



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



⑪ Número de publicación: **2 264 347**

⑫ Número de solicitud: 200402354

⑬ Int. Cl.:

A61M 1/36 (2006.01)

A61M 5/44 (2006.01)

F25B 21/02 (2006.01)

G05D 23/24 (2006.01)

⑭

PATENTE DE INVENCION

B1

⑮ Fecha de presentación: **04.10.2004**

⑯ Fecha de publicación de la solicitud: **16.12.2006**

Fecha de la concesión: **25.10.2007**

⑰ Fecha de anuncio de la concesión: **16.11.2007**

⑱ Fecha de publicación del folleto de la patente:
16.11.2007

⑲ Titular/es: **CALOR HOSPITALARIO, S.L.**
Ctra. Torrejón-Ajalvir, Km. 5,200
28864 Ajalvir, Madrid, ES

⑳ Inventor/es: **Arbos Poch, Jaime**

㉑ Agente: **Ungría López, Javier**

㉒ Título: **Dispositivo para regular la temperatura de un fluido fisiológico.**

㉓ Resumen:

Dispositivo para regular la temperatura de un fluido fisiológico.

Un dispositivo para regular la temperatura de un fluido fisiológico que comprende una carcasa 1, una primera unidad generadora 2 de energía térmica, una unidad receptora 3 de energía térmica por cuyo interior fluye el fluido por un paso desde una entrada de fluido 3a hacia una salida de fluido 3b, y que comprende un cuerpo plano 3d con una primera superficie mayor 3e de un material termoconductor, una unidad de control 4 para controlar al menos la primera unidad generadora 2, donde

la primera unidad generadora 2 comprende de primeras unidades de células Peltier 5 y al menos una primera placa de contacto 6 de un material termoconductor dispuesta en contacto con un primer lado 5b, 8b de las unidades de células Peltier 5,

la unidad receptora 3 está dispuesta de forma extraíble en la primera unidad generadora 2, en contacto con la primera placa de contacto 6.

ES 2 264 347 B1

Aviso: Se puede realizar consulta prevista por el art. 37.3.8 LP.

DESCRIPCIÓN

Dispositivo para regular la temperatura de un fluido fisiológico.

5 Campo técnico de la invención

La presente invención se engloba en el campo técnico de los dispositivos destinados a la regulación de la temperatura de fluidos fisiológicos antes de su administración a los pacientes.

10 Antecedentes de la invención

Hoy en día, en una pluralidad de tratamientos médicos y veterinarios, se infunden fluidos al sistema circulatorio de pacientes o animales. Con gran frecuencia y especialmente cuando los fluidos a infundir se han conservado anteriormente en refrigeración, se produce una diferencia entre la temperatura del fluido a infundir y la temperatura corporal del individuo a tratar, cuya diferencia es susceptible de desequilibrar el sistema térmico del individuo y, en caso extremo, de producir un choque térmico con consecuencias a veces letales.

Así en muchas ocasiones, tales como hemorragias producidas en operaciones o causadas en accidentes, deben infundirse fluidos, por ejemplo conservas de sangre, preparados celulares o suero, al individuo con gran rapidez. Teniéndose en cuenta que, por ejemplo las conservas de sangre, se almacenan a temperaturas alrededor de los 4°C, a fin de evitar las consecuencias negativas, entre la temperatura de una conserva de sangre y la temperatura corporal del individuo al que debe administrarse la sangre, las conservas deben calentarse a una temperatura próxima a la corporal del individuo. Ello, en circunstancias en las que se requiere una administración urgente y rápida, precisa un calentamiento rápido y eficaz de la sangre a la temperatura necesaria.

Por otra parte, en determinados tipos de tratamientos e intervenciones quirúrgicas, tales como la diálisis o la cirugía cardíaca, debe establecerse una circulación sanguínea extracorpórea en la que la sangre recirculada al individuo debe mantenerse a una temperatura constante y lo más próxima posible a la natural.

Existen dispositivos que permiten el calentamiento de fluidos fisiológicos básicamente consistentes en aparatos calentadores que calientan agua a una temperatura predeterminada y circulan el agua a través de un dispositivo de intercambio de calor cerrado por cuyo interior fluye el líquido a calentar, recogen el agua de la salida del dispositivo intercambiador, recalientan el agua y la recirculan al dispositivo intercambiador. Otro tipo de dispositivos intercambiadores de calor para calentar fluidos fisiológicos se describe, por ejemplo, en 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 dispositivos cuenta con un tubo exterior para la circulación de un fluido calentador con un espacio interior que aloja un tubo interior por el que fluye el fluido fisiológico. Este espacio interior está dividido en un primer canal por el que entra fluido caliente hasta dar con un paso de recirculación del fluido calentador en el extremo opuesto del tubo exterior, desde cuyo paso de recirculación el fluido calentador entra en un segundo canal y vuelve al aparato calentador.

La solicitud de patente española ES-A-2200609 describe un dispositivo de intercambio de calor entre un fluido calentador y un fluido a calentar, particularmente un fluido fisiológico, de estructura simple y económica, con una carcasa dividida en un primer compartimento y un segundo compartimento por un tabique, cuyos compartimentos están comunicados por un paso de comunicación, y con un elemento intercambiador dispuesto en el primer compartimento. La entrada del fluido calentador desemboca en el primer compartimento y la salida del fluido calentador comunica con el segundo compartimento, estando la entrada y la salida del fluido opuestas al paso de comunicación y provistas de elementos conectores agrupados en un doble conector para la conexión a elementos complementarios de un sistema de calentamiento y recirculación del fluido calentador.

Si bien los sistemas del estado de la técnica antes descritos se han empleado en el calentamiento de fluidos fisiológicos, presentan una serie de inconvenientes. Así, el calentamiento del fluido fisiológico debe realizarse mediante otro fluido, agua, que tiene que ceder su energía térmica al fluido fisiológico con las consiguientes pérdidas de energía y la imposibilidad de realizar un ajuste fino e inmediato de la temperatura con la que debe infundirse el fluido fisiológico. Además, estos sistemas precisan un circuito de agua que, por una parte, precisa espacio y es relativamente costoso de fabricar, y por otra, presenta problemas de esterilidad ya que el agua, a través de microporos en juntas y tuberías presentes en el sistema, puede llegar a contaminarse con agentes biológicos presentes en el entorno.

Era por tanto deseable contar con un dispositivo que permitiera superar los mencionados inconvenientes de los sistemas del estado de la técnica.

60 Descripción de la invención

La presente invención tiene por objeto superar los inconvenientes del estado de la técnica mediante un dispositivo para regular la temperatura de un fluido fisiológico que comprende

65 una carcasa,

al menos una primera unidad generadora de energía térmica,

una unidad receptora de energía térmica por cuyo interior fluye el fluido por un canal desde una entrada de fluido hacia una salida de fluido y que comprende un cuerpo plano con al menos una primera superficie mayor de un material termoconductor,

- 5 una unidad de control para controlar al menos dicha primera unidad generadora de energía térmica y que comprende un microprocesador, en cuyo dispositivo

la primera unidad generadora de energía térmica comprende una pluralidad de primeras unidades de células Peltier y al menos una primera placa de contacto de un material termoconductor que está dispuesta en contacto con un primer
10 lado de las unidades de células Peltier, y

la unidad receptora está dispuesta en la primera unidad generadora de energía térmica, de forma extraíble en contacto con la primera placa de contacto.

- 15 Dado que las células Peltier generan, en dependencia de la polaridad de la corriente continua que se le suministra, calor en uno de sus lados (“lado frío”) y frío en el otro (“lado caliente”), en el dispositivo de la presente invención la primera unidad generadora de energía térmica puede establecerse, mediante la elección de una primera polaridad de la corriente eléctrica suministrada a dichas células, para que sea una unidad calentadora, en cuyo caso el primer lado de la primera pluralidad de unidades de células Peltier que está en contacto con la primera placa de contacto es el lado
20 caliente de la primera pluralidad de unidades de células Peltier. Por otra parte, mediante la elección de una segunda polaridad opuesta a la de la corriente eléctrica a la primera polaridad, la primera unidad generadora de energía térmica puede funcionar como una unidad refrigeradora, en cuyo caso el primer lado de la primera pluralidad de unidades de células Peltier que está en contacto con la primera placa de contacto es el lado frío de la primera pluralidad de unidades de células Peltier.

- 25 Así, con una estructura básica sustancialmente igual, el dispositivo de la presente invención puede estar diseñado, en función de la polaridad de la corriente eléctrica con la que se alimenten las células Peltier, sólo para calentar (manteniéndose siempre la misma primera polaridad) o sólo para enfriar (manteniéndose siempre la misma segunda polaridad), o puede estar diseñado para poder cumplir ambas funciones a través de medios que permitan cambiar la
30 polaridad, incorporados en la unidad de control.

- Preferentemente, el dispositivo comprende al menos un primer sensor de temperatura que detecta la temperatura en la primera placa de contacto y que está conectado a la unidad de control. A su vez, el microprocesador está programado para suministrar energía eléctrica a dichas primeras unidades de células Peltier en función de la diferencia entre una
35 temperatura nominal preestablecida y la temperatura detectada por el sensor de temperatura. Asimismo y según una realización preferida de la invención, el microprocesador puede estar programado para controlar la polaridad de la corriente eléctrica suministrada a las unidades de células Peltier para calentar o enfriar el primer lado de las unidades de células Peltier.

