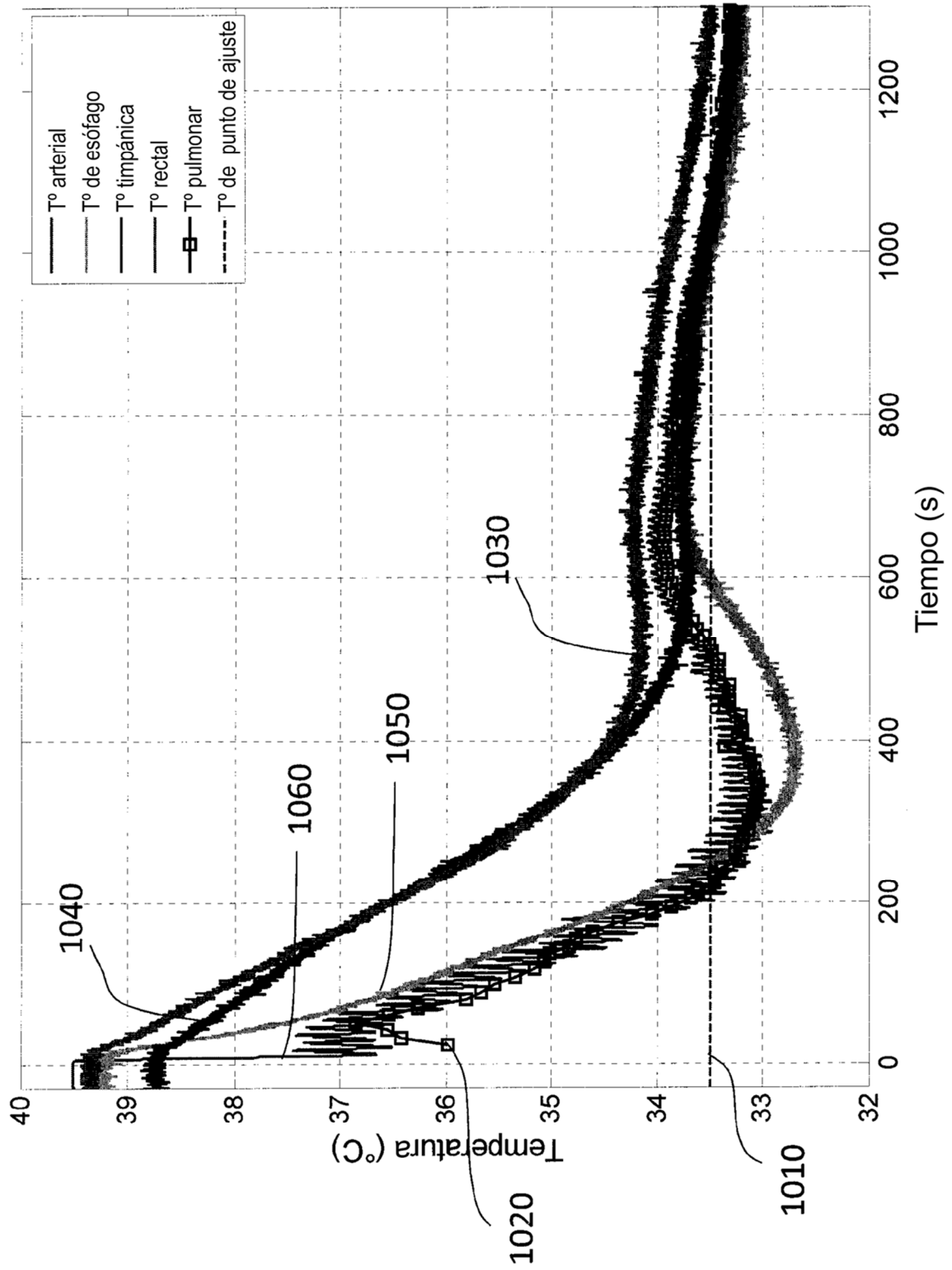


Figura 10

