(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 440 477**

(51) Int. Cl.:

A61M 1/36 (2006.01)
A61M 5/44 (2006.01)
F25B 21/02 (2006.01)
G05D 23/24 (2006.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.12.2005** **E 05849697 (7)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **06.11.2013** **EP 1970080**

(54) Título: **Dispositivo para ajustar la temperatura de un fluido fisiológico**

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
29.01.2014

(73) Titular/es:

LABORATORIOS CAIR ESPAÑA, SL (100.0%)
C/ Eduardo Torroja, 22, Naves 19 y 20
28823 Coslada - Madrid, ES

(72) Inventor/es:

ARBOS POCH, JAIME

(74) Agente/Representante:

CURELL AGUILÁ, Mireia

ES 2 440 477 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 para ajustar la temperatura de un fluido fisiológico.

Campo técnico de la invención

La presente invención se encuentra comprendida dentro del campo técnico de los dispositivos destinados a ajustar la temperatura de los fluidos fisiológicos antes de ser administrados en pacientes.

Antecedentes de la invención

Actualmente existen muchos tratamientos médicos y veterinarios en los que se infunden fluidos en el sistema circulatorio de pacientes o animales. Muy frecuentemente, y especialmente en el caso de que los fluidos que deben infundirse se hayan conservado bajo refrigeración, se produce una diferencia entre la temperatura del fluido que se infundirá y la temperatura corporal del individuo que va a tratarse, y esta diferencia podría alterar el sistema térmico del individuo y, en casos extremos, puede producir un choque térmico con consecuencias ocasionalmente letales.

Por lo tanto, en muchas ocasiones, tal como con hemorragias producidas durante operaciones o como resultado de accidentes, resulta necesario infundir en el individuo con gran rapidez fluidos tales como sangre conservada, preparaciones celulares o suero. Considerando que, por ejemplo la sangre conservada, se almacena a temperaturas de aproximadamente 4ºC, con el fin de evitar las consecuencias negativas de la diferencia entre la temperatura de sangre conservada y la temperatura corporal del individuo en el que debe administrarse la sangre, lo conservado debe calentarse hasta una temperatura próxima a la temperatura corporal del individuo. Lo anterior, bajo circunstancias en las que resulta necesaria una administración urgente y rápida, requiere un calentamiento rápido y eficiente de la sangre hasta la temperatura necesaria.

Además, en determinados tipos de tratamiento y operaciones quirúrgicas, tales como la diálisis o la cirugía cardiaca, resulta necesario el establecimiento de circulación sanguínea extracorpórea, en la que la sangre recirculada al individuo debe mantenerse a una temperatura constante tan próxima como resulte posible a la temperatura corporal.

Existen dispositivos que permiten el calentamiento de fluidos fisiológicos, básicamente consistentes en un aparato de calentamiento que calienta agua hasta una temperatura predeterminada y hace circular agua por un dispositivo cerrado de intercambio de calor por el que fluye el materiales termoconductores que debe calentarse, recoge el agua de la salida del dispositivo de intercambio, recalienta el agua y la recircula hasta el dispositivo de intercambio. Se describe otro tipo de dispositivo de intercambio de calor para el calentamiento de fluidos fisiológicos en, por ejemplo, la patente alemana DE C-827702, en la solicitud de patente europea EP-A-0463837 y en la solicitud de patente española P9700855. Este tipo de dispositivo incluye un tubo exterior para la circulación de un fluido de calentamiento con un espacio que aloja un tubo interior por el que fluye el fluido fisiológico. Este espacio se encuentra dividido en un primer canal por el que entra líquido caliente hasta que se encuentra con la recirculación de fluido de calentamiento en el extremo opuesto del tubo exterior, desde el espacio del cual el fluido de calentamiento entra en el segundo canal y retorna al aparato de calentamiento.

La solicitud de patente española ES-A-2200609 describe un dispositivo intercambiador de calor entre un fluido de calentamiento y un fluido que debe calentarse, en particular un fluido fisiológico, que presenta una estructura simple y económica, con una carcasa dividida en un primer compartimento y un segundo compartimento por una división y unidos mediante un paso comunicante, y provisto de un elemento intercambiador en el primer compartimento. La entrada de fluido de calentamiento descarga en el primer compartimento y la salida del fluido de calentamiento se conecta con el segundo compartimento, estando la entrada y la salida frente al paso comunicante y provistas de unos elementos conectores agrupados en un conector dual para la conexión con elementos complementarios de un sistema de calentamiento y recirculación de fluido de calentamiento. Se conoce un dispositivo para ajustar la temperatura de un fluido fisiológico según el preámbulo de la reivindicación 1 a partir del documento WO 2005/027578 A1.

Aunque los sistemas del estado de la técnica descritos anteriormente se han utilizado en el calentamiento de fluidos fisiológicos, presentan una serie de desventajas. De esta manera, el calentamiento del fluido fisiológico debe llevarse a cabo mediante otro fluido, agua, que debe transferir su energía térmica al fluido fisiológico con las consecuentes pérdidas de calor y la imposibilidad de realizar cualquier ajuste fino e inmediato a la temperatura a la que debe infundirse el fluido fisiológico. Además, estos sistemas requieren un circuito de agua que, por otra parte, requiere espacio y resulta relativamente costoso de fabricar, y, por otra parte, presenta problemas de esterilidad ya que, por poros microscópicos en juntas y tubos, el agua posiblemente puede resultar contaminada por agentes biológicos presentes en el medio ambiente.

Por lo tanto, resulta deseable disponer de un dispositivo que permita superar dichas desventajas de los sistemas del estado de la técnica.

Descripción de la invención

El objetivo de la presente invención es superar las desventajas del estado de la técnica mediante un dispositivo para el ajuste de la temperatura de un fluido fisiológico, que incluye una carcasa, por lo menos una primera unidad generadora de energía térmica, una unidad receptora de energía térmica por el que fluye fluido a lo largo de un canal desde una entrada de fluido hasta una salida de fluido y que consiste en un cuerpo plano que presenta una primera superficie grande realizada en un material termoconductor, una unidad de control para controlar por lo menos la primera unidad generadora de energía térmica, y que incluye un microprocesador, en el que el dispositivo

comprende una primera unidad generadora de energía térmica que incluye una pluralidad de primeras unidades de celdas de Peltier y por lo menos una primera placa de contacto realizada en un material termoconductor situada en contacto con un primer lado de las unidades de celdas de Peltier, y la unidad receptora se instala de manera amovible en la primera unidad generadora de energía térmica de manera que se encuentra en contacto con la primera placa de contacto.

Dado que las celdas de Peltier generan calor en uno de sus lados ("lado frío") y frío en el otro ("lado caliente"), según la polaridad de la corriente continua proporcionada, en el dispositivo de la presente solicitud de patente, la primera unidad generadora de energía térmica puede, mediante la selección de una primera polaridad de la corriente eléctrica proporcionada a dichas celdas, diseñarse de manera que sea una unidad de calentamiento, en cuyo caso el primer lado de la primera pluralidad de unidades de celda Peltier que se encuentra en contacto con la primera placa de contacto es el lado caliente de la primera pluralidad de unidades de celda Peltier. Además, mediante la selección de una polaridad opuesta de la corriente eléctrica, la primera unidad generadora de energía térmica puede ser una unidad refrigeradora, en cuyo caso el primer lado de la primera pluralidad de unidades de celdas Peltier que se encuentra en contacto con la primera placa de contacto es el lado frío de la primera pluralidad de unidades de celda Peltier.

Por lo tanto, con una estructura básica sustancialmente igual, el dispositivo de la presente invención puede, según la polaridad de la corriente eléctrica con la que se alimentan las celdas Peltier, diseñarse para calentar únicamente (manteniendo la misma polaridad en todo momento) o únicamente para refrigerar (manteniendo la misma polaridad en todo momento), o puede diseñarse para que pueda llevar a cabo ambas funciones (por medios que permiten que la polaridad incorporada en la unidad de control pueda modificarse).

