

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 970 357**

51 Int. Cl.:

A61M 60/205 (2011.01)

A61M 60/50 (2011.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **01.02.2018** **PCT/DE2018/000019**

87 Fecha y número de publicación internacional: **09.08.2018** **WO18141323**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **01.02.2018** **E 18710297 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **15.11.2023** **EP 3576805**

54 Título: **Dispositivo con una bomba de sangre, una unidad de control y un aparato para transmitir los valores medidos**

30 Prioridad:

02.02.2017 DE 102017000940

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

28.05.2024

73 Titular/es:

XENIOS AG (100.0%)
Im Zukunftspark 1
74076 Heilbronn, DE

72 Inventor/es:

MATHEIS, GEORG y
KÖHLER, SEBASTIAN

74 Agente/Representante:

CARVAJAL Y URQUIJO, Isabel

ES 2 970 357 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

Dispositivo con una bomba de sangre, una unidad de control y un aparato para transmitir los valores medidos

La invención se refiere a un dispositivo para la asistencia extracorpórea pulmonar y cardíaca con una bomba de sangre, un intercambiador de gases, una unidad de control para controlar el caudal en la bomba de sangre y para hacer coincidir el momento óptimo para extraer sangre de un paciente en función de la respiración del paciente y ajustar el caudal de sangre de manera correspondiente, una cánula para extraer sangre del paciente que será suministrada por la bomba de sangre a través del intercambiador de gases, en cuyo caso la cánula está conectada con la bomba de sangre de modo que la sangre pueda ser suministrada por la bomba de sangre a través del intercambiador de gases, y con al menos un aparato para transmitir los valores medidos a la unidad de control.

En la asistencia extracorpórea pulmonar y cardíaca (ECLA / ECLS o ECMO, ECCO2R), el flujo sanguíneo objetivo depende de diversos factores (tamaño de la cánula, propiedades de la membrana pulmonar, volumen sanguíneo intravascular y relación entre el diámetro del vaso y el de la cánula). Durante la toma de muestras de sangre o el drenaje, las aberturas de la cánula pueden pegarse por succión a la pared vascular.

Para suministrar sangre al cuerpo durante los procedimientos mencionados, se utilizan cánulas que garantizan un flujo sanguíneo suficiente. Dependiendo de la aplicación, se utilizan para este fin cánulas con un diámetro exterior de aprox. 12 - 32 Fr (escala francesa) y una longitud de aprox. 90 a 800 mm.

Con respecto a estas cánulas, se distingue entre cánulas de un solo lumen y cánulas de doble lumen. Ejemplos de ello son la cánula de doble lumen NovaPort® de Novalung® o la cánula femoral Medos®.

Para el drenaje, la cánula suele introducirse hasta el corazón o en la vena cava, o incluso en la aurícula derecha. Los lugares típicos de canulación para el drenaje son la vena femoral, la vena yugular o la vena subclavia. Por lo tanto, la punta de la cánula o la zona de drenaje de la cánula suele estar situada en la zona torácica.

Como consecuencia de la expansión del volumen interno del tórax, el llenado de los vasos sanguíneos o el volumen sanguíneo en los vasos del tórax y de la periferia puede cambiar en el ciclo respiratorio durante la respiración espontánea y la ventilación. A continuación, la cánula se coloca seca o se succiona sobre la pared vascular, ya que hay menos volumen sanguíneo que presión del paciente (flujo sanguíneo del paciente) durante ciertas fases del ciclo respiratorio.

Durante la ventilación, los pulmones están sometidos constantemente a una presión positiva, tanto durante la inspiración como durante la espiración. Sin embargo, durante la inspiración con respiración espontánea, la presión en los pulmones es temporalmente inferior a la presión ambiente. Por lo tanto, existen dos tipos diferentes de respiración.

El documento EP 2 832 383 A1 muestra un dispositivo genérico en el que se devuelve sangre a un paciente de forma pulsátil y sincronizada con el corazón. Una unidad de control actúa sobre una bomba de sangre y un ECG proporciona una señal de control para la unidad de control, de modo que la unidad de control puede controlar el caudal en la bomba de sangre de acuerdo con los valores del ECG.

