(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 309 068**

(51) Int. Cl.:
A61F 7/00 (2006.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(96) Número de solicitud europea: **01934558 .6**
(96) Fecha de presentación : **07.04.2001**
(97) Número de publicación de la solicitud: **1272135**
(97) Fecha de publicación de la solicitud: **08.01.2003**

(54) Título: **Dispositivo de calentamiento para tratamiento médico.**

(30) Prioridad: **14.04.2000 KR 10-2000-0019737**

(45) Fecha de publicación de la mención BOPI:
16.12.2008

(45) Fecha de la publicación del folleto de la patente:
16.12.2008

(73) Titular/es: **Jae Sang Park**
No. 107-2009 Hyundae Apt.
1344 Bangae dong, Seocho-gu
Seoul 137-937, KR

(72) Inventor/es: **Park, Jae Sang**

(74) Agente: **Carpintero López, Mario**

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).

Venta de fascículos: Oficina Española de Patentes y Marcas. Pº de la Castellana, 75 – 28071 Madrid

DESCRIPCIÓN

Dispositivo de calentamiento para tratamiento médico.

Campo de la técnica

La presente invención se refiere a un dispositivo de calentamiento para un tratamiento médico; y más particularmente, a un dispositivo de calentamiento para un tratamiento médico, que es capaz de evitar un peligro de disminución del calor del cuerpo y aliviando el dolor del paciente, haciendo la temperatura de la sangre similar a la temperatura del cuerpo en el caso de una transfusión de fluido de solución de Ringer o de sangre, que es más ligera, barata y simple de manipulación que un dispositivo de calentamiento de fluido de solución de Ringer convencional.

Técnica anterior

De una manera convencional, hay un procedimiento de dosificación de medicinas y un procedimiento de inyección en la introducción de material químico útil para un paciente en el cuerpo humano. En el procedimiento de su inyección en el cuerpo de un paciente, hay una inyección hipodérmica, una inyección intramuscular, una inyección intravenosa, etc. Entre las mismas, la inyección intravenosa se utiliza en un caso de que se inyecte fluido de inyección en un vaso sanguíneo durante un largo período de tiempo. Por ejemplo, en el caso de suministro de sangre en una operación o la introducción de fluido de solución de Ringer, se utiliza la inyección intravenosa y esta inyección intravenosa usualmente utiliza un equipo de inyección de instilación.

El fluido de solución de Ringer se mantiene usualmente a una temperatura inferior para evitar su descomposición o una generación de una sustancia aliena, y la sangre, etc., se mantiene generalmente bajo un estado de refrigeración para evitar una descomposición de un organismo peligroso antes de la transfusión de sangre, así, la temperatura del fluido de solución de Ringer o de la sangre, etc., usualmente está en un estado por debajo de 20ºC cuando el fluido de solución de Ringer o la sangre, etc., entra en el cuerpo humano. Por lo tanto, en el caso de que el fluido de solución de Ringer con la sangre, etc., entre en el cuerpo humano, la temperatura del fluido de solución de Ringer o la sangre de la transfusión aumenta a la temperatura del cuerpo humano, ya que la temperatura del cuerpo usualmente es de 37ºC. En este caso, la energía necesaria para que la temperatura del fluido de solución de Ringer o la sangre aumente a la temperatura del cuerpo humano se suministra mediante el metabolismo aumentado del paciente. Como esta carga térmica nunca se debilita comparada con sus un metabolismo usual, provoca que la temperatura del cuerpo caiga y se estimula un punto de sensación de enfriamiento de la piel. Es decir, una transfusión del fluido de solución de Ringer o la transfusión sanguínea pueden provocar una sensación de dolor frío para el paciente o puede ser un soplo mortal en vida.

Para afrontar este problema, en la patente número 130926 de R.O.K., se describió un calentador para un tratamiento médico y un procedimiento para el mismo, en el cual el fluido de solución de Ringer o la sangre, etc., se hacía coincidir con la temperatura del cuerpo humano antes de una transfusión al cuerpo.