El dispositivo preferentemente incluye por lo menos un primer detector de la temperatura que detecta la temperatura en la primera placa de contacto y que se encuentra conectado a la unidad de control. A su vez, el microprocesador se programa para proporcionar energía eléctrica a dichas primeras unidades de celda Peltier según la diferencia entre una temperatura nominal preestablecida y la temperatura detectada por el detector de temperatura. De manera similar, y según una forma de realización preferida de la invención, el microprocesador puede programarse para controlar la polaridad de la corriente eléctrica proporcionada las unidades de celda Peltier con el fin de calentar o enfriar el primer lado de las unidades de celda Peltier.

Las celdas Peltier y la disposición de los elementos conductores de calor que constituyen el dispositivo de la presente invención permiten un calentamiento y/o enfriamiento rápido del fluido fisiológico que fluye por la unidad receptora. Por lo tanto, la respuesta de generación de calor a la aplicación de corrientes eléctricas en las celdas Peltier es muy rápida y, por lo tanto, transmiten la energía térmica a los elementos conductores de calor, en otras palabras, a la placa o placas de contacto, y a partir de las mismas a la unidad receptora, de una manera que es prácticamente inmediata, con lo que el dispositivo no requiere ningún precalentamiento prolongado. Además, las desviaciones respecto a una temperatura nominal pueden corregirse rápidamente mediante el suministro de más o menos energía eléctrica a las celdas Peltier.

En la forma de realización con una única unidad generadora de energía térmica, la carcasa está diseñada de manera que incluye un portón de acceso al interior de la carcasa enfrentada a la primera unidad generadora de energía térmica. Entre el portón y la primera unidad generadora se encuentra un espacio en el que se aloja la unidad receptora amovible, inmovilizada por unos medios que son convencionales en sí mismos, tales como, por ejemplo, pestañas de sujeción. La entrada de fluido para la unidad receptora incluye un primer conector hueco, mientras que su salida de fluido incluye un segundo conector hueco. Estos conectores huecos, a los que se encuentran conectadas las líneas del fluido fisiológico entrante y saliente hacia y desde la unidad receptora de energía térmica, sobresalen de la superficie de la unidad receptora frente a la primera superficie grande que se encuentra en contacto con la placa de contacto. El portón a su vez presenta un primer orificio de paso para el primer conector y un segundo orificio de paso para el segundo conector.

En otra forma de realización del dispositivo con una única unidad generadora de energía térmica, la carcasa incluye un compartimento plano para alojar la unidad receptora, incluyendo dicho compartimento una abertura de acceso para la inserción de la unidad receptora y estando formada por lo menos una pared de dicho compartimento por la primera placa de contacto. En la presente forma de realización, la entrada y salida de fluido para la unidad receptora están dispuestas en el mismo lado de la unidad receptora de manera que, al insertar la unidad receptora en el

compartimiento, la entrada y salida de fluido resultan accesibles por el orificio de acceso. De esta manera, la unidad receptora sigue insertada en dicho compartimento a modo de "cartucho".

El dispositivo descrito por la presente invención también puede incluir una segunda unidad generadora de energía térmica que comprende una pluralidad de segundas unidades de celdas Peltier y por lo menos una segunda placa de contacto realizada en un material termoconductor situado en contacto con un primer lado de las unidades de celda Peltier. En dicha primera forma de realización, la unidad de control también controla la segunda unidad generadora y la unidad receptora incluye una segunda superficie grande realizada en un material termoconductor, enfrentada a la primera superficie grande, de manera que se encuentra dispuesta con sus superficies grandes en contacto con las primera y segunda placas de contacto. De esta manera, la unidad receptora se inserta de manera amovible a modo de cartucho entre la primera y la segunda unidades generadoras de energía térmica.

Análogamente al caso de la primera unidad generadora, la segunda unidad generadora de energía térmica puede diseñarse exclusivamente para calentar, exclusivamente para enfriar o para calentar y enfriar. De esta manera, en el caso de que la segunda unidad generadora de energía térmica sea una unidad de calentamiento, el primer lado de la segunda pluralidad de unidades de celdas Peltier que se encuentra en contacto con la segunda placa de contacto es el lado caliente de la segunda pluralidad de unidades de celdas Peltier, mientras que en el caso de que la segunda unidad generadora de energía térmica sea una unidad refrigeradora, el primer lado de la segunda pluralidad de unidades de celdas Peltier que se encuentra en contacto con la segunda placa de contacto es el lado frío de la segunda pluralidad de unidades de celdas Peltier.

En dicha forma de realización del dispositivo con dos unidades generadoras de energía térmica, la unidad de control puede diseñarse para suministrar energía eléctrica de manera que los primeros lados de la pluralidad de primeras unidades de celda Peltier y la pluralidad de segundas unidades de celda Peltier funcionen ambas como lados calientes o como lados fríos. De manera similar, el dispositivo según la presente realización puede diseñarse de manera que el primer lado de una de las pluralidades de unidades de celda Peltier funcione como lado frío y la otra como lado caliente, en cuyo caso cuando una de estas pluralidades de unidades de celda Peltier se encuentra en funcionamiento, la otra se encuentra desconectada.

En la forma de realización descrita en los párrafos anteriores, el dispositivo preferentemente incluye un segundo detector de temperatura para detectar la temperatura en dicha segunda placa de contacto y que se encuentra conectado a la unidad de control. En este caso, el microprocesador también se programa para suministrar corriente eléctrica a las segundas unidades de celdas Peltier según la diferencia entre la temperatura nominal preestablecida y la temperatura detectada por el detector de temperatura. Según una forma de realización preferida de la invención, el microprocesador puede programarse para controlar la polaridad de la corriente eléctrica suministrada a las primera y segunda unidades de celda Peltier con el fin de calentar o enfriar los primeros lados respectivos de las unidades de celda Peltier.

En la forma de realización del dispositivo con dos unidades generadoras de energía térmica, la carcasa puede incluir un compartimento plano definido entre la primera y la segunda placas de contacto para alojar la unidad receptora. A su vez, el compartimento incluye una abertura de acceso para la inserción de la unidad receptora. También en dicha forma de realización, la entrada y salida de fluido de la unidad receptora están dispuestas en el mismo lado de la unidad receptora de manera que, al insertar la unidad receptora en el compartimiento, la entrada y la salida de fluido son accesibles por el orificio de acceso. De esta manera, la unidad receptora sigue insertada en el compartimento a modo de "cartucho".

Preferentemente, no sólo las superficies grandes de la unidad receptora de energía térmica sino también el cuerpo plano completo de dicha unidad están realizados en un material termoconductor. Un material particularmente adecuado es el aluminio ya que, por una parte, es un buen conductor de calor que se calienta y enfría rápidamente y, por otra parte, es un material económico que puede estamparse y mecanizarse fácilmente. Estas últimas características son relevantes debido a que, en el uso hospitalario, la unidad receptora será un elemento consumible que deberá desecharse después del uso.

Según lo anteriormente indicado, la unidad receptora de energía térmica incluye un cuerpo plano en el interior del cual fluye el fluido fisiológico desde la entrada hasta la salida. Este paso consiste preferentemente de un serpentín entre la entrada y la salida del fluido fisiológico. Esto permite una transferencia particularmente eficiente de la energía térmica al fluido fisiológico.

La superficie o superficies grandes del cuerpo plano de la unidad receptora preferentemente son planas, al igual que la superficie de contacto de cada placa de contacto, de manera que se establece una superficie de contacto con la superficie grande respectiva de la unidad receptora. Esto facilita una transferencia eficiente de energía térmica a la unidad receptora, además del hecho de que, cuando la superficie de contacto se encuentra en contacto con un lado caliente de las unidades de celda Peltier, el contacto ayuda a disipar la energía generada en ese lado caliente.

Las placas de contacto realizadas en material termoconductor, tal como aluminio por ejemplo, preferentemente son placas macizas que no sólo permiten una transferencia correcta de la energía térmica generada por las unidades de

celdas Peltier, sino también una disipación correcta de la energía térmica. Esto resulta especialmente recomendable debido a la sensibilidad conocida de las celdas Peltier al sobrecalentamiento debido a la acumulación de calor en su lado caliente.