El documento EP 2 832 383 A1 describe así un proceso de bombeo activado por ECG en el que la sangre se bombea de vuelta al paciente, por ejemplo, desde un dispositivo ECLS, para que coincida con la fase cardíaca correcta. La bomba proporciona picos de pulso especiales para apoyar al corazón. Esto crea el problema de que el flujo de volumen necesario para la asistencia cardíaca también debe extraerse del paciente y puede incluso provocar picos de flujo de volumen en la cánula de extracción de sangre. Esto agrava el problema de que la cánula se adhiera a la pared vascular.

Este problema puede reducirse mediante una conformación adecuada de la cánula o mediante un vaso compensador en el circuito sanguíneo.

El documento EP 2 117 623 B1 propone determinar los valores del flujo sanguíneo para aumentar y reducir gradualmente la velocidad de una bomba de sangre poco antes de que se colapse un vaso. Esto permite reaccionar brevemente a los problemas de flujo sanguíneo.

El documento US 2011/054239 A1 divulga un sistema para controlar la velocidad de una bomba de sangre giratoria, en cuyo caso el sistema hace oscilar la velocidad de la bomba para crear una presión pulsante a la salida de la bomba. El ciclo cardíaco natural se determina utilizando un índice de pulsatilidad y la velocidad oscila en sincronización con el ciclo cardíaco natural.

El documento DE 10 2014 107980 A1 se refiere a un sistema de ventilación para apoyar el intercambio de gases sanguíneos mediante ventilación mecánica e intercambio extracorpóreo de gases sanguíneos, que está diseñado para realizar automáticamente, de manera coordinada, el apoyo respiratorio mecánico por el dispositivo de ventilación, por un lado, y el intercambio extracorpóreo de gases sanguíneos por el dispositivo ECLS, por otro. El dispositivo ECLS especifica un nivel de intercambio extracorpóreo de gases sanguíneos y el dispositivo de ventilación se ajusta automáticamente a un nivel de soporte respiratorio mecánico basado en el nivel de intercambio extracorpóreo de gases sanguíneos especificado por el dispositivo ECLS.

El documento US 3 206 768 A divulga un dispositivo para suministrar sangre a al menos una porción del sistema circulatorio que comprende una bomba electromagnética, medios para generar una señal indicativa de la presión sanguínea real, medios para generar una señal de referencia indicativa de la presión sanguínea deseada, medios para comparar la presión sanguínea real con la señal de referencia, para generar una señal de error, medios para dirigir la señal de error a los medios de accionamiento de la bomba para cambiar la velocidad de la bomba y eliminar la señal de error, y medios para cambiar la señal de referencia en respuesta a cambios en la frecuencia respiratoria del cuerpo.

Sin embargo, la mayoría de los procedimientos de asistencia cardíaca y pulmonar utilizan un flujo sanguíneo continuo. Aquí, la velocidad de la bomba de sangre o el flujo sanguíneo objetivo se ajustan manualmente para establecer el flujo sanguíneo. Un sistema ECMO, por ejemplo, se controla midiendo tres puntos de medición de la presión en el circuito extracorpóreo o midiendo la diferencia de presión entre los puntos de medición. Esto facilita la localización del lugar del problema en caso de aumento de la presión. Además, en la unidad de control pueden ajustarse valores umbral a partir de los cuales se activa una alarma.

El objetivo fundamental de la invención es el objetivo de permitir un flujo sanguíneo lo más seguro, adaptado y suave posible. Además, debe reducirse el problema de la succión de una cánula en la pared vascular con un flujo sanguíneo constante y, en particular, también con un flujo de volumen sanguíneo cambiante.

Este objetivo se logra con un dispositivo según la reivindicación independiente 1, en el que el aparato está diseñado para suministrar un parámetro del ciclo respiratorio o un parámetro asociado con el ciclo respiratorio. Como resultado, se puede proporcionar el mayor flujo sanguíneo posible adaptado al estado vascular.

Según la invención, se proporciona un control inteligente, automatizado y mejorado de la bomba de sangre, que se activa mediante el ciclo respiratorio o un parámetro asociado al mismo. Esto permite determinar los momentos óptimos para aumentar o disminuir la potencia de la bomba con el fin de suministrar el volumen de sangre necesario para el circuito extracorpóreo de una manera suave con la sangre y con la cánula más pequeña posible.