- 40 La células Peltier y la disposición de los elementos termoconductores que componen el dispositivo de la presente invención permiten un rápido calentamiento y/o enfriamiento del fluido fisiológico que fluye por la unidad receptora. Así, la respuesta de generación térmica a la aplicación de corrientes eléctricas en las células Peltier es muy rápida y, por lo tanto, transmiten la energía térmica a los elementos termoconductores, es decir, a la o las placas de contacto y, de allí, a la unidad receptora, de forma prácticamente inmediata, con lo que se evita que el dispositivo precise un
45 precalentamiento prolongado. Además, las desviaciones de una temperatura nominal pueden corregirse rápidamente suministrando más o menos energía eléctrica a las células Peltier.

- En la realización con una única unidad generadora de energía térmica, la carcasa está configurada de manera que comprende un portón de acceso al interior de la carcasa enfrentado a la primera unidad generadora de energía
50 térmica. Entre el portón y la primera unidad generadora se encuentra un espacio en el que se aloja la unidad receptora extraíble, inmovilizada por medios en sí convencionales como por ejemplo pestañas de clipado. La entrada de fluido de la unidad receptora comprende un primer conector hueco mientras que su salida de fluido comprende un segundo conector hueco. Estos conectores huecos, a los que se conectan las líneas del fluido fisiológico entrante y saliente de la unidad receptora de energía térmica, sobresalen de la superficie de la unidad receptora opuesta a la primera superficie
55 mayor que está en contacto con la placa de contacto. A su vez, el portón presenta un primer orificio pasante para el primer conector y un segundo orificio pasante para el segundo conector.

- En otra realización del dispositivo con una única unidad generadora de energía térmica, la carcasa comprende un compartimento plano para alojar la unidad receptora. comprendiendo dicho compartimento una abertura de acceso para
60 la inserción de la unidad de receptora, y estando al menos una pared de dicho compartimento formada por la primera placa de contacto. En esta realización, la entrada y la salida de fluido de la unidad receptora están dispuestas en un mismo lateral de la unidad receptora de tal forma que, cuando la unidad receptora está insertada en el compartimento, la entrada y la salida de fluido son accesibles por la boca de acceso. De esta forma, la unidad receptora queda insertada a modo de “cartucho” en el mencionado compartimento.

- 65 El dispositivo de la invención, también puede comprender además una segunda unidad generadora de energía térmica que comprende una pluralidad de segundas unidades de células Peltier y al menos una segunda placa de contacto de un material termoconductor dispuesta en contacto con un primer lado de las unidades de células Peltier. En

esta realización, la unidad de control también controla la segunda unidad generadora, y la unidad receptora comprende una segunda superficie mayor de un material termoconductor, opuesta a su primera superficie mayor, de manera que está dispuesta de tal forma que sus superficies mayores están en contacto con la primera y con segunda placa de contacto. De esta forma, la unidad receptora queda dispuesta de forma extraíble a modo de cartucho entre la primera y la segunda unidad generadora de energía térmica.

Análogamente al caso de la primera unidad generadora, la segunda unidad generadora de energía térmica puede estar diseñada para sólo calentar, sólo enfriar, o para enfriar y calentar. Así, cuando la segunda unidad generadora de energía térmica es una unidad calentadora, el primer lado de la segunda pluralidad de unidades de células Peltier que está en contacto con la segunda placa de contacto es el lado caliente de la segunda pluralidad de unidades de células Peltier, mientras que cuando la segunda unidad generadora de energía térmica es una unidad refrigeradora, el primer lado de la segunda pluralidad de unidades de células Peltier que está en contacto con la segunda placa de contacto es el lado frío de la segunda pluralidad de unidades de células Peltier.

En esta realización del dispositivo con dos unidades generadoras de energía térmica, la unidad de control puede estar diseñada para suministrar corriente eléctrica de tal forma que los primeros lados de la pluralidad de primeras unidades de células Peltier y la pluralidad de segundas unidades de células Peltier operen todos como lados calientes o como lados fríos. Asimismo, según esta realización el dispositivo puede estar diseñado para que el primer lado de una de las pluralidades de unidades de células Peltier opere como un lado frío y el otro como un lado caliente, en cuyo caso, cuando una de estas pluralidades de unidades de células Peltier está en funcionamiento, la otra está desconectada.

Preferentemente, en la realización descrita en los párrafos precedentes el dispositivo comprende al menos un segundo sensor de temperatura para detectar la temperatura en dicha segunda placa de contacto y que está conectado a la unidad de control. En este caso el microprocesador también está programado para suministrar corriente eléctrica a las segundas unidades de células Peltier en función de la diferencia entre una temperatura nominal preestablecida y la temperatura detectada por el sensor de temperatura. En esta realización de la invención, el microprocesador preferentemente puede estar programado para controlar la polaridad de la corriente eléctrica suministrada a las primeras y segundas unidades de células Peltier para calentar o enfriar los respectivos primeros lados de las unidades de células Peltier.

En la realización del dispositivo con dos unidades generadoras de energía térmica, la carcasa puede comprender un compartimento plano delimitado entre la primera y la segunda placa de contacto para alojar la unidad receptora. A su vez, el compartimento puede comprender una abertura de acceso para la inserción de la unidad de receptora. Asimismo, en esta realización la entrada y la salida de fluido de la unidad receptora están dispuestas en un mismo lateral de la unidad receptora de tal forma que, cuando la unidad receptora está insertada en el compartimento, la entrada y la salida de fluido son accesibles por la boca de acceso. De esta forma, la unidad receptora queda insertada a modo de “cartucho” en el mencionado compartimento.

Preferentemente, no sólo la o las superficies mayores de la unidad receptora de energía térmica sino todo el cuerpo plano de esta unidad está fabricado de un material termoconductor. Un material especialmente adecuado es el aluminio ya que, por una parte, es un buen termoconductor que se calienta y enfría rápidamente y, por otra, es un material económico que puede estamparse y mecanizarse fácilmente. Estas últimas características son relevantes a la vista de que, en el uso hospitalario, la unidad receptora será un fungible que se desecha después de su utilización.

De acuerdo con lo más arriba indicado, la unidad receptora de energía térmica está comprendida por un cuerpo plano por cuyo interior fluye el fluido fisiológico desde la entrada hasta la salida. Este paso preferentemente comprende un serpentín entre la entrada y la salida del fluido fisiológico, lo cual permite una transmisión especialmente eficaz de la energía térmica al fluido fisiológico.

La o las superficies mayores del cuerpo plano de la unidad receptora son preferentemente planas, al igual que la superficie de contacto de cada placa de contacto, de manera que se establece un contacto en unión de forma con la respectiva superficie mayor de la unidad receptora. Ello facilita una transmisión de energía térmica eficaz a la unidad receptora, además de, cuando la superficie de contacto está en contacto con un lado caliente de las unidades de células Peltier, contribuir a la disipación del calor generado en dicho lado caliente.

Las placas de contacto de material termoconductor como por ejemplo de aluminio, son preferentemente placas macizas que no sólo permiten una correcta transmisión de la energía térmica despedida por las unidades de células Peltier sino también una disipación correcta de la energía térmica. Ello es especialmente conveniente a la vista de la conocida sensibilidad de las células Peltier al sobrecalentamiento por acumulación de calor en su lado caliente.

Breve descripción de las figuras

A continuación se describirán algunas realizaciones del dispositivo de la presente invención y de sus elementos sobre la base de unos dibujos que forman parte integrante de la presente memoria descriptiva. En estos dibujos

la figura 1 es una vista esquemática en alzado frontal del dispositivo según una primera realización de la invención, en la que está dispuesta una unidad generadora de energía térmica según una primera realización;

ES 2 264 347 B1

la figura 2 es una vista esquemática en sección lateral del dispositivo mostrado en la figura 1;

la figura 3 es una vista esquemática más detallada de la unidad generadora de energía térmica mostrada en la figura 2;

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

la figura 5 es una vista esquemática en planta frontal parcialmente seccionada de la unidad receptora mostrada en la figura 4;

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

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

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

la figura 9 es una vista esquemática más detallada de la unidad generadora de energía térmica mostrada en la figura 8;

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

la figura 11 es una vista esquemática más detallada de la unidad generadora de energía térmica según una tercera realización;

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

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

Las referencias que aparecen en estas figuras denotan los siguientes elementos:

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 mayor de material termoconductor
3f	segunda superficie mayor de material termoconductor
4	unidad de control
4a	tarjeta de conexión
4b	microprocesador
5	primeras unidades de células Peltier
5a	segundo lado de las primeras unidades de células Peltier
5b	primer lado de las primeras unidades de células Peltier
6	primera placa de contacto de material termoconductor
6a	extensiones de la primera placa de contacto
7	segunda unidad generadora de energía térmica
8	segundas unidades de células Peltier
8a	segundo lado de las segundas unidades de células Peltier
8b	primer lado de las segundas unidades de células Peltier
8c	aberturas pasantes en la segunda placa de contacto
9	segunda placa de contacto de material termoconductor
9a	extensiones de la segunda placa de contacto
10	portón de acceso al interior de la carcasa
11	espacio definido entre el portón y la primera unidad generadora
12a	primer conector hueco,
12b	segundo conector hueco,
13a	primer orificio pasante para el primer conector
13b	segundo orificio pasante para el segundo conector