Breve descripción de las figuras

A continuación se describen algunas formas de realización del dispositivo de la presente invención y de sus elementos a partir de determinados dibujos que forman parte de la presente memoria. En estos dibujos:

la figura 1 es una vista esquemática en sección frontal del dispositivo según una primera forma de realización de la invención;

la figura 2 es una vista esquemática en sección lateral del dispositivo mostrado en la figura 1, con una unidad generadora de energía térmica según una primera forma de realización;

la figura 3 es una vista esquemática con mayor detalle de la unidad generadora de energía térmica representada en la figura 2;

la figura 4 es una vista esquemática en planta frontal de la unidad receptora representada en las figuras 1 a 3;

la figura 5 es una vista esquemática en planta frontal en sección parcial de la unidad receptora representada en la figura 4;

la figura 6 es un diagrama esquemático de bloques que muestra un ejemplo de una interconexión e los elementos que pueden formar parte del dispositivo;

la figura 7 es una vista esquemática en sección frontal del dispositivo según una segunda forma de realización de la invención, con una unidad generadora de energía térmica según una segunda forma de realización;

la figura 8 es una vista esquemática en sección lateral del dispositivo representado en la figura 7;

la figura 9 es una vista esquemática con mayor detalle de la unidad generadora de energía térmica representada en la figura 8;

la figura 10 es una vista esquemática en planta inferior de la unidad receptora según se muestra en las figuras 6 a 9;

la figura 11 es una vista esquemática con mayor detalle de la unidad generadora de energía térmica según una tercera forma de realización;

la figura 12 es una vista en planta superior de la unidad generadora representada en la figura 11; y

la figura 13 es una vista en planta inferior de la unidad generadora representada en la figura 11.

Los números de referencia que aparecen en dichas figuras se refieren a los elementos siguientes:

1 carcasa
2 primera unidad generadora de energía térmica
3 unidad receptora de energía térmica
3a entrada de fluido
3b salida de fluido
3c canal
3d cuerpo plano
3e primera superficie grande realizada en material termoconductor
3f segunda superficie grande realizada en material termoconductor
4 unidad de control
4a tarjeta de conexión
4b microprocesador
5 primeras unidades de celdas Peltier
5a primer lado de las primeras unidades de celdas Peltier
5b segundo lado de las primeras unidades de celdas Peltier
6 primera placa de contacto realizada en material termoconductor
6a extensiones de la primera placa de contacto
7 segunda unidad generadora de energía térmica
8 segundas unidades de celdas Peltier
8a primer lado de las segundas unidades de celdas Peltier

8b segundo lado de las segundas unidades de celdas Peltier
8c aberturas de paso en la segunda placa de contacto
9 segunda placa de contacto realizada en material termoconductor
9a extensiones de la segunda placa de contacto
10 abertura de acceso al interior de la carcasa
11 espacio definido entre el portón y dicha primera unidad generadora
12a primer conector hueco
12b segundo conector hueco
13a primera abertura de paso para el primer conector
13b segunda abertura de paso para el segundo conector
14 compartimento para alojar la unidad receptora
14a abertura de acceso al compartimento
15 disipador
15a costillas axiales
15b costillas transversales
15c segundo disipador
16 ventilador
17 detector de temperatura
17a segundo detector de temperatura
18 detector del portón
19 detector de temperatura de seguridad
20 panel de control
21 pantalla indicadora
22a interruptor de conexión
22b control para ajustar la temperatura del fluido fisiológico
22c control de volumen para la alarma acústica
23 detector de presencia de la unidad receptora
24 filtro de red
25 primera fuente de alimentación
26 segunda fuente de alimentación
A Conexión del detector de temperatura con la tarjeta de conexión
B Conexión de los ventiladores con la tarjeta de conexión
C Conexión de las unidades de celdas Peltier con la tarjeta de conexión
D Conexión del detector de temperatura de seguridad con la tarjeta de conexión
E Conexión del detector de presencia de la unidad receptora con la tarjeta de conexión
F Conexión de la pantalla y con el panel de control de la tarjeta de conexión
G Conexión de la alimentación eléctrica con la tarjeta de conexión
H Conexión con el microprocesador

Formas de realización de la invención

Las figuras 1 a 6 ilustran esquemáticamente una primera forma de realización del dispositivo según la presente invención.

Tal como puede apreciarse en las figuras 1 y 2, en dicha primera forma de realización el dispositivo incluye una carcasa 1 provista de una abertura de acceso 10 al interior de la carcasa 1. En estado cerrado, el portón 10 permanece orientado hacia una primera unidad generadora de energía térmica 2, de manera que definido entre el portón 10 y la primera unidad generadora 2 se encuentra un espacio 11 en el que se aloja la unidad receptora amovible 3. También se proporciona en la parte del lado frontal un detector 18 que detecta si el portón 10 se encuentra abierto o cerrado.

La entrada de fluido 3a de la unidad receptora 3 incluye un primer conector hueco 12a que puede acoplarse con una línea (no representada en las figuras) por la que entra el fluido fisiológico, mientras que la salida de fluido 3b de la unidad receptora 3 incluye un segundo conector hueco 12b que puede acoplarse con una línea de salida (no representada en las figuras) hacia el paciente. Los conectores 12a, 12b sobresalen de la superficie de la unidad receptora 3 delante de su primera superficie grande 3e.

El portón 10 incluye una primera abertura de paso 13a para el primer conector 12a y una segunda abertura de paso 13b para el segundo conector 12b. Las aberturas de paso 13a, 13b se encuentran extendidas lateralmente hacia el borde libre del portón 10 formando rebajes separados. El propósito de estos rebajes es dejar un espacio para las líneas de entrada y de salida cuando éstas se encuentran conectadas a los conectores respectivos 12a, 12b. De esta manera, la unidad receptora 3 puede acoplarse en el espacio 11 con las líneas ya conectadas y puede cerrarse el portón 10.

Situados en la parte frontal superior de la carcasa 1 se encuentra un panel de control 20 y una pantalla indicadora 21. El panel de control incluye un interruptor de conexión 22a para apagar/encender el dispositivo, un control 22b

para ajustar la temperatura del fluido fisiológico que se está infundiendo, y un control 22c para ajustar el volumen de una alarma acústica de aviso. A su vez, la pantalla indicadora 21, que puede ser, por ejemplo, una LCD convencional en sí misma, resulta adecuada para indicar la temperatura ajustada, el estado de encendido/apagado del dispositivo y una alarma óptica, acoplada con la alarma acústica, que se encuentra activada en el caso de mal funcionamiento del dispositivo. Evidentemente la pantalla indicadora también puede utilizarse para mostrar otra información, tal como el volumen de la alarma acústica que se ha ajustado o una indicación de la inserción correcta de la unidad receptora, el estado del portón (abierto/cerrado), etc.

En el interior de la carcasa 1, y concretamente en la parte posterior de la unidad generadora 2, se proporcionan varios ventiladores 16 destinados a disipar la energía térmica producida por la unidad generadora 2 en el lado opuesto al que se encuentra en contacto con la unidad receptora 3.

También en el interior de la carcasa 1 se encuentra la unidad de control 4 mediante la que se controlan diversas funciones del dispositivo. Las conexiones entre la unidad de control y los diversos elementos no se muestran en las figuras pero por el contrario pueden apreciarse en las figuras 3 y 6, a las que se hace referencia a continuación.

La figura 3 muestra que la unidad generadora de energía térmica 2 incluye dos unidades de celdas Peltier 5 y una primera placa de contacto 6 realizada en un material termoconductor, tal como aluminio por ejemplo, situada en contacto con un segundo lado 5b de las unidades de celdas Peltier 5 que se encuentran conectadas con la tarjeta de conexión 4a mediante la conexión C. En el lado opuesto 5a de las unidades de celdas Peltier 5 se encuentra una placa disipadora 15 provista en su parte posterior de costillas axiales 15a. De esta manera, las unidades de celdas Peltier 5 se encuentran dispuestas en sándwich entre la placa de contacto 6 y la placa disipadora 15.

La parte frontal superior de la placa de contacto 6 incluye un detector de presencia 23 que detecta cuando la unidad receptora 3 se encuentra acoplada con el dispositivo de manera que su primera superficie grande 3e se encuentra adosada a la superficie de la placa de contacto 6. El detector 23 se encuentra conectado a la tarjeta 4a mediante la conexión E.

De manera similar, la parte superior de la placa de contacto 6 contiene un detector de temperatura 17 que detecta la temperatura real de la placa de contacto 6 y que se encuentra conectada con la tarjeta 4a mediante la conexión A.