En la patente número 130926 de R.O.K., para controlar la temperatura del fluido de solución de Ringer, se fija un tubo sobre una parte superior de un panel, y sobre la parte superior del panel, se coloca una primera cubierta, y la primera cubierta se fija a un elemento vertical a través del uso de una articulación. Además, un dispositivo de bloqueo se coloca en un elemento vertical confrontado con el elemento vertical que tiene una unión de la articulación, y la primera cubierta tiene una unión de una segunda cubierta que contiene material de protección térmica en el interior de una parte superior de la misma. En el interior del contenedor de forma general cuadrada, el tubo está instalado en su interior, y el tubo previsto en el interior del contenedor cuadrado se calienta mediante una unidad de calentamiento en el interior del contenedor cuadrado.

Es realmente difícil ajusta la temperatura del corto tubo a la temperatura deseada y controlar la temperatura deseada mediante la unidad de calentamiento del interior del contenedor cuadrado, solamente con que el calentador para el tratamiento médico se ha de calentar a una temperatura inferior por debajo de 41,5ºC, ya que la longitud del tubo en el interior del contenedor cuadrado es corta. Aunque se utiliza el dispositivo de calentamiento de alta temperatura que puede provocar efectos adversos, el dispositivo es complicado y caro en su precio debido al uso de un sistema de control electrónico más preciso.

Además, en un calentador que utiliza un elemento de calentamiento convencional de Ni-Cr, un tubo del fluido de solución de Ringer, etc., se enrolla sobre la superficie del elemento de calentamiento, y por encima del mismo, se cierran se bloquea una cubierta mediante un dispositivo de bloqueo. Así, siempre que se use, hay una estructura poco práctica y complicada porque el tubo se ha de enrollar sobre la superficie del elemento de calentamiento, y el volumen del calentador ha de ser grande, ya que se utiliza el elemento de calentamiento de Ni-Cr. Además, su peso es superior a 2 kg, muy pesado, y su precio es alto.

Un dispositivo de calentamiento según el preámbulo de la reivindicación 1 se conoce a partir del documento US-A- 4 314 143.

Descripción de la invención

En consecuencia, la presente invención está dirigida a un dispositivo de calentamiento para un tratamiento médico que elude una o más de las limitaciones e inconvenientes de la técnica relacionada.

Un objeto principal de la presente invención es proporcionar un dispositivo de calentamiento para un tratamiento médico, que sea capaz de evitar un peligro de bajada del calor del cuerpo haciendo la temperatura de la sangre similar a la temperatura del cuerpo en el caso de una transfusión de un fluido de solución de Ringer o de sangre, y también aliviando el dolor de un paciente, en el aparato de inyección de un fluido de solución de Ringer compuesto de fluido de solución de Ringer, una cámara de instilación, un tubo y una aguja de inyección, o en un aparato de transfusión sanguínea compuestos de sangre, un tubo de filtrado de sangre, un tubo y una aguja de inyección.

La invención es tal como se define en la reivindicación 1.

Otro objeto de la presente invención es proporcionar un dispositivo de calentamiento para un tratamiento médico construido tal como el anterior, que es capaz de permitir que la sangre o fluidos en solución fluyan de una manera más efectiva, permitiendo un tiempo suficiente para la transferencia térmica como un tipo empaquetado, y asegurando que la temperatura de un elemento de calentamiento y de un elemento que se calienta es igual mediante la maximización de un área de contacto, y haciendo la operación conveniente y sanitaria en la que solamente se permite un único uso.

Breve descripción de los dibujos

Los objetos y características anteriores y otras de la invención se harán evidentes a partir de la siguiente descripción de realizaciones preferidas tomadas en conjunción con los dibujos adjuntos, en los cuales:

la figura 1a indica una vista en perspectiva de un dispositivo de calentamiento para un tratamiento médico según la presente invención;

la figura 1b es una vista en perspectiva prevista cuando se cierra una cubierta mostrada en la figura 1a;

la figura 1c ilustra una vista en sección frontal de B-B' en un dispositivo de calentamiento para un tratamiento médico mostrado en la figura 1b;

la figura 2a representa una vista en perspectiva de una unidad de transferencia de calor mostrada en la figura 1a;

la figura 2b muestra una vista en sección frontal de A-A' para una unidad de transferencia de calor mostrada en la figura 2a;

la figura 3 muestra una vista frontal de un cuerpo 17 que tiene una rosca prevista en un estado tal que una cubierta de una unidad de transferencia de calor mostrada en la figura 2a está abierta;

la figura 4 es un diagrama de flujo que muestra procedimiento de calentamiento de un fluido de solución de Ringer en la presente invención; y

la figura 5 indica un diagrama de flujo de una unidad de control para controlar la temperatura en el interior de una unidad de cubierta.