ES 2 264 347 B1

	14	compartimento para alojar la unidad receptora
	14a	abertura de acceso del compartimento
	15	disipador
5	15a	nervios axiales
	15b	nervios transversales
	15c	segundo disipador
	16	ventilador
	17	sensor de temperatura
10	17a	segundo sensor de temperatura
	18	sensor portón
	19	sensor de temperatura de seguridad
	20	cuadro de mandos
15	21	pantalla indicadora
	22	conjunto de mandos
	22a	interruptor de conexión
	22b	mando para la regulación de la temperatura del fluido fisiológico
20	22c	mando de volumen de la alarma acústica
	23	sensor de presencia de la unidad receptora
	24	filtro de red
	25	primera fuente de alimentación
25	26	segunda fuente de alimentación
	A	Conexión del sensor de temperatura a la tarjeta de conexión
	B	Conexión de los ventiladores a la tarjeta de conexión
	C	Conexión de las unidades de células Peltier a la tarjeta de conexión
30	D	Conexión del sensor de temperatura de seguridad a la tarjeta de conexión
	E	Conexión del sensor de presencia de la unidad receptora a la tarjeta de conexión
	F	Conexión de la pantalla y al cuadro de mandos de la tarjeta de conexión
	G	Conexión de la alimentación eléctrica a la tarjeta de conexión
35	H	Conexión al microprocesador

Realizaciones de la invención

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

De acuerdo con lo que puede apreciarse en las figuras 1 y 2, en esta primera realización el dispositivo comprende una carcasa 1 provista de un portón 10 de acceso al interior de la carcasa 1. Cuando está cerrado, el portón 10 queda enfrentado a una primera unidad generadora 2 de energía térmica, de manera que entre el portón 10 y la primera unidad generadora 2 queda definido un espacio 11 en el que se aloja la unidad receptora extraíble 3. En la parte frontal lateral también está dispuesto un sensor 18 que detecta si el portón 10 está abierto o cerrado.

La entrada de fluido 3a de la unidad receptora 3 comprende un primer conector hueco 12a acoplable a una línea (no mostrada en las figuras) por la que entra el fluido fisiológico, mientras que la salida de fluido 3b de la unidad receptora 3 comprende un segundo conector hueco 12b acoplable a una línea de salida (no mostrada en las figuras) del fluido hacia el paciente. Lo conectores 12a,12b sobresalen de la superficie de la unidad receptora 3d opuesta a su primera superficie mayor 3e.

El portón 10 incluye un primer orificio pasante 13a para el primer conector 12a y un segundo orificio pasante 13b para el segundo conector 12b. Los orificios pasantes 13a,13b se extienden lateralmente hacia el borde libre del portón 10 formando sendos entrantes. La finalidad de estos entrantes es la de dejar un espacio para las líneas de entrada y salida cuando éstas están conectadas a los respectivos conectores 12a,12b. De esta forma, la unidad receptora 3 puede acoplarse en el espacio 11 con las líneas ya conectadas y el portón 10 puede cerrarse después.

En la parte frontal superior de la carcasa 1, se encuentra un cuadro de mandos 20 y una pantalla indicadora 21. En el cuadro de mandos se encuentran un interruptor de conexión 22a para el encendido/apagado del dispositivo, un mando 22b para la regulación de la temperatura del fluido fisiológico que se infunde, y un mando 22c para regular el volumen de una alarma acústica de alerta. A su vez, la pantalla indicadora 21 que puede ser por ejemplo un LCD en sí convencional, es susceptible de indicar la temperatura ajustada, el estado de encendido/apagado del dispositivo, y una alarma óptica acoplada a la alarma acústica, que se activa en el caso de un funcionamiento inadecuado del dispositivo. Evidentemente, la pantalla indicadora también puede utilizarse para mostrar otras indicaciones, como por ejemplo, el volumen de la alarma acústica que ha sido ajustado, una indicación correspondiente a la correcta inserción de la unidad receptora, el estado del portón (abierto/cerrado) etc.

ES 2 264 347 B1

En el interior de la carcasa 1 y concretamente detrás de la unidad generadora 2, están dispuestos unos ventiladores 16 destinados a disipar la energía térmica despedida por la unidad generadora 2 en el lado opuesto al que está en contacto con la unidad receptora 3.

- 5 En el interior de la carcasa 1 también se encuentra la unidad de control 4 mediante la que se controlan las diversas funciones del dispositivo. Las conexiones entre la unidad de control y los diversos elementos no se muestran en estas figuras sino en las figuras 3 y 6 a las que se hará referencia más abajo.

- 10 La figura 3 muestra que la unidad generadora 2 de energía térmica comprende dos unidades de células Peltier 5 y una primera placa de contacto 6 de un material termoconductor, como por ejemplo de aluminio, dispuesta en contacto con un primer lado 5b de las unidades de células Peltier 5 las cuales están conectadas a la tarjeta de conexión 4a por la conexión C. En el lado opuesto 5a de las unidades de células Peltier 5 está prevista una placa disipadora 15 provista en su parte posterior de nervios axiales 15a. De esta manera, las unidades de células Peltier 5 están dispuestas a modo de "sandwich" entre la placa de contacto 6 y la placa disipadora 15.

- 15 En la parte superior frontal de la placa de contacto 6 está previsto un sensor de presencia 23 que detecta cuando la unidad receptora 3 está acoplada en el dispositivo con su primera superficie mayor 3e adosada a la superficie de la placa de contacto 6. El sensor 23 está conectado a la tarjeta 4a por la conexión E.

- 20 Asimismo, la placa de contacto 6 cuenta en su parte superior con un sensor de temperatura 17 que detecta la temperatura real de la placa de contacto 6, y que está conectado a la tarjeta 4a por la conexión A.

- 25 En la parte inferior de la placa de contacto 6, está previsto un sensor de temperatura de seguridad 19 que cuenta con un microinterruptor que, cuando la temperatura de la placa de contacto 6 supera una temperatura máxima (o mínima) predeterminada, automáticamente desconecta la alimentación eléctrica de las unidades de células Peltier 5, para lo cual el sensor 19 está conectado a la tarjeta 4a por la conexión D.

- 30 La tarjeta comprende además sendas conexiones B, C para los dos ventiladores 16, una conexión F para la pantalla indicadora y al cuadro de mandos, una conexión G a la fuente de alimentación eléctrica, y una conexión H para la conexión con un microprocesador 4b en el que están programadas las funciones del dispositivo.

- 35 Las figuras 4 y 5 muestran que la unidad receptora comprende un cuerpo plano 3d en cuyo interior está previsto un canal interior 3c en forma de serpentín por el que el fluido fisiológico fluye desde la entrada 3a hacia la salida 3b de fluido. La forma en serpentín del canal 3c permite un intercambio muy eficiente entre el material termoconductor del cuerpo receptor 3.

- 40 En figura 6 puede apreciarse esquemáticamente la conexión de varios de los elementos del dispositivo a la unidad de control 4. Así, en la realización mostrada en la figura 6, la unidad de control 4 recibe corriente eléctrica de la red eléctrica a través de un filtro de red 24 al que están conectados dos fuentes de alimentación 25, 26 que transforman la corriente eléctrica de la red de 100 o 240V en una corriente de trabajo continua de 12V. La unidad de control 4 alimenta la corriente eléctrica de trabajo a las unidades de células Peltier 5, a los ventiladores 16, al sensor de presencia 23, y a la pantalla indicadora 21. A su vez, la unidad de control 4 está conectada al sensor de temperatura de seguridad 19, al sensor de temperatura 17, al sensor del portón 17 y al conjunto de mandos 22 es decir, al interruptor de conexión 22a, al mando para la regulación de la temperatura 22b y al mando de volumen que pueden apreciarse en el cuadro de mandos 20 ilustrado en la figura 1.

- 45 En la realización mostrada en las figuras 1 a 6, el dispositivo puede funcionar en un modo de calentamiento y en un modo de refrigeración del fluido fisiológico. Después de encenderse el dispositivo accionando el interruptor 22a, para el funcionamiento en el modo de calentamiento, primero se ajusta con el mando de temperatura 22b en el cuadro de mandos 20, la temperatura deseada a la que debe calentarse el fluido. Cuando el sensor de presencia 23 y el sensor del portón 18 han detectado respectivamente que la unidad receptora 3 está presente y el portón 10 está 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 células Peltier 5 con una polaridad tal que sus primeros lados 5b operen como lados calientes y sus segundos lados 5a como lados fríos, de manera que los lados calientes 5b comienzan a calentar la placa de contacto 6 y, con ello, el fluido fisiológico que se encuentra en la unidad receptora 3. Asimismo, la unidad de control 4 suministra corriente eléctrica a los ventiladores 16 a fin de que la acción de los ventiladores 16 extraiga el aire frío generado en los lados fríos 5a de las unidades de células Peltier 5 y transmitido por dichas unidades 5 a la placa disipadora 15.