En la parte inferior de la placa de contacto 6 está previsto un detector de temperatura de seguridad 19 que incluye un microinterruptor que, en el caso de que la temperatura de la placa de contacto 6 exceda una temperatura máxima (o mínima) predeterminada, desconecta automáticamente el suministro de electricidad a las unidades de celda Peltier 5 para lo que el detector 19 se encuentra conectado a la tarjeta 4a mediante la conexión D.

La tarjeta comprende además unas conexiones separadas B y C para los dos ventiladores 16, una conexión F para la pantalla indicadora y para el panel de control, una conexión G para la alimentación eléctrica, y una conexión H para la conexión con un microprocesador 4b en el que se programan las funciones del dispositivo.

Las figuras 4 y 5 muestran que la unidad receptora incluye un cuerpo plano 3d en el interior del cual se encuentra un canal interior 3c en forma de un serpentín por el que fluye el fluido fisiológico desde la entrada de fluido 3a hasta la salida 3b. La forma del serpentín del canal 3c permite un intercambio muy eficiente con el material termoconductor de la unidad receptora 3.

En la figura 6 se muestra de manera esquemática la conexión de varios elementos del dispositivo con la unidad de control 4. De esta manera, en la forma de realización representada en la figura 6, la unidad de control 4 recibe corriente eléctrica de la red eléctrica mediante un filtro de red 24 al que se encuentran conectados dos fuentes de alimentación 25, 26 que transforman la corriente eléctrica de la red de 100 o 240 V en una corriente continua de trabajo de 12 V. La unidad de control 4 alimenta la corriente de trabajo a las unidades de celdas Peltier 5, a los ventiladores 16, al detector de presencia 23 y a la pantalla indicadora 21. La unidad de control se encuentra conectada a su vez al detector de temperatura de seguridad 19, al detector de temperatura 17, al detector del portón 17 y al panel de control 20.

En la forma de realización representada en las figuras 1 a 6, el dispositivo puede funcionar en modo de calentamiento y en modo de enfriamiento del fluido fisiológico. Tras encender el dispositivo accionando el interruptor 22a, para el funcionamiento en modo de calentamiento en primer se ajusta el panel de control 20 con el control de temperatura 22b a la temperatura deseada a la que se desea calentar el fluido. En el caso de que el detector de presencia 23 y el detector del portón 18 hayan detectado respectivamente que la unidad receptora 3 se encuentra presente y el portón 10 se encuentra cerrado, la unidad de control 4 emite la señal correspondiente a la pantalla indicadora 21 que, por lo tanto, muestra la temperatura ajustada. Simultáneamente, la unidad de control 4 transmite corriente eléctrica a las unidades de celdas Peltier 5 con una polaridad en la que sus segundos lados 5b funcionan como lados calientes y sus primeros lados 5a, como lados fríos, de manera que los lados calientes 5b empiezan a calentar la placa de contacto 6 y de esta manera, el fluido fisiológico que se encuentra en la unidad receptora 3. De manera similar, la unidad de control 4 suministra corriente eléctrica a los ventiladores 16 de manera que la acción de

los ventiladores 16 puede extraer el aire frío generado en los lados fríos de las unidades de celdas Peltier 5 y transmitirlo a la placa disipadora 15.

Al detectar el detector de temperatura 17 que la placa de contracto 6 ha alcanzado su temperatura de trabajo, la unidad de control 4 emite una señal a la pantalla indicadora de manera que pueda mostrar que el dispositivo se encuentra preparado para iniciar la infusión del fluido fisiológico a la temperatura preestablecida. Al fluir el fluido fisiológico por el paso 3c de la unidad receptora 3, el detector de temperatura 17 detecta las variaciones de temperatura en la placa de contacto 6 y transmite las señales correspondientes a la unidad de control 4, que, según la desviación de la temperatura que ha sido detectada por el detector 17 respecto a la temperatura predeterminada, proporciona más o menos energía eléctrica a las unidades de celda Peltier 5. De esta manera, la temperatura del fluido fisiológico que se infunde en el paciente puede mantenerse estable.

En el modo de enfriamiento del dispositivo, el funcionamiento de los elementos indicados anteriormente es análogo al que ocurre en su modo de calentamiento. En este caso, la señal de temperatura recibida por el detector de temperatura 17 en la unidad de control 4 causa que ésta suministre corriente eléctrica a las unidades de celda Peltier 5 con una polaridad de manera que se transmite corriente a las unidades de celda Peltier 5 con una polaridad a la que sus segundos lados 5b funcionan como lados fríos y sus primeros lados 5a como lados calientes, de manera que los lados fríos 5b enfrían la placa de contacto 6 y de esta manera también el fluido fisiológico que se encuentra en la unidad receptora 3.

El microprocesador 4b de la unidad de control 4 también puede programarse de manera que, según la magnitud de cada desviación producida, mediante el control de la polaridad de la corriente eléctrica suministrada a las unidades de celdas Peltier 5, los segundos lados 5b funcionan como lados fríos o calientes dependiendo de si resulta necesario incrementar o reducir la temperatura real, pudiendo de esta manera conseguir una corrección muy rápida de las desviaciones de la temperatura real respecto a la temperatura nominal predeterminada.

Además, en el caso de que el detector de temperatura de seguridad 19 detecte una desviación excesiva de la temperatura real respecto a la temperatura nominal, el interruptor de seguridad automáticamente desconecta la alimentación eléctrica de las unidades de celdas Peltier 5, de manera que la unidad de control 4 emite una señal que activa la alarma visual y/o la alarma acústica (no representadas en las figuras) del dispositivo.

Las figuras 7 a 13 muestran otras formas de realización del dispositivo de la presente invención que presentan en común el hecho de que, además de la primera unidad generadora de energía térmica 2, también incluyen una segunda unidad generadora de energía térmica 7, dispuestas de manera que las dos conjuntamente forman un compartimento 14 en el que se inserta la unidad receptora de energía térmica 3, a modo de cartucho, por una abertura de acceso 14a en la parte frontal de la carcasa 1. En estas formas de realización, la segunda unidad generadora de energía térmica 7 incluye dos segundas unidades de celda Peltier 8, una segunda placa de contacto 9, también realizada en un material termoconductor, tal como aluminio por ejemplo, situada en contacto con un segundo lado 8b de las unidades de celda Peltier 8 y una segunda placa disipadora 15c dispuesta en el primer lado 8a de las unidades de celda Peltier 8. También se proporciona detrás de la segunda placa disipadora 15c dos ventiladores 16 destinados a extraer la energía térmica producida por dichas placas 15c.

La unidad receptora 3 a su vez incluye una segunda superficie grande 3f realizada en un material termoconductor, situada delante de la primera superficie grande 3e, y se dispone de manera amovible y en contacto con las primera y segunda placas de contacto 6, 9. En la forma de realización representada en las figuras 7 a 13, los conectores 12a, 12b para la entrada y salida de fluido de la unidad receptora 3 se encuentran dispuestas en el mismo lado de la unidad receptora 3, de manera que, al insertar la unidad receptora 3 en el compartimento 1, dichos conectores 12a, 12b resultan accesibles por la abertura de acceso 14a.

La segunda unidad generadora 7 incluye un segundo detector de temperatura 17a dispuesto en la segunda placa de contacto 9 que, además del primer detector de temperatura 17, mide la temperatura de dicha segunda placa d contacto 9. La unidad de control 4 controla además la segunda unidad generadora 7 de una manera análoga al control de la primera unidad generadora 2 y en coordinación con el control de la primera unidad generadora 2.