Mejor modo de realizar la invención

Se hará ahora referencia en detalle a las realizaciones preferidas de la presente invención, cuyos ejemplos se ilustran en los dibujos adjuntos.

La figura 1a es una vista en perspectiva que muestra una estructura general de un dispositivo de calentamiento para un tratamiento médico según la presente invención, y es una vista de un estado en el cual una parte superior de cubierta 21 y una parte inferior de cubierta 22 están abiertas, y una unidad de transferencia de calor 10 está instalada en un espacio interior de cubierta 23 en una parte inferior de la cubierta. Tal como se muestra en la figura 1c, un elemento de calentamiento 63 y un elemento dieléctrico 62 están respectivamente colocados en el interior de la parte superior de cubierta 21 y la parte inferior de cubierta 22, con sus caras superior e inferior en contacto con la unidad de transferencia de calor 10, una forma de una unidad de transferencia de calor está hecha de un material 60 tiene una eficiencia de transferencia de calor prominente, de manera que las partes superior e inferior de cubierta pueden servir para transferir calor a la unidad de transferencia de calor 10, y además, en el interior de la cubierta en un lado que no está en contacto con la unidad de transferencia de calor 10, se introduce un material de protección térmica 64 para evitar una pérdida de calor hacia el exterior.

La figura 1b es una vista en perspectiva prevista cuando se cierra una cubierta de un dispositivo de calentamiento para un tratamiento médico mostrado en la figura 1a.

La figura 1c es una vista en sección frontal de B-B' en el dispositivo de calentamiento para el tratamiento médico mostrado en la figura 1b.

La figura 2a representa una vista en perspectiva de la unidad de transferencia de calor 10 que está construida de manera que el fluido de solución de Ringer puede pasar a través de la misma en el dispositivo de calentamiento para el tratamiento médico mostrado en la figura 1, y la figura 2b muestra una vista en sección frontal de A-A' para la unidad de transferencia de calor 10 mostrada en la figura 2a, y la figura 3 indica una vista frontal de un cuerpo 17 que tiene una rosca prevista en un estado tal que la cubierta de la unidad de transferencia de calor 10 mostrada en la figura 2a está abierta.

La construcción del dispositivo de calentamiento de la invención para el tratamiento médico se describe a continuación, con referencia a las figuras 1a a 3.

En el dispositivo de inyección de fluido de solución de Ringer existente (no mostrado en los dibujos) compuesto de una botella de Ringer, una cámara de instilación, un tubo y una aguja de inyección, el fluido de solución de Ringer pasa a través de un pasaje 12 entre roscas 11, y en el cuerpo 17 que tiene la rosca, en una realización no de acuerdo con la invención, material de transferencia de calor H que tiene un terminal de transferencia de calor 15, o, según la invención, un elemento de calentamiento H que tiene un terminal de electrodo 15, se puede instalar además atravesando el cuerpo 17 que tiene la rosca. Además, en las partes superior e inferior del cuerpo 17 que tienen la rosca, se coloca cada parte de conexión 13, 14 conectada a un tubo, y el cuerpo 17 que tiene la rosca tiene la cubierta y está instalado de manera estable en el espacio interno 23 de la unidad de cubierta tal como se muestra en la figura 1a, bajo un estado tal que la cubierta está cerrada.