Esto permite controlar el caudal en la bomba de sangre no sólo en casos extremos, sino de la forma más continua posible en función de las condiciones actuales del paciente (es decir, el estado de llenado cambiante de las grandes venas durante el ciclo respiratorio) a fin de evitar problemas asociados al drenaje. Deben alcanzarse flujos sanguíneos de hasta 5 y preferiblemente hasta 8 l/min sin tener que preocuparse por una adhesión por succión de la cánula a la pared vascular. El drenaje activado por la respiración permite ajustar el momento óptimo para la extracción de sangre del paciente en función de su respiración y ajustar adecuadamente el flujo de volumen sanguíneo. Esto permite un flujo de sangre suave y evita que la cánula sea adherida por succión a la pared vascular.

Con el dispositivo según la invención se puede mejorar el drenaje al tiempo que se minimiza el riesgo de problemas de drenaje. Esto permite proporcionar cuidados óptimos al paciente. Dado que los sensores para determinar los parámetros están disponibles, un dispositivo de este tipo es fácil de montar y puede utilizarse directamente de forma adaptada al paciente. La solución propuesta es, por tanto, una solución sencilla pero muy eficaz para evitar la adhesión por succión de la cánula a la pared vascular y permitir un flujo de volumen sanguíneo especialmente elevado. Esto permite un tratamiento particularmente seguro del paciente, ya que un flujo sanguíneo continuo y elevado garantiza la eficacia de los sistemas de intercambio de gases.

La señal de entrada para esta activación puede ser, aunque no necesariamente, un ECG. En el uso clínico se presta atención a si el paciente está siendo ventilado artificialmente, es decir, mecánicamente. Esto es importante para poder determinar si la potencia de la bomba de sangre, como una bomba de rodillo o una bomba axial, radial o diagonal, por ejemplo, aumenta o disminuye.

Una bomba de sangre con un accionamiento cuya potencia pueda controlarse para variar el caudal en la bomba de sangre es adecuada como parte del dispositivo.

Es ventajoso que la bomba de sangre tenga un rotor para controlar su velocidad a fin de variar el caudal.

El dispositivo tiene un intercambiador de gas que descarboxila (elimina CO₂) y, si es necesario, oxigena (enriquece con O₂) la sangre del paciente.

En una variante de realización ventajosa, el dispositivo es un ECG y el parámetro se correlaciona con una impedancia del ECG. También se puede utilizar un ECG para un paciente ventilado. Sin embargo, el uso de un ECG para un paciente que respira espontáneamente es particularmente ventajoso.

Los datos sensoriales ya utilizados en la práctica pueden utilizarse para identificar los puntos de activación correspondientes. Por ejemplo, la frecuencia respiratoria de un paciente que respira espontáneamente puede transmitirse a la unidad de control a través de la impedancia del ECG, en particular a través del cable de monitorización del ECG.

De forma alternativa o acumulativa, se propone que el aparato sea un aparato de ventilación y que el parámetro se correlacione con una presión inspiratoria del aparato de ventilación. El aparato se prioriza entonces sobre todos los demás datos sensoriales y se utiliza como señal de activación. La presión inspiratoria se visualiza como un diagrama

continuo de presión-tiempo cuyos puntos extremos o fases de meseta con una desviación de tiempo opcional se utilizan como señal de activación o punto de activación para ser transmitidos a la unidad de control como parámetro. De este modo, los parámetros pueden ser controlados por el aparato de ventilación, especialmente en el caso de un paciente ventilado.

- 5 Se propone además que el aparato pueda ser una correa pectoral. El parámetro entonces se correlaciona con un estiramiento o tensión en la correa pectoral.

De manera correspondiente, el aparato también puede ser un elemento piezoeléctrico.

- 10 Se propone un sensor de diafragma o un sensor miocárdico como otra variante de realización del aparato. Un sensor miocárdico es un sensor EMG (sensor electromiográfico) que mide la actividad eléctrica muscular, es decir, los potenciales de acción de los músculos. Esto puede utilizarse, por ejemplo, para medir la actividad de los músculos respiratorios con el fin de transmitir los valores medidos (por ejemplo, picos) como puntos de activación a la unidad de control.

Además, el aparato también puede ser una sonda gástrica sensorial que transmite los valores medidos a la unidad de control.