Análogamente al caso de la primera unidad generadora 2, la segunda unidad generadora de energía térmica 7 puede diseñarse para funcionar sólo en modo de calentamiento, sólo en modo de enfriamiento, o en ambos modos de calentamiento, para lo que el microprocesador 4b de la unidad de control 4 debe programarse de manera que la corriente eléctrica suministrada al segundo conjunto de unidades de celdas Peltier 8 presente la polaridad necesaria para el modo de funcionamiento correspondiente. De esta manera, en el caso de que la segunda unidad generadora 7 funcione como unidad de calentamiento, el segundo lado 8b de las segundas unidades de celda Peltier 8 que se encuentran en contacto con la segunda placa de contacto 9 es el lado caliente de las unidades de celda Peltier 8, mientras que en el caso de que la segunda unidad generadora 8 funcione en modo de enfriamiento, el segundo lado 8b de las segundas unidades de celdas Peltier 8 que se encuentran en contacto con la segunda placa de contacto 9 es el lado frío de las unidades de celdas Peltier 8. En estas formas de realización, puede disponerse que la segunda unidad generadora 7 opere en todo momento en el mismo modo de calentamiento o enfriamiento que la primera unidad generadora, o que la segunda unidad generadora 7 funcione en el modo contrario al de la primera unidad

generadora 2, en cuyo caso las dos unidades 2, 7 no funcionan simultáneamente sino que una de ellas produce el calentamiento y la otra se encuentra apagada en el caso de que la temperatura real medida por los detectores de temperatura 17, 17a exceda la temperatura predeterminada, mientras que la otra produce enfriamiento y se encuentra apagada en el caso de que la temperatura real medida por los detectores de temperatura 17, 17a se mantenga a un nivel inferior a la temperatura predeterminada.

Con respecto a las formas de realización del dispositivo con dos unidades generadoras de energía térmica 2, 7 representadas en las figuras 7 a 13, puede apreciarse que las figuras 8 y 9 muestran una forma de realización en la que la configuración de dichas unidades 2, 7 es básicamente análoga a la primera unidad generadora mostrada en las figuras 2 y 3, mientras que las unidades generadoras mostradas en las figuras 11 a 13 presentan una configuración diferente en términos de las placas de contacto 6, 9 y de las unidades disipadoras 15, que presentan costillas transversales 15b en lugar de las axiales.

De esta manera, puede observarse que las placas de contacto 6, 9 presentan extensiones respectivas 6a, 9a de sección transversal convexa de las superficies enfrentadas a las superficies en contacto con la unidad receptora 3. Cada una de las superficies libres de dichas extensiones 6a, 9a presenta las mismas dimensiones que las primeras superficies de las unidades de celda Peltier 5, 8 con las que se encuentran en contacto. La sección transversal convexa de las extensiones 6a, 9a permite una distribución más uniforme de la energía térmica producida por los primeros lados de las unidades de celdas Peltier 5, 8 en el interior de las placas de contacto 6, 9, evitando de esta manera la formación de "focos" de energía térmica en las superficies en contacto con la unidad receptora 3.

En el dispositivo de la presente invención, las unidades de celda Peltier 5, 8 que se utilizan pueden ser convencionales en sí mismas. Por lo tanto, para la generación de energía térmica para el calentamiento y/o el enfriamiento de fluidos fisiológicos hasta temperaturas de entre 35ºC y 40ºC, pueden utilizarse celdas Peltier de 12 V y 3,50 A con una capacidad para generar temperaturas de entre 5ºC y 80ºC. Funcionando a media capacidad, dos de estas unidades de celdas Peltier resultan suficientes para transferir suficiente energía térmica para mantener dicha temperatura del fluido fisiológico mediante placas de contacto 6, 9 realizadas en aluminio con un grosor de entre 10 y 20 mm, una profundidad de entre 70 y 120 mm y una anchura de entre 180 y 250 mm.

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo para ajustar la temperatura de un fluido fisiológico, que comprende:

una carcasa (1),

una primera unidad generadora de energía térmica (2),

una unidad receptora de energía térmica (3) en cuyo interior fluye el fluido a lo largo de un paso desde una entrada de fluido (3a) hasta una salida de fluido (3b) y que comprende un cuerpo plano (3d) que presenta por lo menos una primera superficie grande (3e) realizada en un material termoconductor,

una unidad de control (4) para controlar por lo menos dicha primera unidad generadora de energía térmica (2) y que incluye un microprocesador (4a),

caracterizado porque

la primera unidad generadora de energía térmica (2) incluye una pluralidad de primeras unidades de celdas Peltier (5) y por lo menos una primera placa de contacto (6) que está realizada en un material termoconductor y que está situada en contacto con un segundo lado (5b) de las unidades de celdas Peltier (5),

la unidad receptora (3) está instalada de manera amovible en la primera unidad generadora (2) de manera que se encuentra en contacto con la primera placa de contacto (6),

la carcasa (1) comprende un portón de acceso (10) al interior de la carcasa (1), enfrentado a dicha primera unidad generadora de energía térmica (2), y un espacio (11) definido entre dicho portón (10) y dicha primera unidad generadora (2) en el que se aloja la unidad receptora amovible (3),

la entrada de fluido (3a) de la unidad receptora (3) incluye un primer conector hueco (12a),

la salida de fluido (3b) de la unidad receptora (3) incluye un segundo conector hueco (12b),

sobresaliendo dicho primer y dicho segundo conectores huecos (12a, 12b) de la superficie de la unidad receptora (3) opuesta a dicha primera superficie grande (3e),

presentando el portón (10) un primer orificio de paso (13a) para el primer conector (12a) y un segundo orificio de paso (13b) para el segundo conector (12b).

2. Dispositivo según la reivindicación 1, caracterizado porque comprende además una segunda unidad generadora de energía térmica (7) que contiene una pluralidad de segundas unidades de celdas Peltier (8); por lo menos una segunda placa de contacto (9) realizada en un material termoconductor situada en contacto con un segundo lado (8b) de las unidades de celdas Peltier (8), controlando asimismo dicha unidad de control (4) dicha segunda unidad generadora (7), comprendiendo la unidad receptora (3) una segunda superficie grande (3f) realizada en un material termoconductor, opuesta a la primera superficie grande (3e) y estando dispuesta en contacto con las primera y segunda placas de contacto (6, 9), estando instalada de manera amovible la unidad receptora (3) entre las primera (2) y segunda unidades generadoras de energía térmica (7).

3. Dispositivo según la reivindicación 1 o 2, caracterizado porque comprende por lo menos un primer detector de temperatura (17) que detecta la temperatura en dicha primera placa de contacto y que se encuentra conectado a la unidad de control (4) y porque un microprocesador (4) está programado para suministrar energía eléctrica a dichas primeras unidades de celdas Peltier (5) dependiendo de la diferencia entre una temperatura nominal preestablecida y la temperatura detectada por el detector de temperatura (17).

4. Dispositivo según la reivindicación 2, caracterizado porque comprende por lo menos un segundo detector de temperatura (17) que detecta la temperatura en dicha segunda placa de contacto y que se encuentra conectado a la unidad de control (4) y porque un microprocesador (4b) está programado para suministrar energía eléctrica a dichas segundas unidades de celdas Peltier (5) dependiendo de la diferencia entre una temperatura nominal preestablecida y la temperatura detectada por el detector de temperatura (17).

5. Dispositivo según la reivindicación 1, 2, 3 o 4, caracterizado porque el microprocesador (4b) está programado para controlar la polaridad de la corriente eléctrica suministrada a las unidades de celdas Peltier (5, 8) con el fin de calentar o enfriar el segundo lado (5b, 8b) de las unidades de celdas Peltier (5, 8).

6. Dispositivo según la reivindicación 1, 2 o 3, caracterizado porque

la primera unidad generadora de energía térmica (2) es una unidad de calentamiento,

el segundo lado (5b) de la primera pluralidad de unidades de celdas Peltier (5) que se encuentra en contacto con la primera placa de contacto (6) es el lado caliente de la primera pluralidad de unidades de celdas Peltier (5).

7. Dispositivo según la reivindicación 1, 2 o 4, caracterizado porque

la primera unidad generadora de energía térmica (2) es una unidad de enfriamiento,

el segundo lado (5b) de la primera pluralidad de unidades de celdas Peltier (5) que se encuentra en contacto con la primera placa de contacto (6) es el lado frío de la primera pluralidad de unidades de celdas Peltier (5).

8. Dispositivo según la reivindicación 2, caracterizado porque

la segunda unidad generadora de energía térmica (7) es una unidad de calentamiento,

el segundo lado (8b) de la segunda pluralidad de unidades de celdas Peltier (8) que se encuentra en contacto con la segunda placa de contacto (9) es el lado caliente de la segunda pluralidad de unidades de celdas Peltier (8).