- 60 Cuando el sensor de temperatura 17 ha detectado que la placa de contacto 6 ha alcanzado su temperatura de trabajo, la unidad de control 4 emite una señal a la pantalla indicadora a fin de que señale que el dispositivo está listo para comenzar la infusión del fluido fisiológico a la temperatura preestablecida. Cuando el fluido fisiológico fluye a través del paso 3c de la unidad receptora 3, el sensor de temperatura 17 detecta las variaciones de la temperatura en la placa de contacto 6 y transmite las señales correspondientes a la unidad de control 4 que, en función de la desviación de la temperatura que haya sido detectada por el sensor 17 de la temperatura predeterminada, proporciona más o menos energía eléctrica a las unidades de células Peltier 5. De esta forma puede mantenerse estable la temperatura del fluido fisiológico que se infunde la paciente.

En el modo de refrigeración del dispositivo, el funcionamiento de los elementos más arriba descritos es análogo al que realizan en su modo de calentamiento. En este caso, la señal de temperatura recibida del sensor de temperatura 17 en la unidad de control 4, hace que ésta suministre corriente eléctrica con una polaridad tal que transmite corriente eléctrica a las unidades de células Peltier 5, con una polaridad tal que sus primeros lados 5b operen como lados fríos y sus segundos lados 5a como lados calientes, de manera que los lados fríos 5b refrigeran la placa de contacto 6 y, con ello, el fluido fisiológico que se encuentra en la unidad receptora 3.

El microprocesador 4b de la unidad de control 4 también puede estar programado de tal forma que, en dependencia de la magnitud de cada desviación producida, mediante el control de la polaridad de la corriente eléctrica suministrada a las unidades de células Peltier 5, haga que los primeros lados 5b operen como lados fríos o calientes según sea necesario aumentar o reducir la temperatura real, pudiéndose conseguir así una muy rápida corrección de las desviaciones de temperatura real de la temperatura nominal predeterminada.

Por otra parte, cuando el sensor de temperatura de seguridad 19 detecta una desviación excesiva de la temperatura real con respecto a la temperatura nominal, el interruptor de seguridad desconecta automáticamente la alimentación eléctrica a las unidades de células Peltier 5, y la unidad de control 4 emite una señal que activa la alarma visual y/o la alarma acústica (no mostradas en las figuras) del dispositivo.

Las figuras 7 a 13 muestran otras realizaciones del dispositivo de la presente invención que tienen en común que, además de una primera unidad generadora 2 de energía térmica, también comprenden una segunda unidad generadora 7 de energía térmica. Estas unidades generadoras están dispuestas de tal forma que forman entre sí un compartimento 14 al que se inserta la unidad receptora 3 de energía térmica a modo de cartucho, por una abertura de acceso 14a en el frontal de la carcasa 1. En estas realizaciones, la segunda unidad generadora 7 de energía térmica comprende dos segundas unidades de células Peltier 8, una segunda placa de contacto 9 también de un material termoconductor como por ejemplo de aluminio y dispuesta en contacto con un primer lado 8b de las unidades de células Peltier 8, y una segunda placa disipadora 15c dispuesta en el segundo lado 8a de las segundas unidades de células Peltier 8. Detrás de la segunda placa disipadora 15c también están dispuestos dos ventiladores 16 destinados a extraer la energía térmica despedida por dichas placas 15c.

A su vez, la unidad receptora 3 comprende una segunda superficie mayor 3f de un material termoconductor, opuesta a la primera superficie mayor 3e, y está dispuesta de forma extraíble en contacto con la primera y con la segunda placa de contacto 6,9. En la realización mostrada en las figuras 7 a 13, los conectores 12a, 12b para la entrada y la salida de fluido de la unidad receptora 3 están dispuestos en un mismo lateral de la unidad receptora 3, de tal forma que, cuando la unidad receptora 3 está insertada en el compartimento 1, estos conectores 12a, 12b son accesibles desde la abertura de acceso 14a.

La segunda unidad generadora 7 comprende un segundo sensor de temperatura 17a dispuesto en la segunda placa de contacto 9 que, en adición al primer sensor de temperatura 17 mide la temperatura de dicha segunda placa de contacto 9. La unidad de control 4 también controla la segunda unidad generadora 7, de forma análoga a como controla a la primera unidad generadora 2, y de forma coordinada con el control de la primera unidad generadora 2.

Análogamente al caso de la primera unidad generadora 2, la segunda unidad generadora 7 de energía térmica puede estar diseñada para operar sólo en modo de calentamiento, sólo en modo de refrigeración, o en ambos modos de funcionamiento, para lo cual el microprocesador 4b de la unidad de control 4 debe programarse para que la corriente eléctrica suministrada a las segundas unidades de células Peltier 8 tenga la polaridad necesaria para el modo de funcionamiento correspondiente. De esta forma, cuando la segunda unidad generadora 7 opera como unidad calentadora, el primer lado 8b de las segundas unidades de células Peltier 8 que están en contacto con la segunda placa de contacto 9, es el lado caliente de las unidades de células Peltier 8, mientras que cuando la segunda unidad generadora 8 opera en modo de refrigeración, el primer lado 8b de las segundas unidades de células Peltier 8 que está en contacto con la segunda placa de contacto 9, es el lado frío de las unidades de células Peltier 8. En estas realizaciones, puede preverse que la segunda unidad generadora 7 opere siempre en el mismo modo de calentamiento o refrigeración que la primera unidad generadora, o que la segunda unidad generadora 7 opere en un modo opuesto al de la primera unidad generadora 2, en cuyo caso las dos unidades 2,7 no funcionan a la vez sino que una de las mismas produce el calentamiento y se apaga cuando la temperatura real medida por los sensores de temperatura 17, 17a supera la temperatura predeterminada, mientras que la otra produce el enfriamiento y se apaga cuando la temperatura real medida por los sensores de temperatura 17, 17a queda por debajo de la temperatura predeterminada.

Con respecto a las realizaciones del dispositivo con dos unidades generadoras 2,7 de energía térmica mostradas en las figuras 7 a 13, puede observarse que las figuras 8 y 9 muestran una realización en la que la configuración de dichas unidades 2,7 es básicamente análoga a la de la primera unidad generadora 2 mostrada en las figuras 2 y 3. Sin embargo, las unidades generadoras mostradas en las figuras 11 a 13 presentan una configuración distinta en cuanto a las placas de contacto 6, 9 y en cuanto a las unidades disipadoras 15 que presentan nervios transversales 15b en vez de axiales.

Así, puede observarse que las placas de contacto 6,9 presentan respectivas extensiones 6a,9a de sección curvoconvexa de las superficies opuestas a las superficies que contactan la unidad receptora 3. Cada una de las superficies emergentes de estas extensiones 6a,9a tiene las mismas dimensiones que cada una de las superficies de las unidades de células Peltier 5,8 con la que contacta. La sección curvoconvexa de las extensiones 6a,9a permite distribuir más uni-

ES 2 264 347 B1

formemente la energía térmica despedida por los primeros lados de las unidades de células Peltier 5,8 en el interior de las placas de contacto 6,9, evitándose así la formación de “focos” de energía térmica en las superficies que contactan con la unidad receptora 3.

- 5 En el dispositivo de la presente invención, las unidades de células Peltier 5,8 pueden ser en sí convencionales. Así, para la generación de energía térmica para calentar y/o refrigerar fluidos fisiológicos a temperaturas entre 35°C y 40°C pueden emplearse células Peltier de 12V y 3,50 A con una capacidad de generar temperaturas entre 5°C y 80°C. Operando a media capacidad, dos de tales unidades de células Peltier son suficientes para transmitir energía térmica suficiente para mantener dichas temperaturas del fluido fisiológico a través de placas de contacto 2,7 de aluminio con
10 un grosor entre 10 y 20 mm, una profundidad de 70 a 120 mm y un ancho de 180 a 250 mm.

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo para regular la temperatura de un fluido fisiológico con

una carcasa (1),

una primera unidad generadora (2) de energía térmica,

una unidad receptora (3) de energía térmica por cuyo interior fluye el fluido por un paso (5c) desde una entrada de fluido (3a) hacia una salida de fluido (3b), y que comprende un cuerpo plano (3d) con al menos una primera superficie mayor (3e) de un material termoconductor,

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

caracterizado porque

la primera unidad generadora (2) de energía térmica comprende una pluralidad de primeras unidades de células Peltier (5) y al menos una primera placa de contacto (6) de un material termoconductor dispuesta en contacto con un primer lado (5b,8b) de las unidades de células Peltier (5),

la unidad receptora (3) está dispuesta de forma extraíble en la primera unidad generadora (2) de energía térmica, en contacto con la primera placa de contacto (6).

2. Un dispositivo según la reivindicación 1, **caracterizado** porque

comprende además una segunda unidad generadora (7) de energía térmica con una pluralidad de segundas unidades de células Peltier (8) y con al menos una segunda placa de contacto (9) de un material termoconductor dispuesta en contacto con un primer lado (8b) de las unidades de células Peltier (8),

controlando dicha unidad de control (4) también dicha segunda unidad generadora (7),

la unidad receptora (3) comprendiendo una segunda superficie mayor (3f) de un material termoconductor, opuesta a la primera superficie mayor (3e), y estando dispuesta en contacto con la primera y con segunda placa de contacto (6,9),

estando la unidad receptora (3) dispuesta de forma extraíble entre dicha primera (2) y dicha segunda unidad (7) generadora de energía térmica.