- 15 Es ventajoso que se transmitan a la unidad de control tantos datos sensoriales como sea posible. Esto permite supervisar los parámetros de flujo sanguíneo y flujo de gas de un intercambiador de gases y un aparato de ventilación con la unidad de control y, en particular, regular el aparato de ventilación y, si es necesario, también el control de temperatura para el intercambiador de gases con la unidad de control e introducir al menos los parámetros relevantes en la unidad de control.

- 20 Una solución híbrida es especialmente ventajosa tanto para la asistencia extracorpórea pulmonar o cardíaca como para la ventilación del paciente mediante una unidad de control que puede utilizarse para ambos procedimientos, la cual controla automáticamente los parámetros de flujo sanguíneo y de flujo de gas para el aparato de ventilación y proporciona una ventilación inteligente paralela.

- 25 El hecho de que un paciente respire espontáneamente o sea ventilado desempeña un papel decisivo. En el caso de la respiración espontánea, la velocidad debe reducirse durante la inhalación y aumentarse durante la exhalación. En el caso de la ventilación, el principio es el inverso. El dispositivo descrito permite distinguir entre estas dos etapas y reconocer automáticamente la situación actual para controlar de manera correspondiente el caudal en la bomba de sangre. Según la invención, esto es posible gracias a las interfaces proporcionadas.

- 30 Un aumento de la extracción de sangre en un determinado intervalo de tiempo del ciclo respiratorio tiene también como consecuencia un aumento correspondiente del retorno del volumen sanguíneo a lo largo del tiempo. Esto puede, por ejemplo, dar lugar a problemas (por ejemplo, recirculación o derivación) si se utiliza una canulación veno-venosa como, por ejemplo, una cánula veno-venosa de doble lumen, ya que la extracción y el retorno están muy próximos entre sí regionalmente. Por lo tanto, las ventajas de la invención también son especialmente pronunciadas en el caso de la extracción venosa y del retorno arterial de la sangre.

- 35 La unidad de control puede seleccionar o combinar valores medidos de diferentes aparatos sobre la base de datos introducidos previamente para controlar el flujo en la bomba de sangre. Esto permite a la unidad de control seleccionar señales de diferentes entradas de aparatos o crear una señal de activación combinada.

- 40 En la práctica, la unidad de control como dispositivo puede reconocer la entrada de señal de los diferentes "aparatos" mediante una señal conductora o contacto, alternativamente también una conexión mecánica (interruptor simple). En una unidad de control existen varios puntos de conexión o tomas de corriente. La ventilación mecánica requiere obligatoriamente un aparato de ventilación y, por tanto, una entrada de señal. Para ello, la unidad de control puede disponer de una toma de corriente/puerto separado, que sólo es apto para el aparato de ventilación o el enchufe correspondiente y que también está etiquetado como tal. Si esta toma está ocupada y se utiliza la señal, la bomba de sangre se acciona de manera correspondiente con la unidad de control para la ventilación mecánica.

- 45 En la práctica, la señal de entrada es "tratada" por la unidad de control mediante un algoritmo. Este escanea continuamente todas las señales de entrada y comprueba regularmente si hay señales defectuosas. Para ello se utiliza una memoria. En esta memoria se anotan los parámetros necesarios de cada señal de entrada y las desviaciones máximas correspondientes. Además, cualquier "ruido" en la señal de entrada puede eliminarse de antemano utilizando un algoritmo adicional o un procedimiento matemático (por ejemplo, Laplace) para evitar imprecisiones.

- 50 Todas las señales probadas son evaluadas o priorizadas por la unidad de control. Al menos una señal probada (del "aparato") debe estar presente. Si hay varias entradas de señal, se utiliza / prioriza la más alta de la lista (en la memoria). Las entradas de señal adicionales se utilizan con la ayuda de otra memoria para especificar el punto de activación (señal a la bomba de sangre (cuando baja o sube exactamente la tensión) compensando los valores en vivo, por ejemplo, en una CPU o memoria RAM. Junto con otros parámetros para el retardo, se puede calcular un momento óptimo para la bomba de sangre.
- 55

Si se trata de una señal para un paciente con respiración espontánea o con ventilación mecánica también puede calcularse fácilmente de forma automática (sin ajustes manuales por parte del médico) por la unidad de control. Para ello, también se comparan diversos parámetros (por ejemplo, la presión) con los ajustes de la memoria. Véase el párrafo [07] anterior.