9. Dispositivo según la reivindicación 1 o 2, caracterizado porque

la segunda unidad generadora de energía térmica (7) es una unidad de enfriamiento,

el segundo lado (8b) de la segunda pluralidad de unidades de celdas Peltier (8) que se encuentra en contacto con la segunda placa de contacto (9) es el lado frío de la segunda pluralidad de unidades de celdas Peltier (8).

10. Dispositivo según la reivindicación 1 o 2, caracterizado porque el paso (3c) de la unidad receptora (3) comprende un serpentín entre la entrada (3a) y la salida del fluido (3b).

11. Dispositivo según la reivindicación 1, caracterizado porque

la carcasa (1) comprende un compartimento plano (14) para alojar la unidad receptora (3), incluyendo dicho compartimento (14) una abertura de acceso (14a) para la inserción de la unidad receptora (3) y consistiendo por lo menos una pared de dicho compartimento (3) en dicha primera placa de contacto (6); y

la entrada y la salida de fluido (3a, 3b) de la unidad receptora (3) se encuentran dispuestas sobre el mismo lado de la unidad receptora (3), de manera que, al insertar la unidad receptora (3) en dicho compartimento (14), la entrada y la salida de fluido (3a, 3b) resultan accesibles por dicho orificio de acceso (14a).

12. Dispositivo según la reivindicación 2, caracterizado porque

la carcasa (1) comprende un compartimento plano (14) definido entre dicha primera (6) y dicha segunda placas de contacto (9) para alojar la unidad receptora (3), incluyendo dicho compartimento (14) una abertura de acceso (14a) para la inserción de la unidad receptora (3); y

la entrada y la salida de fluido (3a, 3b) de la unidad receptora (3) están dispuestas sobre el mismo lado de la unidad receptora (3) de manera que, al insertar la unidad receptora (3) en el compartimento (14), la entrada y la salida de fluido (3a, 3b) resultan accesibles por dicha abertura de acceso (14a).

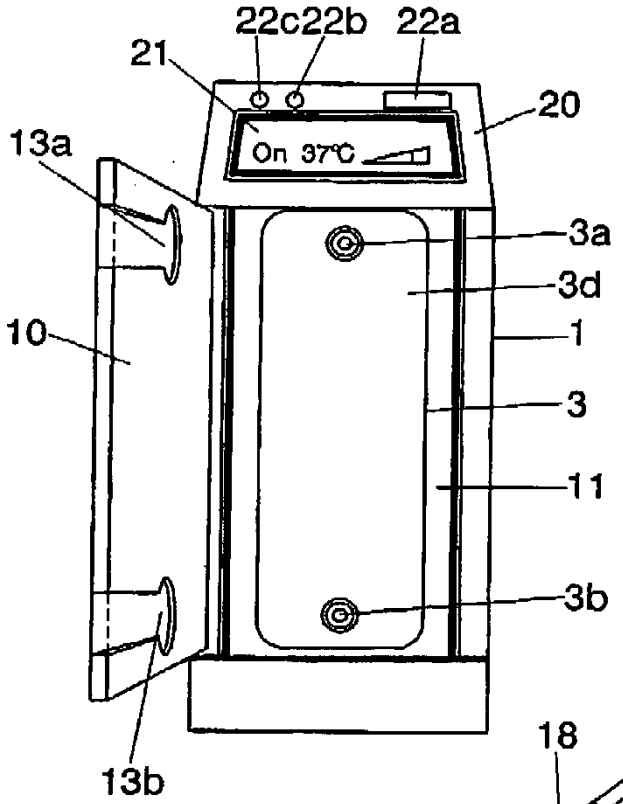
22c22b 22a
21
20
On 37°C
13a
3a
3d
10
1
3
11
3b
13b