3. Un dispositivo según la reivindicación 1 o 2, **caracterizado** porque comprende al menos un primer sensor de temperatura (17) que detecta la temperatura en dicha primera placa de contacto (6) y que está conectado a la unidad de control (4), y porque el microprocesador (4b) está programado para suministrar energía eléctrica a dichas primeras unidades de células Peltier (5) en función de la diferencia entre una temperatura nominal preestablecida y la temperatura detectada por el sensor de temperatura (17).

4. Un dispositivo según la reivindicación 2, **caracterizado** porque comprende al menos un segundo sensor de temperatura (17) que detecta la temperatura en dicha segunda placa de contacto (9) y que está conectado a la unidad de control (4), y porque el microprocesador (4b) está programado para suministrar corriente eléctrica a dichas segundas unidades de células Peltier (8) en función de la diferencia entre una temperatura nominal preestablecida y la temperatura detectada por el sensor de temperatura (17).

5. Un 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 células Peltier (5,8) para calentar o enfriar el primer lado (5b,8b) de las unidades de células Peltier (5,8).

6. Un dispositivo según la reivindicación 1, 2 o 3, **caracterizado** porque

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

el primer lado (5b) de la primera pluralidad de unidades de células Peltier (5) que está en contacto con la primera placa de contacto (6) es el lado caliente de la primera pluralidad de unidades de células Peltier (5).

7. Un dispositivo según la reivindicación 1, 2 o 4, **caracterizado** porque

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

el primer lado (5b) de la primera pluralidad de unidades de células Peltier (5) que está en contacto con la primera placa de contacto (6) es el lado frío de la primera pluralidad de unidades de células Peltier (5).

ES 2 264 347 B1

8. Un dispositivo según la reivindicación 2, **caracterizado** porque

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

5 el primer lado (8b) de la segunda pluralidad de unidades de células Peltier (8) que está en contacto con la segunda placa de contacto (9) es el lado caliente de la segunda pluralidad de unidades de células Peltier (8).

9. Un dispositivo según la reivindicación 1 o 2, **caracterizado** porque

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

el primer lado (8b) de la segunda pluralidad de unidades de células Peltier (8) que está en contacto con la segunda placa de contacto (9) es el lado frío de la segunda pluralidad de unidades de células Peltier (8).

15 10. Un 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. Un dispositivo según la reivindicación 1, **caracterizado** porque

20 la carcasa (1) comprende

un portón de acceso (10) al interior de la carcasa (1), enfrentado a dicha primera unidad generadora (2) de energía térmica,

25 un espacio (11) definido entre dicho portón (10) y dicha primera unidad generadora (2) en el que se aloja la unidad receptora extraíble (3),

y porque

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

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

35 sobresaliendo dicho primer y dicho segundo conector hueco (12a,12b) de la superficie de la unidad receptora (3) opuesta a dicha primera superficie mayor (3e),

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

40 12. Un dispositivo según la reivindicación 1, **caracterizado** porque

la carcasa (1) comprende un compartimento plano (13) para alojar la unidad receptora (3), comprendiendo dicho compartimento (13) una abertura de acceso (13a) para la inserción de la unidad de receptora (3) y estando al menos una pared de dicho compartimento (3) comprendida por dicha primera placa de contacto (6); y

45 la entrada y la salida de fluido (3a,3b) de la unidad receptora (3) están dispuestas en un mismo lateral de la unidad receptora (3), de tal forma que, cuando la unidad receptora (3) está insertada en el compartimento (13), la entrada y la salida de fluido (3a,3b) son accesibles por dicha boca de acceso (13a).

50 13. Un dispositivo según la reivindicación 2, **caracterizado** porque

la carcasa (1) comprende un compartimento plano (13) delimitado entre dicha primera (6) y dicha segunda placa de contacto (9) para alojar la unidad receptora (3), comprendiendo dicho compartimento (13) una abertura de acceso (13a) para la inserción de la unidad de receptora (3); y

55 la entrada y la salida de fluido (3a,3b) de la unidad receptora (3) están dispuestas en un mismo lateral de la unidad receptora (3), de tal forma que, cuando la unidad receptora (3) está insertada en dicho compartimento (13), la entrada y la salida de fluido (3a,3b) son accesibles por dicha abertura de acceso (13a).

60

65

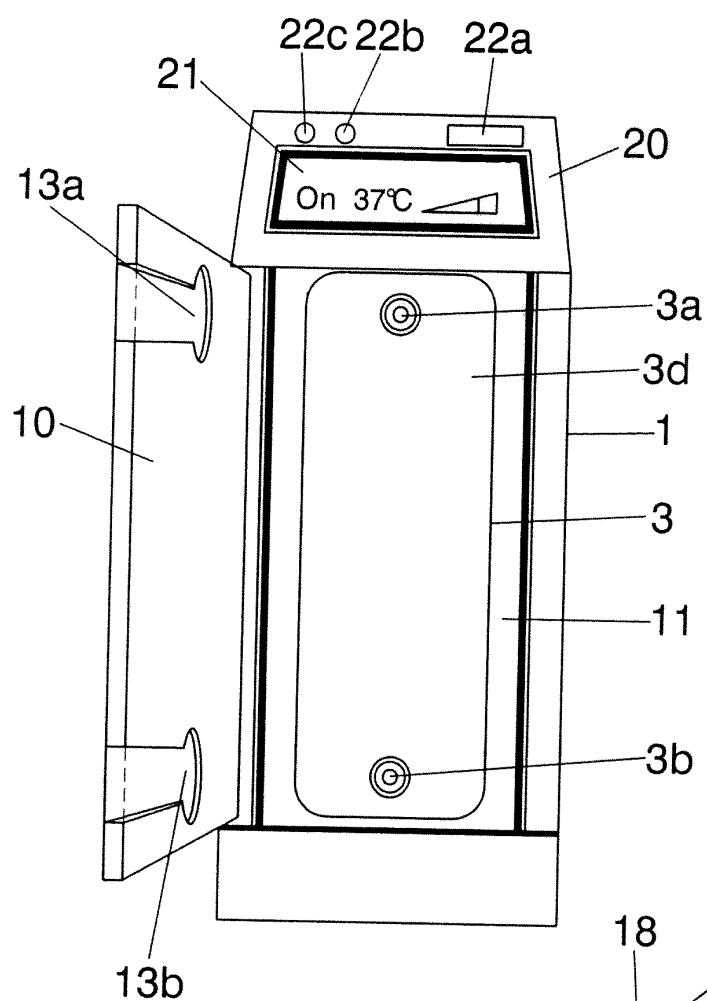
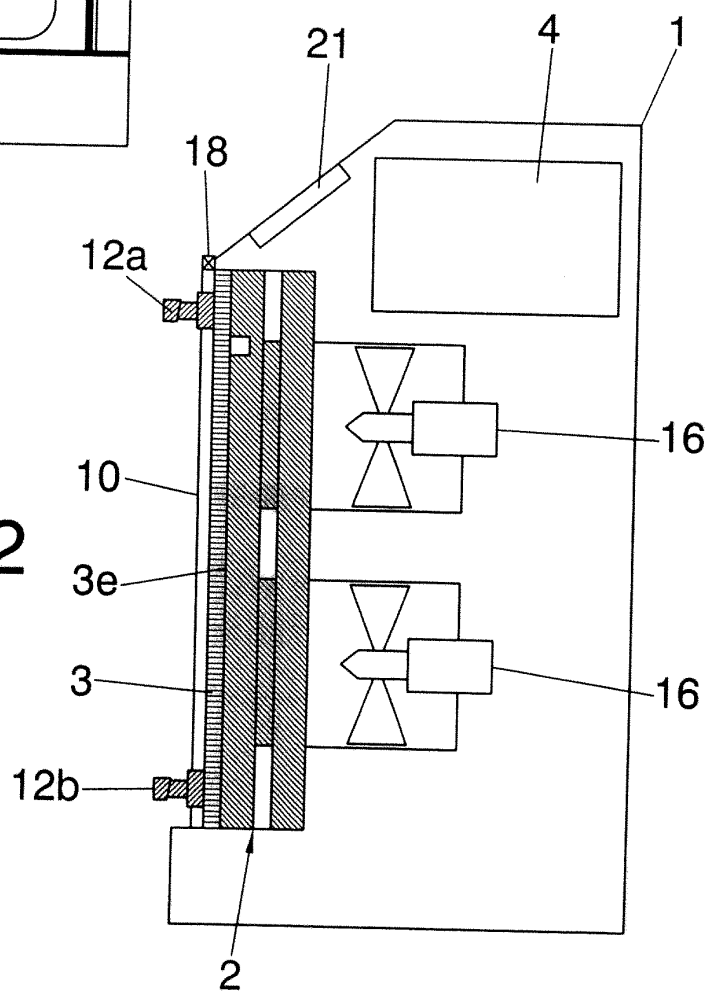