- 5 Para introducir un retardo en el circuito, en particular para la canulación veno-venosa, es decir, para devolver la sangre desplazada de la extracción, se propone disponer un elemento de amortiguación después de la bomba de sangre. El elemento de amortiguación puede ser, por ejemplo, un pequeño espacio de almacenamiento flexible o un depósito. Se abren otras posibilidades mediante una variante de bomba doble o un retorno controlado por válvula.

La invención se explica más detalladamente a continuación con referencia al dibujo. En él

- 10 La figura 1 muestra esquemáticamente el tratamiento de un paciente en una unidad de cuidados intensivos según el estado de la técnica,
- La figura 2 muestra esquemáticamente el tratamiento de un paciente en una unidad de cuidados intensivos con entrada sensorial e interfaz para la ventilación,
- 15 La figura 3 muestra esquemáticamente el tratamiento de un paciente en una unidad de cuidados intensivos con una unidad de control común y,
- La figura 4 muestra esquemáticamente una cánula de doble lumen en sección.

- El paciente 1 mostrado en la figura 1 está conectado a un dispositivo 2 a través de una cánula 3. El dispositivo 2 tiene una bomba de sangre 4 y una cánula. El dispositivo 2 tiene una bomba de sangre 4 y un intercambiador de gas 5. La bomba de sangre 4 está conectada a una unidad de control 6, que controla el flujo en la bomba de sangre 4. La cánula 3 es una cánula de doble lumen que permite extraer y suministrar sangre en el mismo recipiente. El diseño y la disposición de la cánula garantizan que la sangre suministrada no se vuelva a extraer inmediatamente. Como resultado, la pared vascular puede ser empujada contra la cánula en la zona de la extracción de sangre si ésta no puede fluir con suficiente rapidez. Como resultado, las aberturas de succión de la cánula son cerradas por la pared vascular y el vaso se colapsa. La unidad de control puede utilizarse para bombear sangre de nuevo al paciente en la fase cardiaca correcta. A continuación, se muestra cómo la unidad de control permite ajustar el momento óptimo para la extracción de sangre del paciente en función de su respiración y ajustar el flujo sanguíneo de manera correspondiente.
- 20
- 25

Por lo tanto, el paciente 1 está conectado a través del conducto 7 a un aparato de ventilación 8, que dispone de una consola de ventilación 9.

- 30 El dispositivo 12 mostrado en la figura 2 se utiliza para tratar al paciente 11, que está conectado a una bomba de sangre 14 a través de una cánula 13. Al igual que la cánula 3, la cánula 13 es una cánula de doble lumen con la que se puede extraer sangre del paciente 11, la cual se transporta a través del intercambiador de gases 15 por medio de la bomba de sangre 14. La bomba de sangre 14 se controla por medio de la unidad de control 16.

- Además, el paciente 11 está conectado a través del conducto 17 al aparato de ventilación 18, que dispone de una consola de ventilación 19.
- 35

- Esta consola de ventilación 19 del aparato de ventilación 18 tiene una unidad 30 que está conectada a la unidad de control 16 a través de la interfaz 31 del aparato de ventilación. Además, la unidad de control 16 está conectada a la bomba de sangre 14 a través de la interfaz de bomba 32. La unidad 30 está configurada para emitir un parámetro del ciclo respiratorio o un parámetro asociado con el ciclo respiratorio, que se transmite a la unidad de control 16 a través de la interfaz 31 del aparato de ventilación, de modo que la unidad de control 16 pueda utilizar este parámetro para controlar la bomba de sangre 14 a través de la interfaz 32 de la bomba de sangre.
- 40

- El paciente 11 dispone de un ECG 33 como aparato adicional, que está conectado a la unidad de control 16 a través de una interfaz de ECG 34. Esto permite transmitir un valor medido de impedancia a la unidad de control 16 a través de la interfaz de ECG 34 de forma alternativa o acumulativa a la interfaz del aparato de ventilación 31, de modo que este valor medido también pueda tenerse en cuenta al controlar la bomba de sangre 14 a través de la interfaz de la bomba de sangre 32. En lugar del ECG 33, también puede utilizarse como aparato un sensor miocárdico, que de manera correspondiente transmite luego un valor medido de la actividad muscular del diafragma a la unidad de control 16 a través de una interfaz de sensor miocárdico.
- 45