FIG. 1

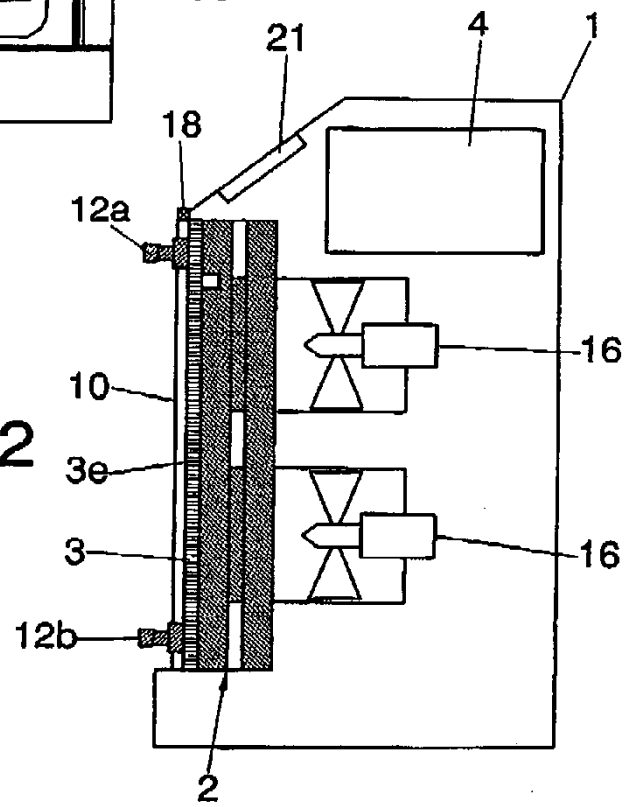
21
4
1
18
12a
16
10
3e
3
16
12b
2

FIG. 2

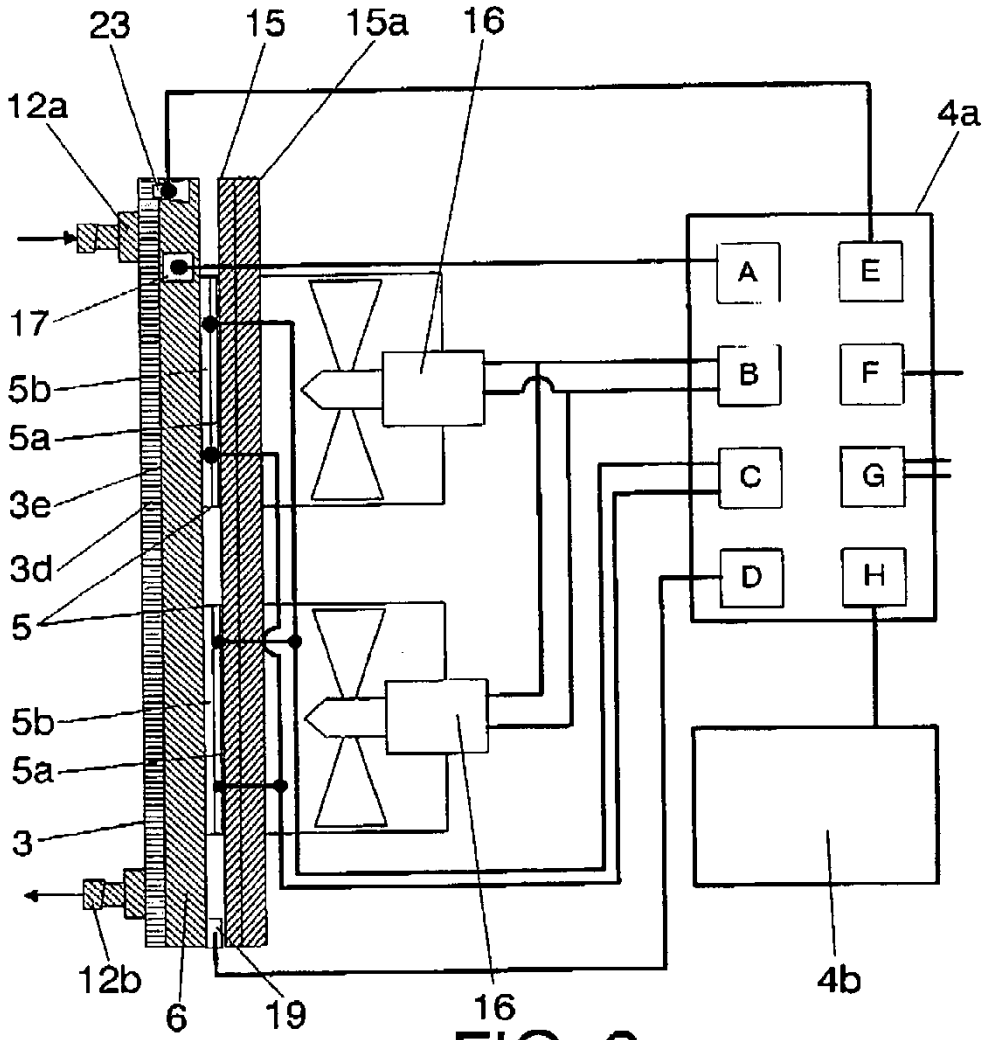

FIG. 3

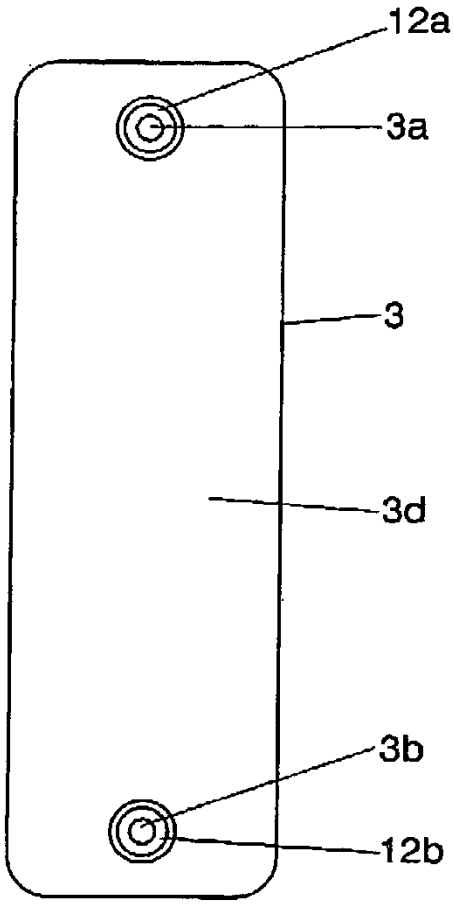

FIG. 4

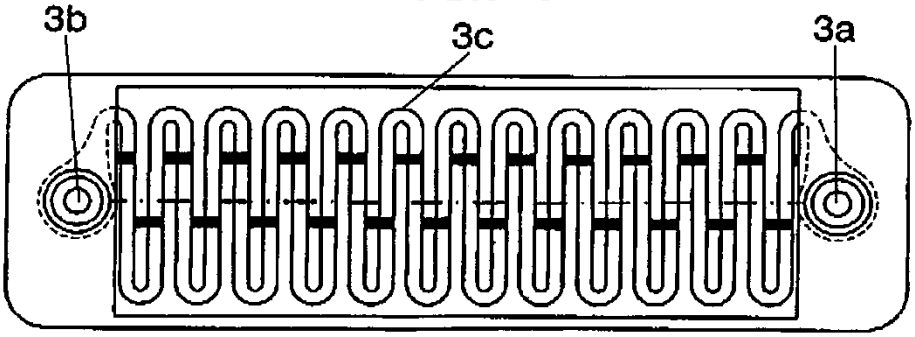

FIG. 5

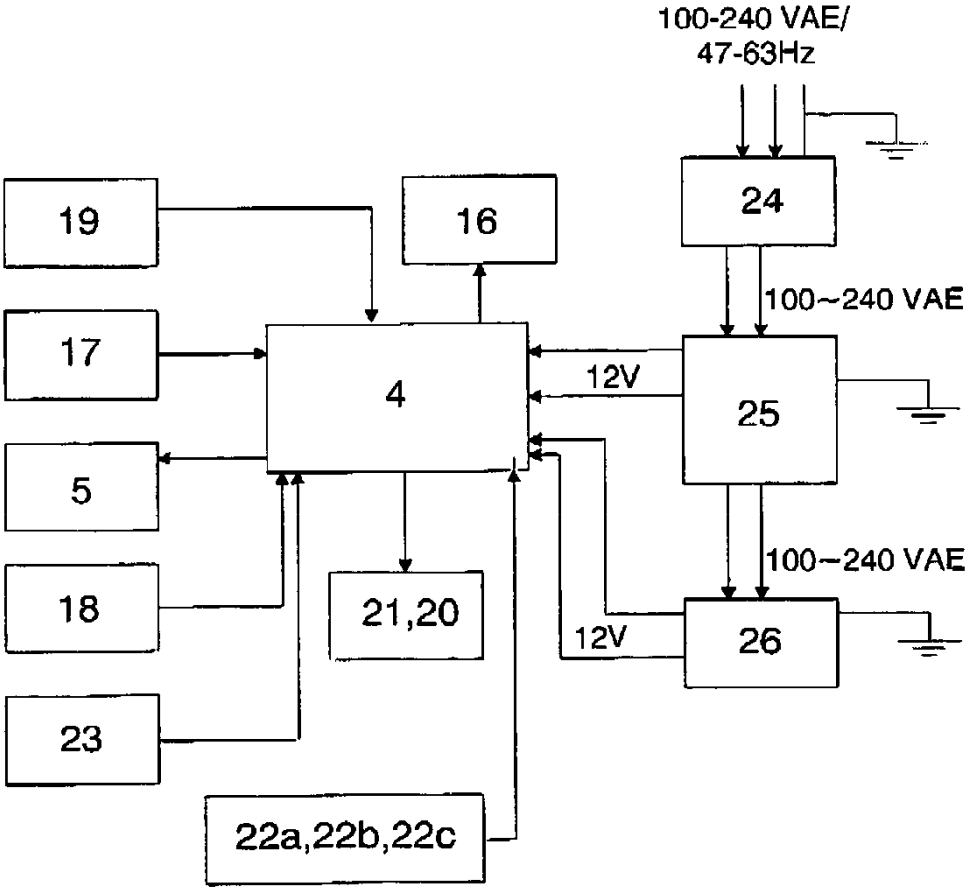
100-240 VAE/
47-63Hz
24
19
16
100~240 VAE
17
4
12V
25
5
100~240 VAE
18
21,20
12V
26
23
22a,22b,22c