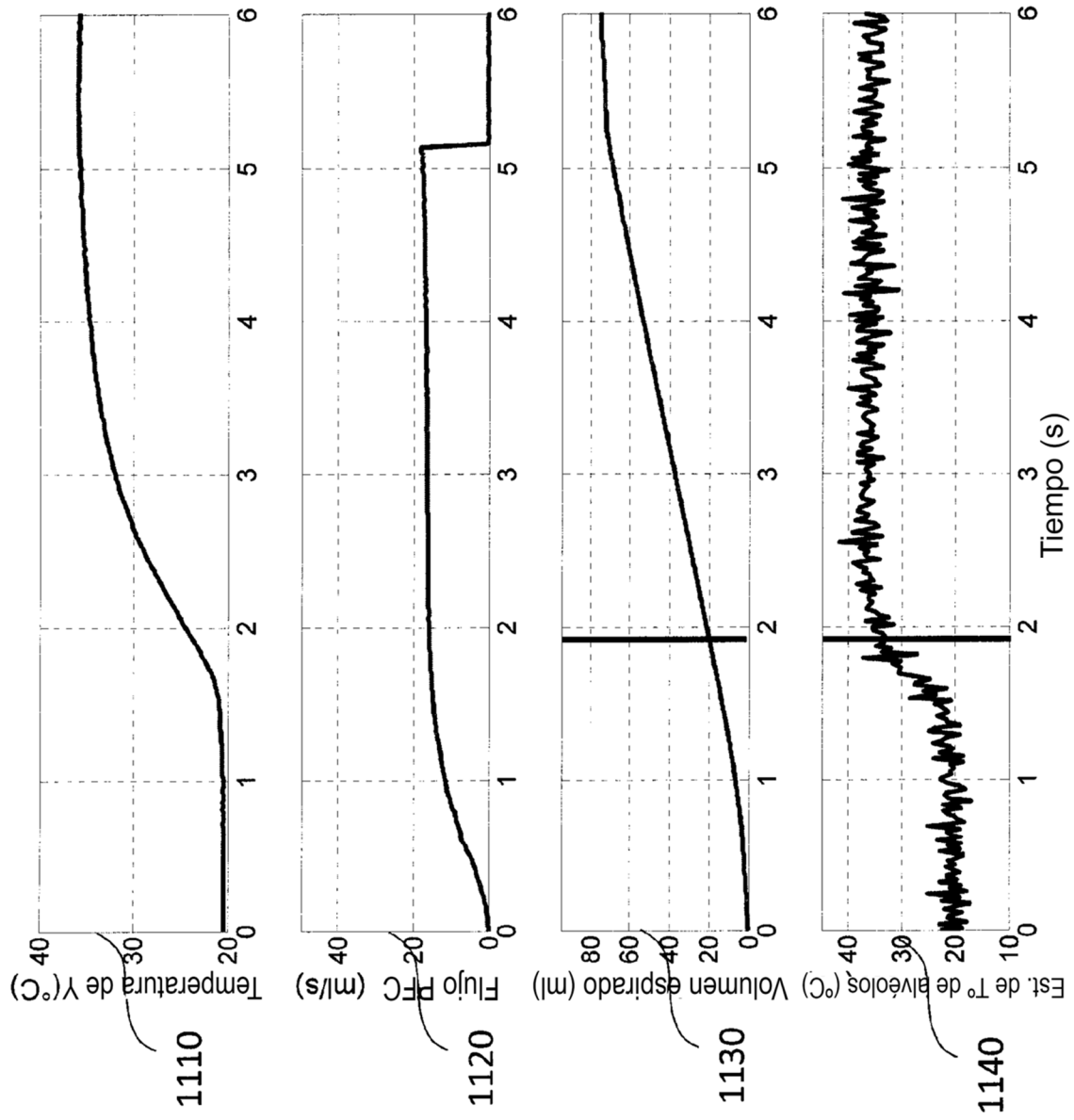


Figura 11

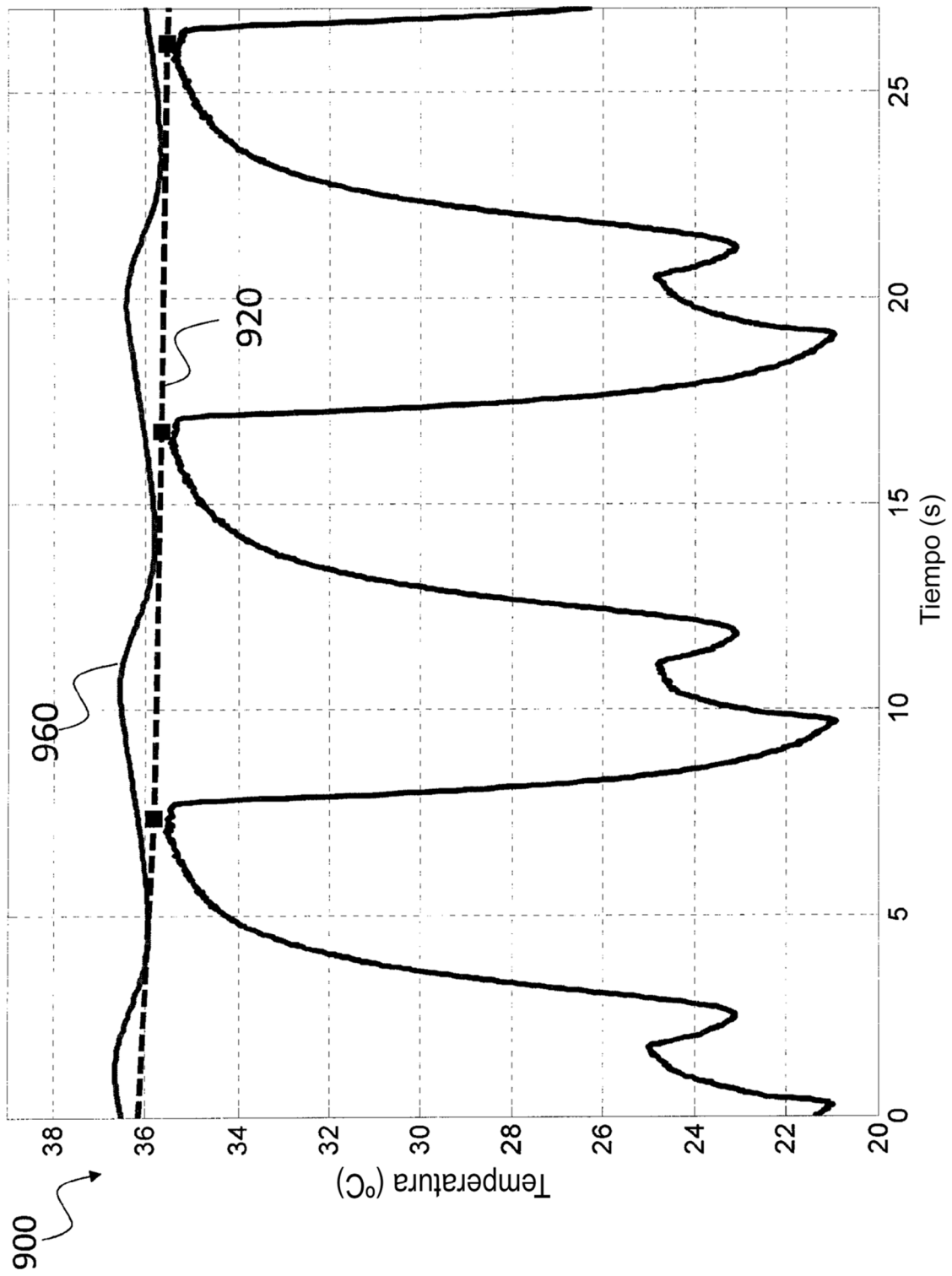