- La figura 3 muestra un dispositivo 22 para un paciente 12, en el que una unidad de evaluación 26 y un aparato de ventilación 28 se combinan para formar una consola integrada 35. Esta consola integrada 35 recibe los valores medidos a través de la interfaz de ECG 34 y está conectada al paciente 12 a través del conducto 27. La interfaz con el aparato de ventilación 18 mostrada en la figura 2 puede omitirse, ya que el aparato de ventilación 28 está combinado con la unidad de evaluación 26. De este modo, a través de la interfaz 32 la consola integrada 35 puede controlar la bomba de sangre 24 que está conectada al paciente 12 a través del intercambiador de gases 25 y la cánula 23.
- 50

La consola 35 está diseñada para obtener la activación a partir del ciclo respiratorio mecánico predeterminado. Por lo tanto, un aparato adicional es opcional. Dado que los pacientes de la unidad de cuidados intensivos suelen estar conectados a un ECG, tiene sentido utilizar esta señal como segunda entrada.

5 Si un paciente insuflado con aire con un tubo en la tráquea se despierta de un coma artificial y respira espontáneamente, la unidad de control reconoce un cambio de estado y cambia automáticamente el control de la bomba o la "entrada del aparato". En este caso, la señal de un ECG, por ejemplo, puede utilizarse a través de una segunda entrada de sensor para controlar el caudal en la bomba de sangre 14, 24.

10 Esto permite controlar el caudal en la bomba de sangre 24 y el flujo de gas en el aparato de ventilación 28 y, en particular, el algoritmo, es decir, el "pulso" de la bomba de sangre y el ciclo respiratorio, de una manera especialmente sencilla mediante la consola integrada 35.

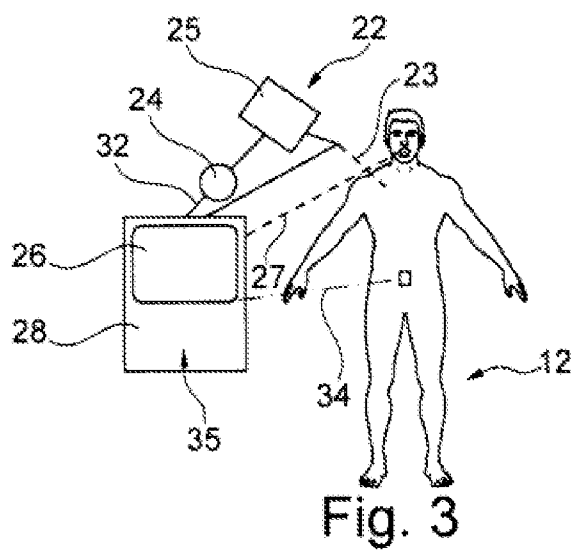
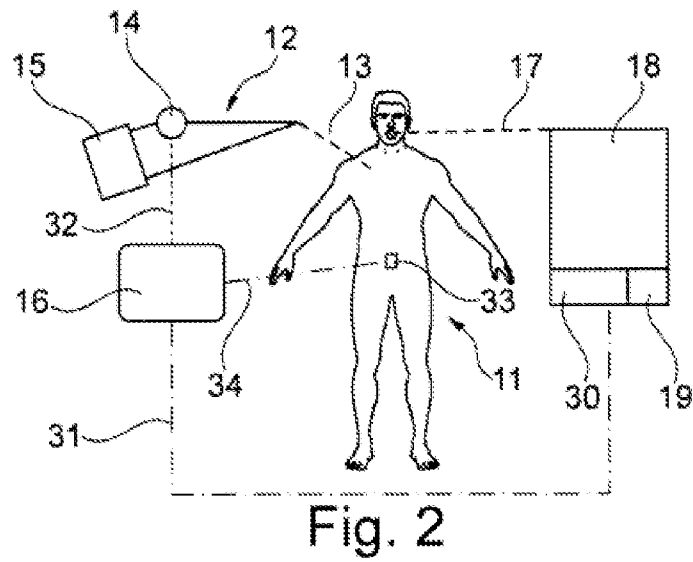
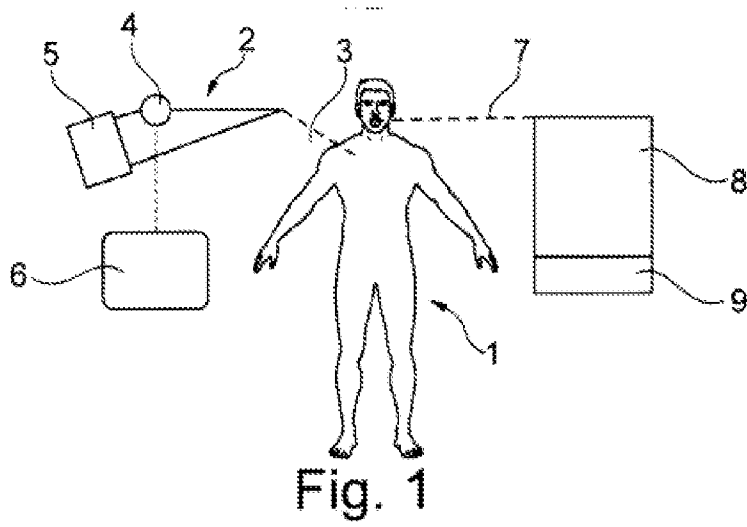
15 La figura 4 muestra a modo de ejemplo una cánula de doble lumen 40 del documento EP19780300235 con una primera conexión de fluido 41 y una segunda conexión de fluido 42. De este modo, durante el uso, el fluido pasa a través de la cánula 43, que es guiada a través de la junta 44, hasta la punta de la cánula 45. Un segundo flujo de fluido pasa desde la zona de la cánula 48 por el conducto 46 a través de la cánula 47 coaxial radialmente exterior, que se mantiene en el cuerpo de la cánula 49, hasta la entrada de la cánula 48.