FIG. 6

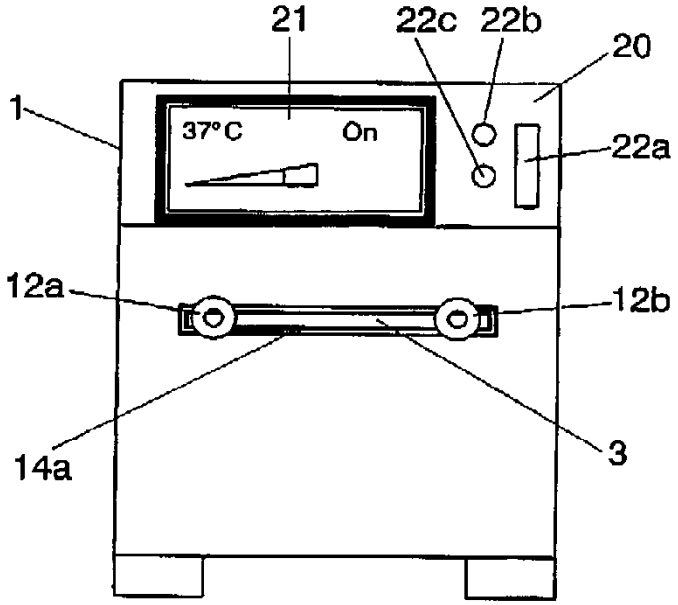

FIG. 7

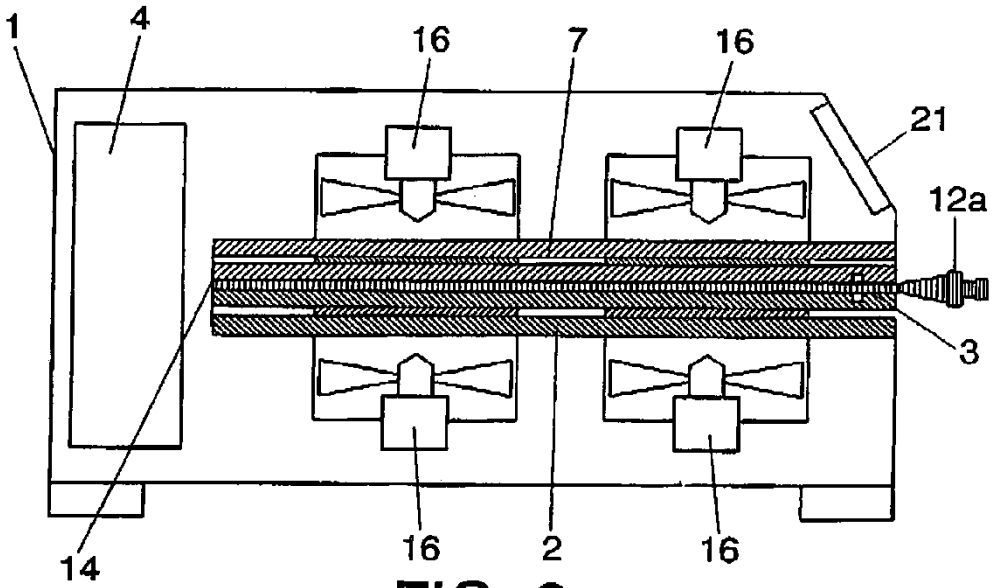

FIG. 8

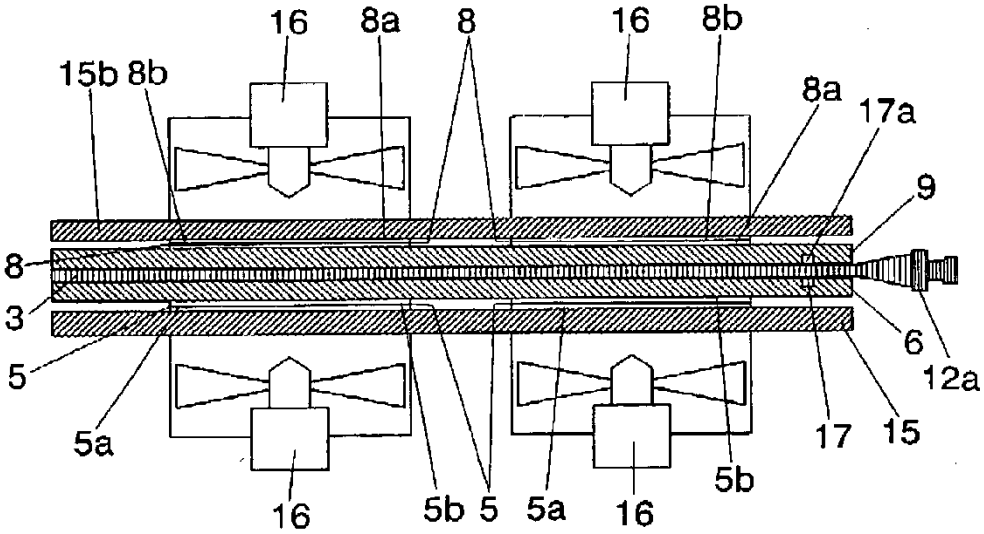
16
8a
8
16
8b
15b
8b
8a
17a
9
8
3
6
12a
5
5a
17
15
16
5b
5
5a
16
5b

FIG. 9

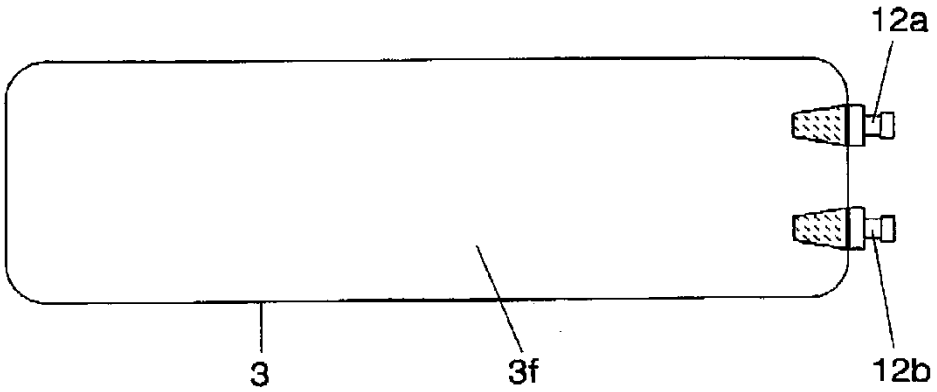
12a
3
3f
12b

FIG. 10

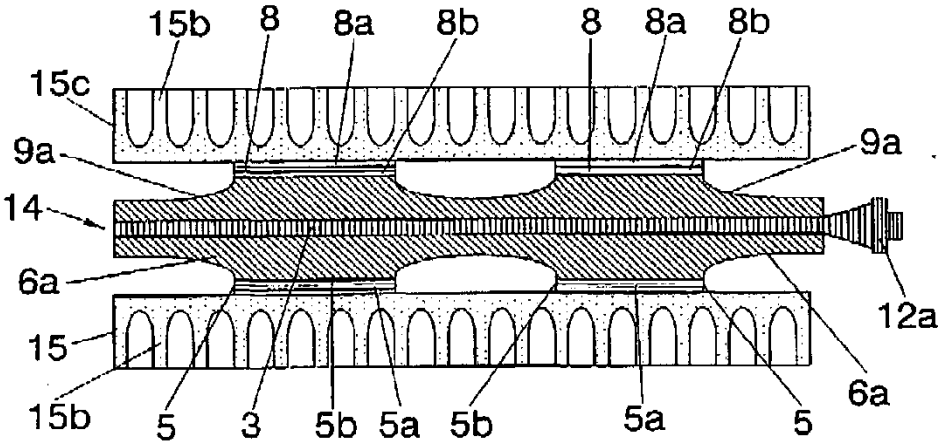

FIG. 11

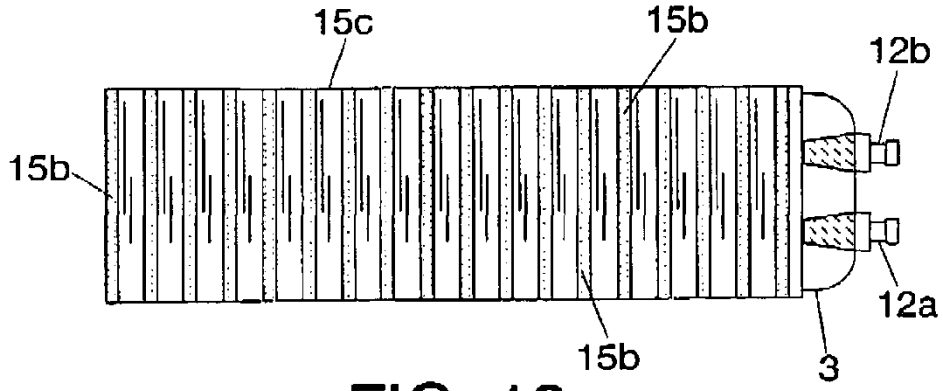

FIG. 12

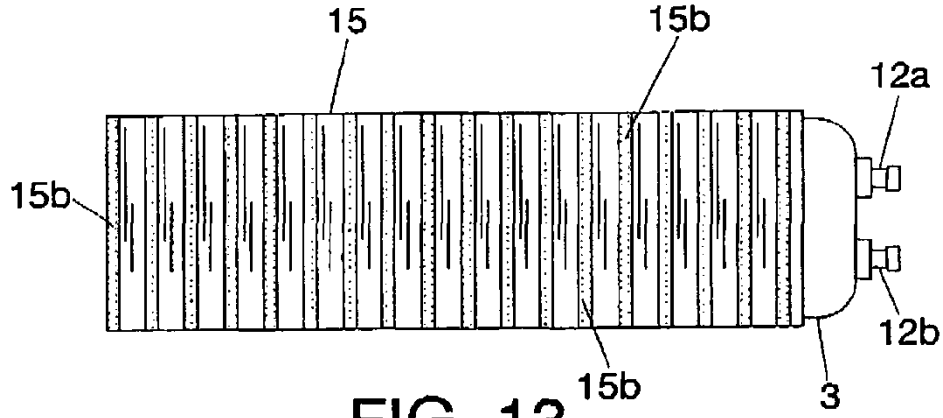

FIG. 13