Figura 12

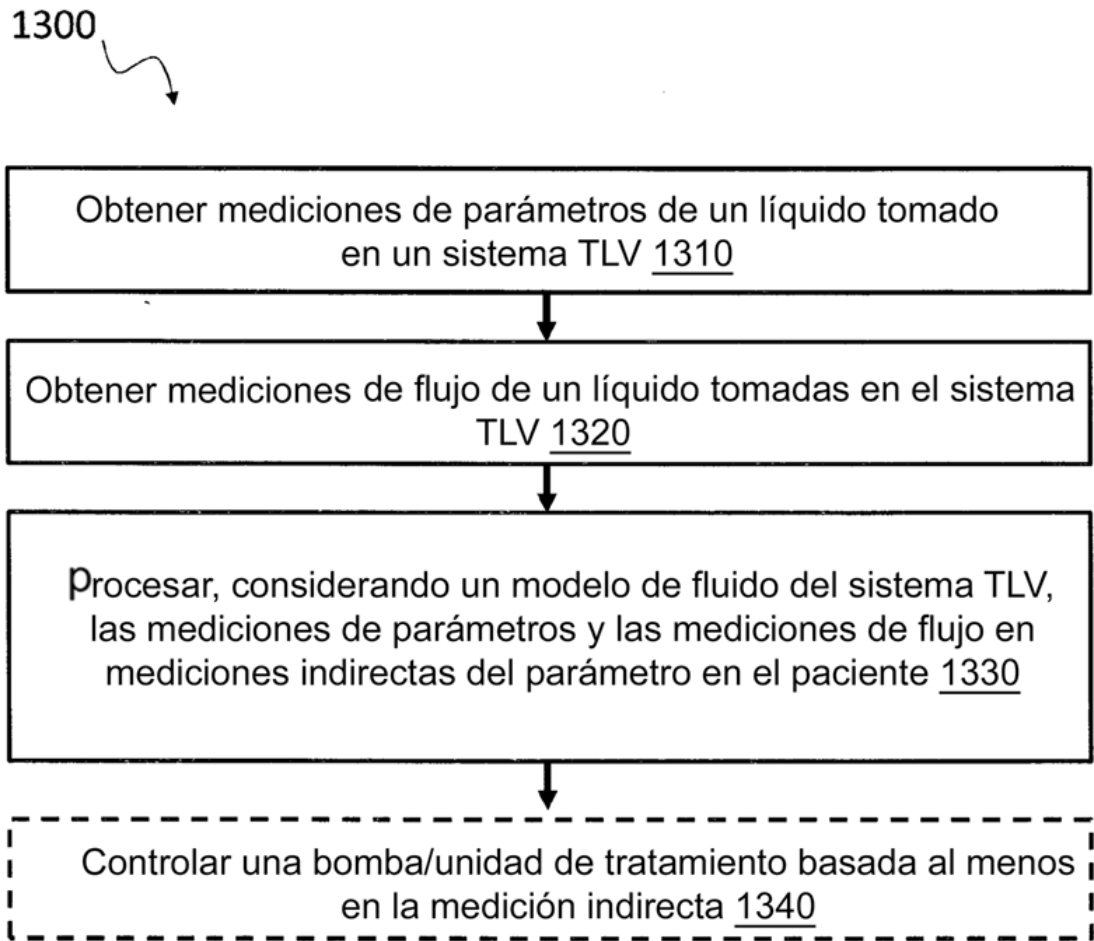


Figura 13