Tanto en la punta de la cánula 45 como también en la entrada de la cánula 48, una pared del vaso en el que se ha introducido la cánula puede apoyarse contra la cánula y obstruir el flujo. La zona 48 de la cánula 40 en la que se aspira líquido, en particular sangre, corre un riesgo especial.

20 Si se utiliza una cánula simple (por ejemplo, una cánula femoral venosa) para extraer líquido de un vaso, entonces la punta de la cánula es la zona que está particularmente en riesgo.

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo (2, 12, 22) para la asistencia extracorpórea pulmonar y cardíaca que comprende una bomba de sangre (4, 14, 24), un intercambiador de gases (5, 15, 25), una unidad de control (6, 16, 26) para controlar el caudal en la bomba de sangre (4, 14, 24) y ajustar el momento óptimo de extracción de sangre de un paciente en función de la respiración de éste y ajustar el flujo de sangre de manera correspondiente, una cánula (3, 13, 23) con la que se puede extraer sangre del paciente, que es bombeada por la bomba de sangre (4, 14, 24) a través del intercambiador de gases (5, 15, 25), en cuyo caso la cánula está conectada a la bomba de sangre (4, 14, 24) para que la sangre pueda ser suministrada a través del intercambiador de gases (5, 15, 25) por la bomba de sangre (4, 14, 24), y al menos un aparato (8, 30, 33) para transmitir valores medidos a la unidad de control (6, 16, 26), caracterizado porque el aparato (8, 30, 33) está diseñado para emitir un parámetro del ciclo respiratorio o un parámetro asociado al ciclo respiratorio.
2. Dispositivo según la reivindicación 1, caracterizado porque la bomba de sangre (4) comprende un accionamiento para controlar su potencia con el fin de variar el caudal.
3. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque la bomba de sangre (4, 14, 24) dispone de un rotor para controlar su velocidad de rotación con el fin de variar el caudal.
4. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque el aparato es un ECG (33) y el parámetro se correlaciona con una impedancia del ECG.
5. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque el dispositivo es un aparato de ventilación (8, 18, 28) y el parámetro se correlaciona con una presión inspiratoria del aparato de ventilación (8, 18, 28).
6. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque el aparato es una correa pectoral y el parámetro se correlaciona con un estiramiento o tensión de la correa pectoral.
7. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque el aparato es un elemento piezoeléctrico.
8. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque el aparato es un diafragma o un sensor miocárdico.
9. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque el aparato es una sonda sensorial gástrica.
10. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque la unidad de control (6, 16, 26) supervisa los parámetros de flujo sanguíneo y de flujo de gas de un intercambiador de gas (5, 15, 25) y de un aparato de ventilación (8, 18, 28).
11. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque la unidad de control (6, 16, 26) selecciona o combina valores medidos de diferentes dispositivos (8, 18, 28, 33) sobre la base de datos introducidos previamente para controlar el caudal en la bomba de sangre (4, 14, 24).
12. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque un elemento amortiguador está dispuesto a continuación de la bomba de sangre (4, 14, 24).
13. Dispositivo según una de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque la bomba de sangre (4, 14, 24) está conectada a una cánula de doble lumen.