FIG. 1

FIG. 2



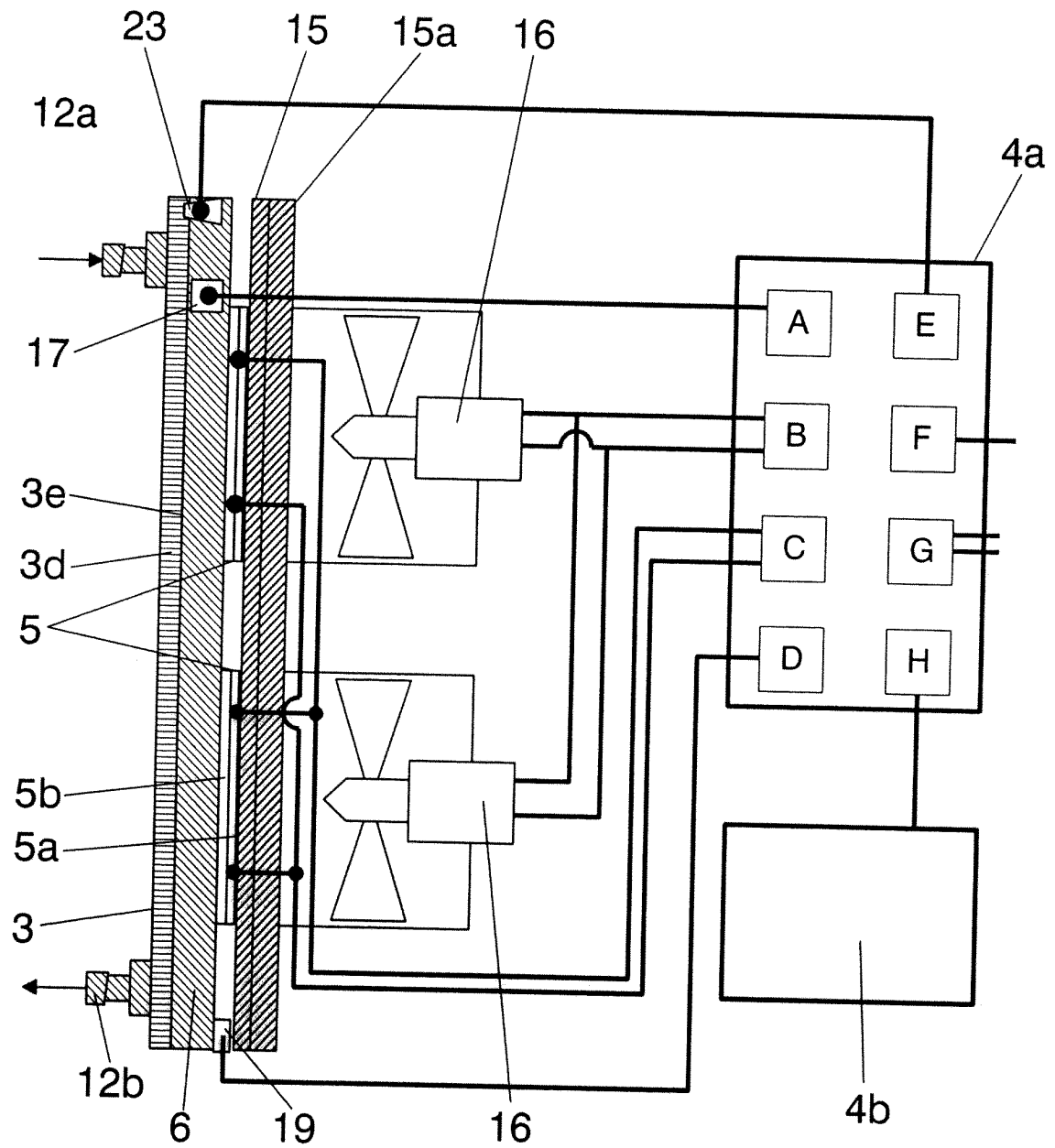


FIG. 3

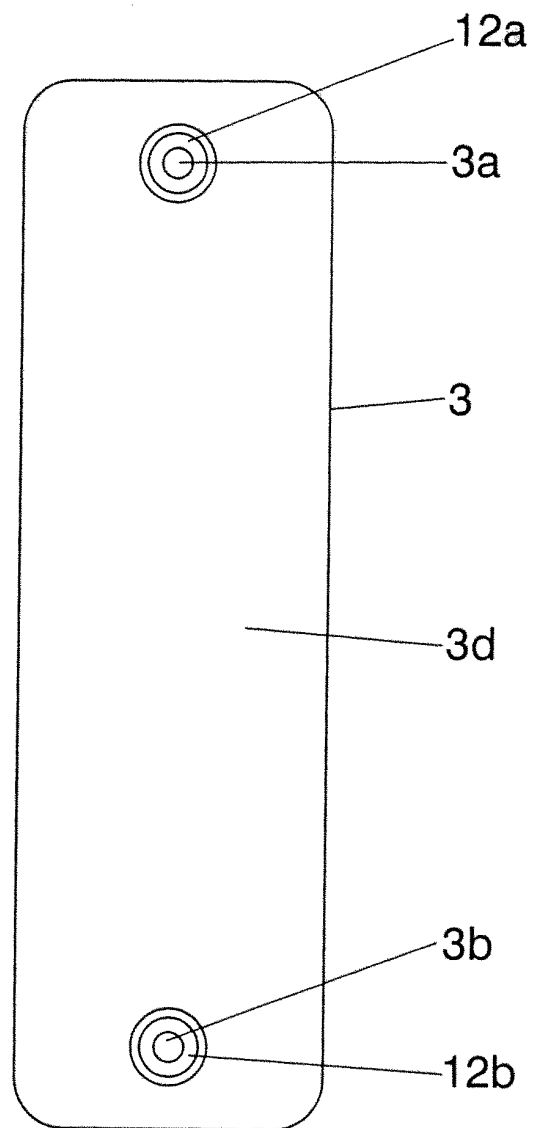


FIG. 4

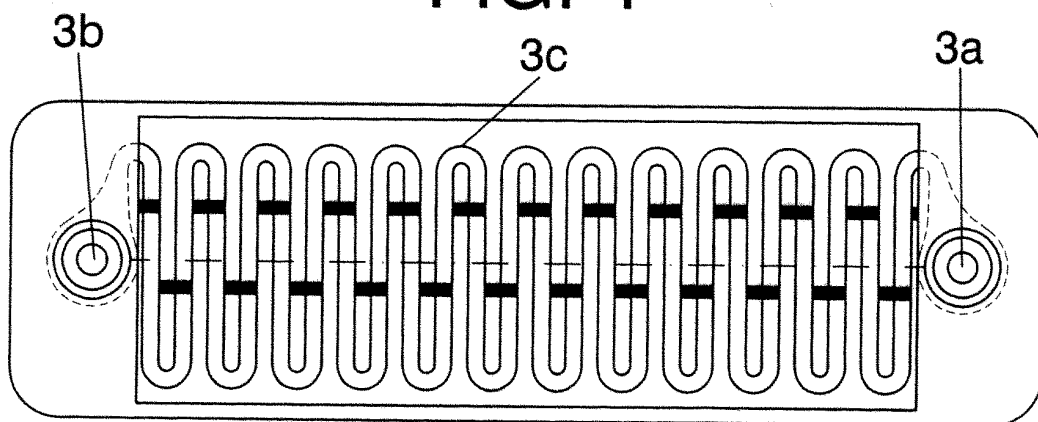


FIG. 5

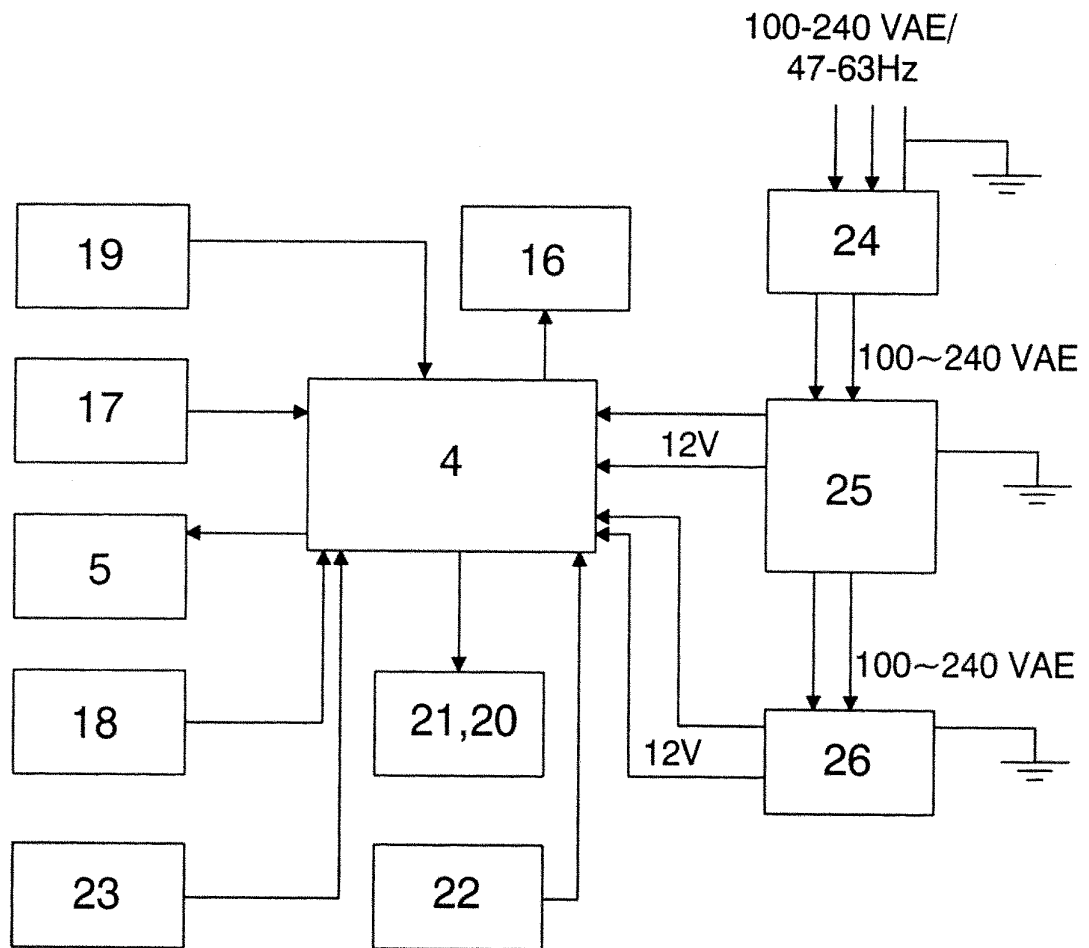


FIG. 6

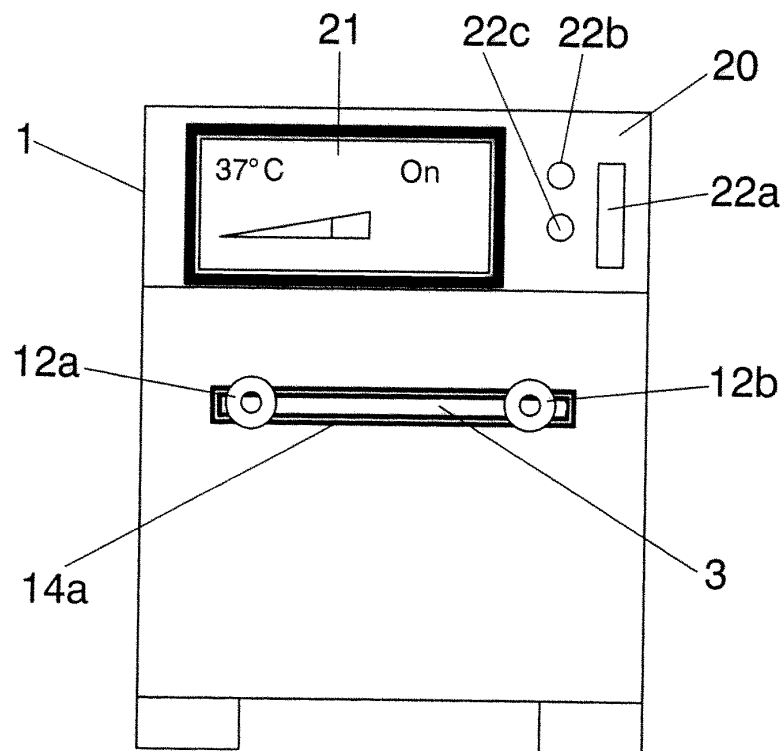


FIG. 7

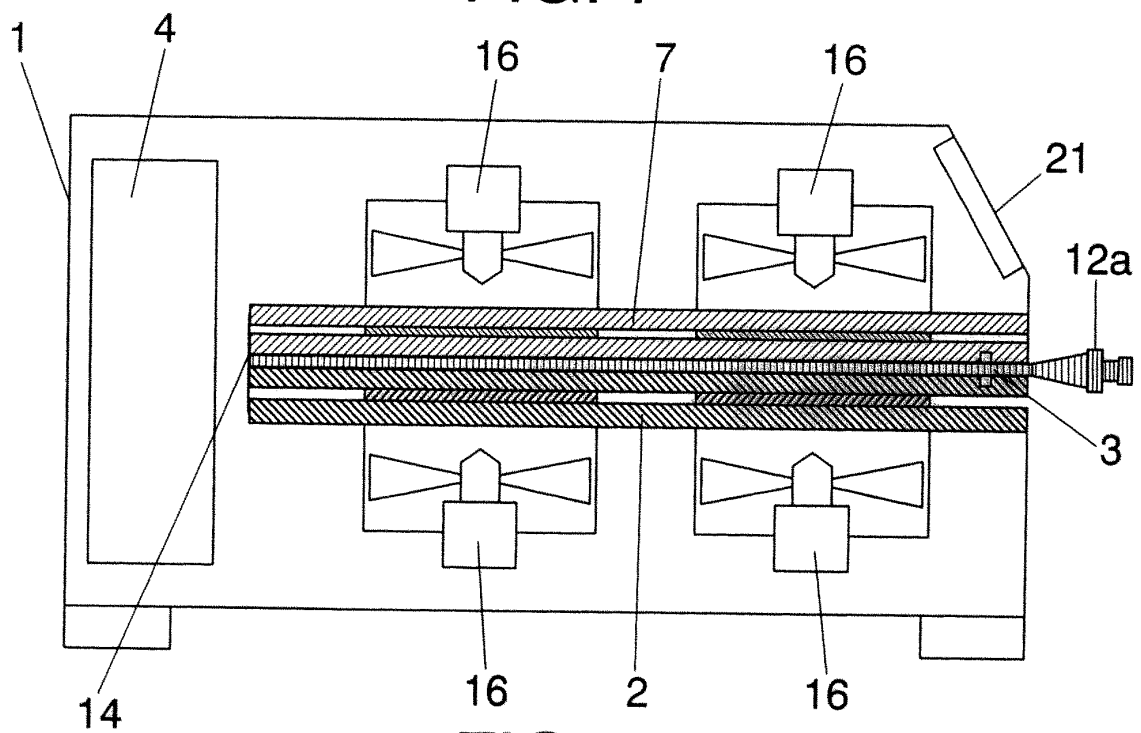


FIG. 8

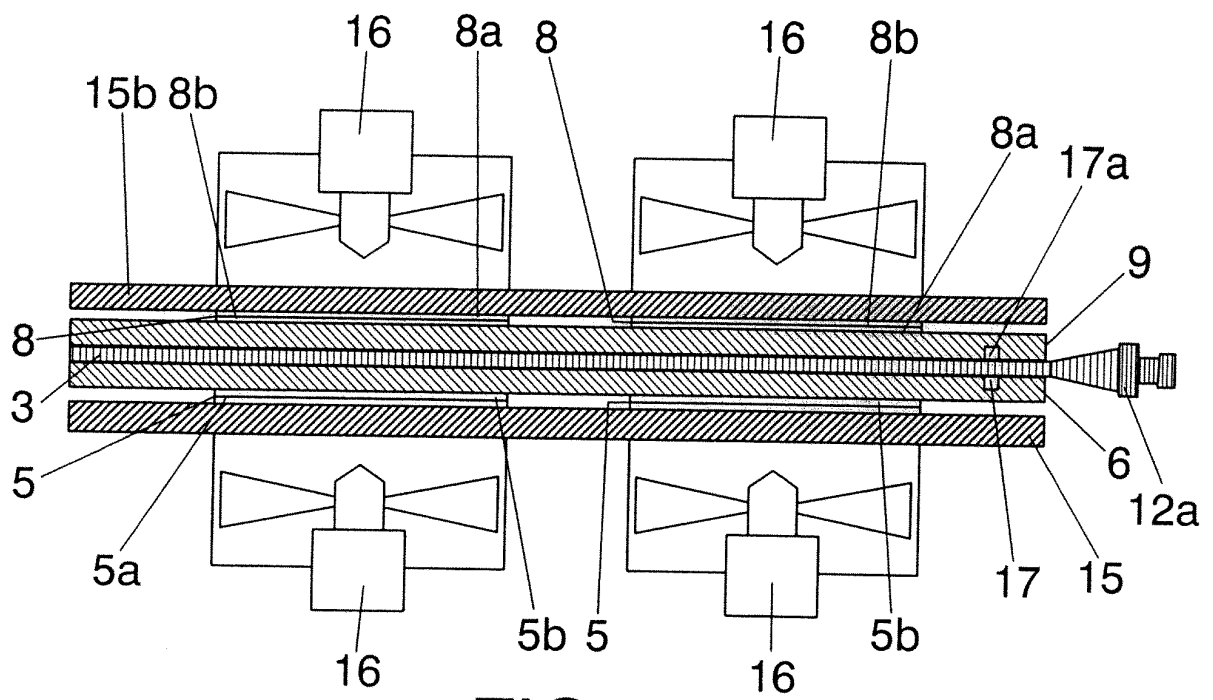


FIG. 9

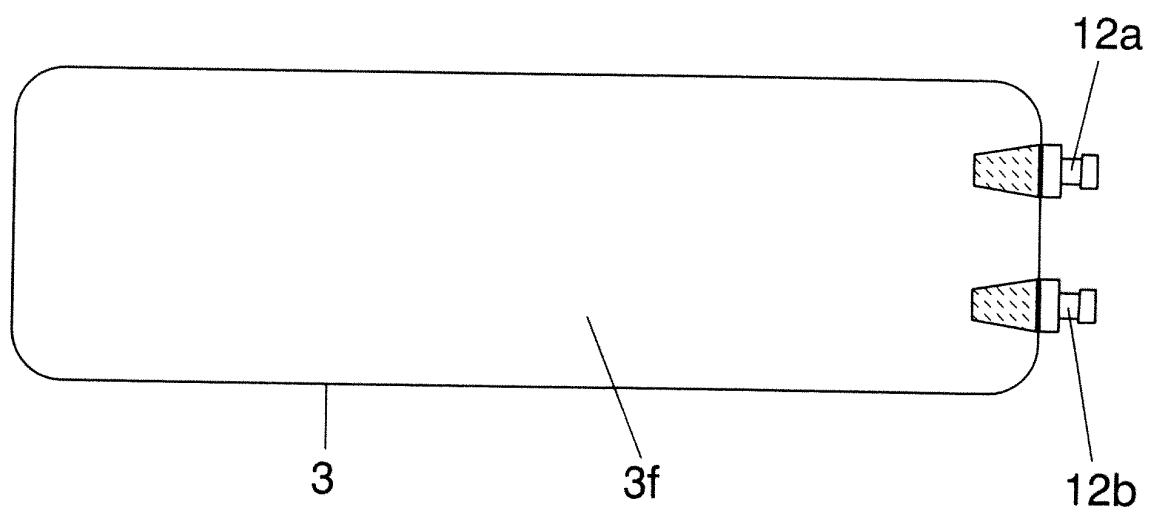
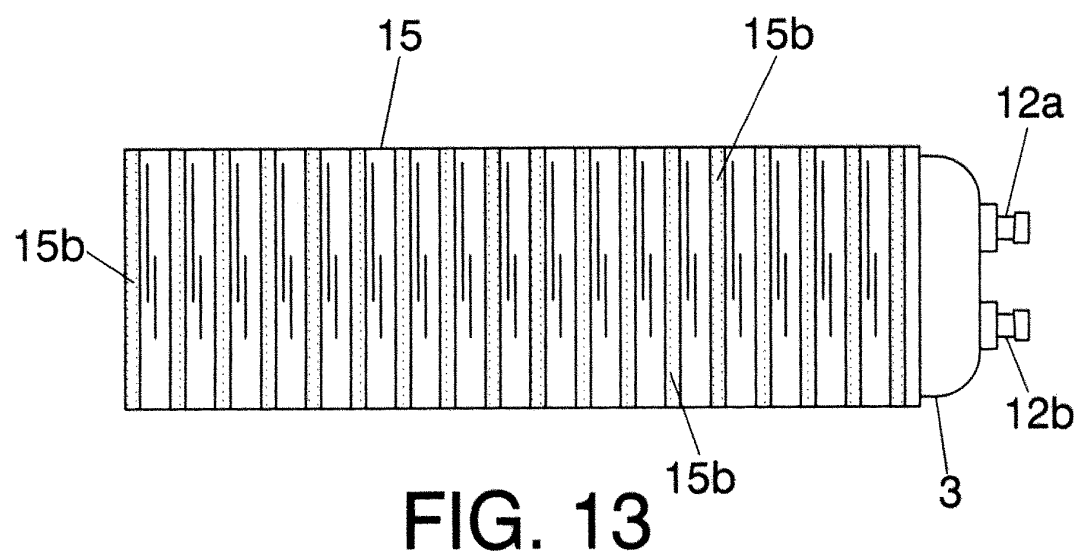
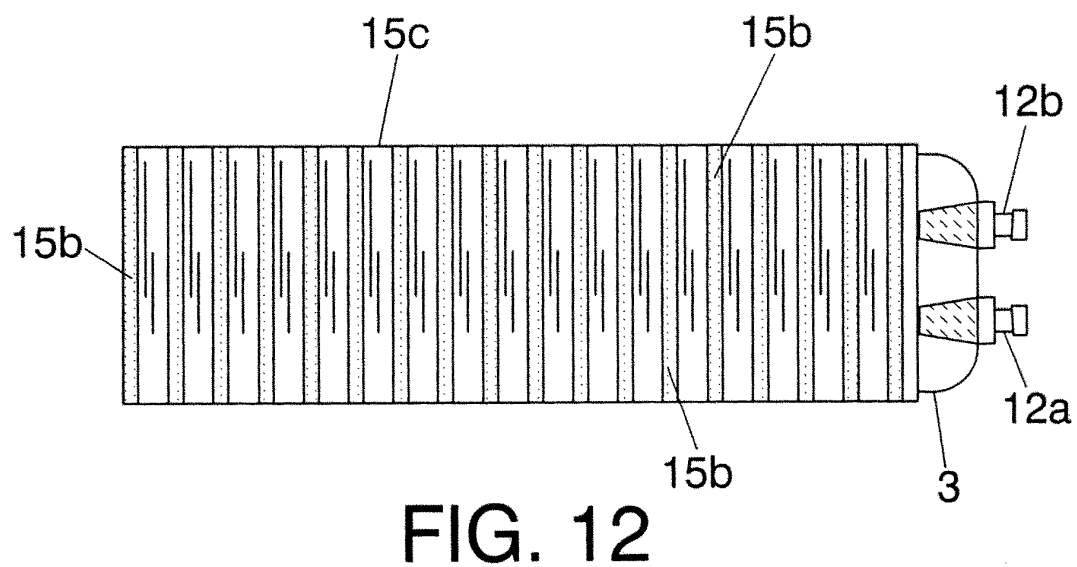
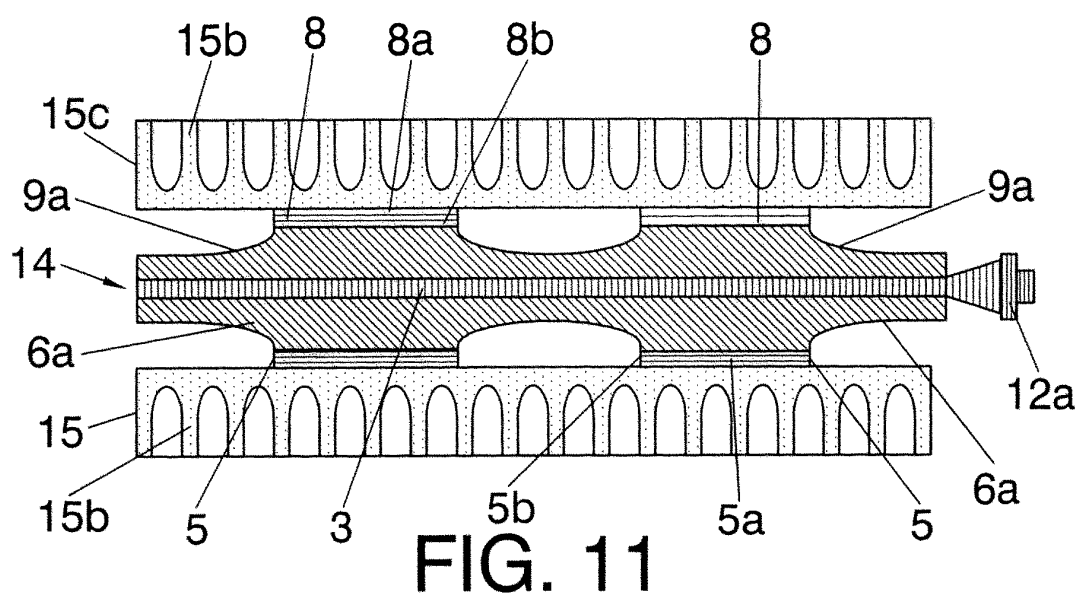


FIG. 10





OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

⑪ ES 2 264 347

⑫ Nº de solicitud: 200402354