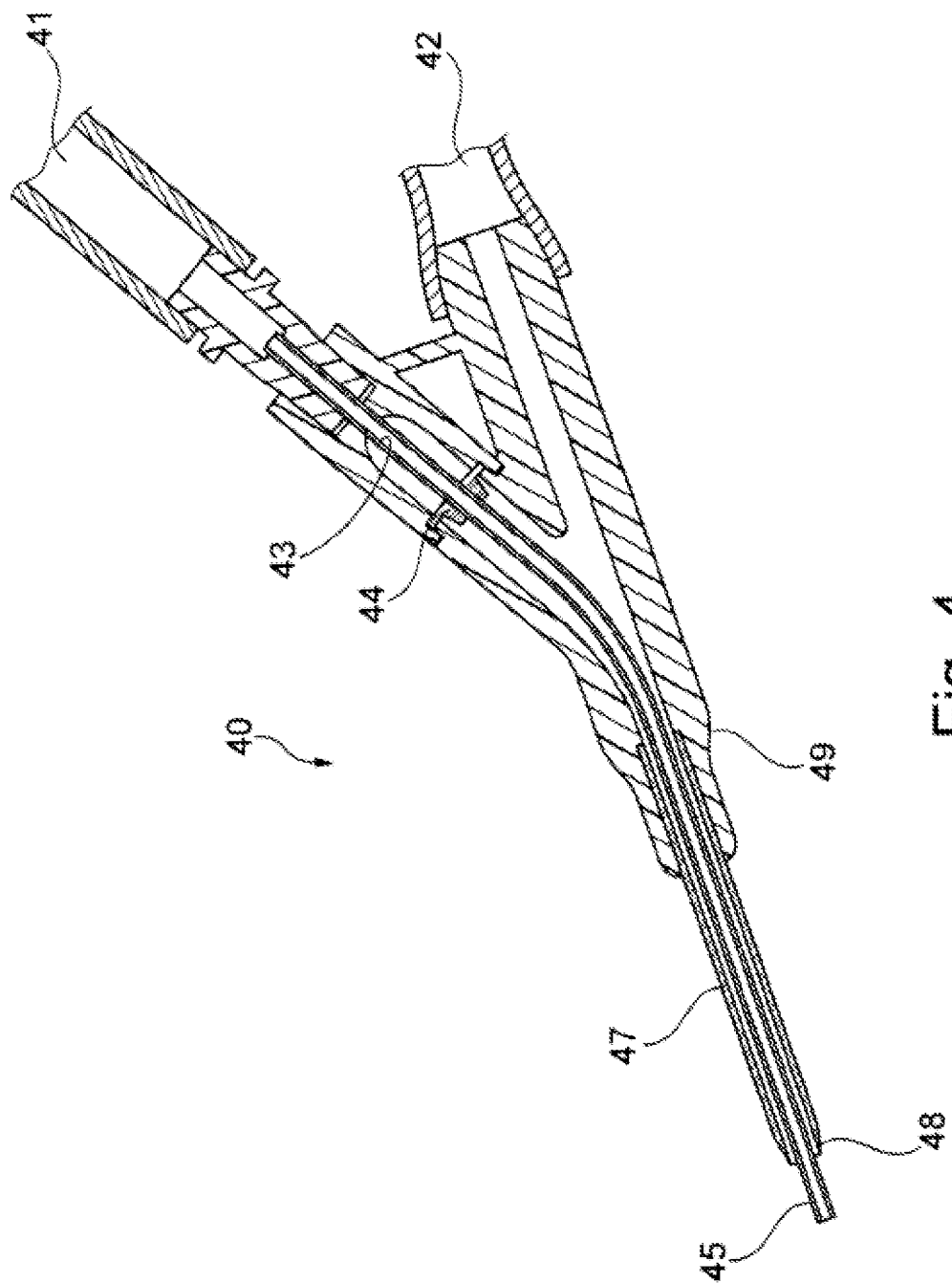


Fig. 4