⑬ Fecha de presentación de la solicitud: 04.10.2004

⑭ Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TÉCNICA

⑮ Int. Cl.: Ver hoja adicional

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
X	US 2004079089 A1 (WALLACH) 29.04.2004, párrafos [0041-0071]; figuras 1-7.	1,3,6,7
A		2,4,5,9
A	US 3399536 A1 (HEINZ WALZ) 03.09.1968, todo el documento.	1-4,7,9-13
A	US 4844074 A (KURUCZ) 04.07.1989, columna 4, línea 56 - columna 13, línea 64; figuras 1-11.	1-13
A	JP 2000093449 A (NIKISO CO LTD) 04.04.2004, resumen; figuras. Extraída de la base de datos PAJ en EPODOC.	1,5-11

Categoría de los documentos citados

X: de particular relevancia

Y: de particular relevancia combinado con otro/s de la
misma categoría

A: refleja el estado de la técnica

O: referido a divulgación no escrita

P: publicado entre la fecha de prioridad y la de presentación
de la solicitud

E: documento anterior, pero publicado después de la fecha
de presentación de la solicitud

El presente informe ha sido realizado

☒ para todas las reivindicaciones

☐ para las reivindicaciones nº:

Fecha de realización del informe

24.11.2006

Examinador

P. Pérez Fernández

Página

1/2

CLASIFICACIÓN DEL OBJETO DE LA SOLICITUD

A61M 1/36 (2006.01)

A61M 5/44 (2006.01)

F25B 21/02 (2006.01)

G05D 23/24 (2006.01)