El propósito de que la rosca esté contenida en el cuerpo que tiene la rosca es pasar el fluido de solución de Ringer o la sangre a través de un pasaje 12 largo previsto entre las roscas y ampliar un área de contacto con el elemento de calentamiento y prolongar el tiempo de contacto para hacer la temperatura del fluido de solución de Ringer o de la sangre, la temperatura deseada, a través de un calentamiento de baja temperatura. En otras palabras, la invención se puede caracterizar en un aspecto por mejorar los problemas convencionales de que la temperatura se mantiene mediante el rápido calentamiento de un tubo convencional, y esa temperatura determinada y la temperatura objetivo se comparan entre sí y se suministra energía eléctrica mediante la medición de la temperatura del tubo fijo en el espacio interior o la temperatura de salida del tubo como la temperatura objetivo, y así se transfiere calor al fluido de solución de Ringer del interior del tubo. Además, la invención se puede caracterizar en un aspecto por mejorar los problemas convencionales tal como un problema de corrección de inercia térmica y un problema de posición de un sensor de temperatura, concretamente, una dificultad de discriminación y detección del elemento de calentamiento y un elemento que se calienta en el caso de una instalación en el interior del elemento de calentamiento, la dificultad de detectar la temperatura exacta debido a una influencia del ambiente externo, por ejemplo, una influencia de viento y la temperatura ambiental, en el caso de una instalación fuera del elemento de calentamiento, que provoca una dificultad en la instalación del sensor de temperatura. Es decir, la invención tiene características de que el sensor de temperatura detecta y controla directamente la temperatura del elemento de calentamiento haciendo coincidir la temperatura objetivo con la del elemento de calentamiento, para fijar, de esta manera, de manera constante, la temperatura del elemento de calentamiento a la temperatura deseada en comparación con el procedimiento existente prácticamente imposible de fabricar, e igualando la temperatura del elemento de calentamiento con la temperatura objetivo según el fluido de solución de Ringer, etc., que pasa a través de un área perfil y de amplia entre roscas de la unidad de transferencia de calor 10 que se instala de una manera estable en el interior del elemento de calentamiento y a través del pasaje largo 12, y a continuación se introduce en el cuerpo humano.

Tal como se ha descrito anteriormente, se inventó de una manera efectiva colocar la estructura de tiene la rosca para transferir el calor de una manera eficiente y colocar el material de transferencia de calor que tiene un terminal de transferencia de calor en el interior del mismo o del elemento de calentamiento que tiene un terminal de electrodo. Además, el material del cuerpo que tiene la rosca puede ser un material médico, tal como PVC o plástico, etc., y puede ser de tamaño pequeño. Por lo tanto, se pueden reducir los costos de material y se puede reemplazar simplemente, de que la unidad de transferencia de calor 10 se puede fabricar y utilizar solamente para un único uso.

Aquí, el material que tiene un índice de transferencia de calor prominente o un elemento de calentamiento se coloca en el interior del cuerpo 17 que tiene la rosca. Así, cuando el fluido de solución de Ringer pasa a través del pasaje 12 entre las roscas, no solamente las partes superior e inferior de cubierta 21, 22, sino también un espacio interior del cuerpo que tiene la rosca, pueden recibir la transferencia térmica desde el material que tiene el índice de transferencia de calor prominente o desde el elemento de calentamiento H. De esta manera, una longitud del pasaje entre las roscas, que es necesaria para la temperatura deseada como temperatura objetivo, disminuye en comparación con un caso en el que no hay nada en el espacio interior. En consecuencia, hay una ventaja de que el volumen del cuerpo que tiene la rosca sea menor.

Mientras tanto, una unidad de fijación 50 está prevista para fijar el dispositivo de calentamiento a una cama, etc., durante la introducción del fluido de solución de Ringer en el cuerpo humano, y el cuerpo 17 que tiene la rosca de la unidad de transferencia de calor 10 se hacen bajo un estado en el que la parte de conexión 13, 14 tiene una instalación de un tubo 18 que contiene una abertura de combinación para combinarse fácilmente con el tubo que está conectado a una aguja de inyección, tal como se muestra en la figura 1a. Por ejemplo, una abertura de combinación del tubo 19

que tienen la abertura de combinación es la misma que la estructura de la abertura de combinación de una aguja de mariposa llamada con otro nombre, proporcionándose la aguja de mariposa en el mercado libre.

Además, un filtro F para filtrar las burbujas de aire generadas durante el calentamiento está instalado en un lado del tubo 18 dispuesto entre la abertura de conexión 13 de la unidad de transferencia de calor y la aguja de inyección.

La figura 4 es un diagrama de flujo que muestra un procedimiento de calentamiento del fluido de solución de Ringer por la sangre que pasa a través del dispositivo de calentamiento del fluido de solución de Ringer en la realización anterior, que se describe en detalle a continuación.

La temperatura objetivo se determina mediante un botón de arriba/abajo 34, y la temperatura determinada se representa en una parte de visualización de la temperatura 35. A continuación, cuando la unidad de cubierta está cerrada en una etapa S110 y se acciona la energía, se suministra una electricidad constante adecuada a la temperatura determinada en una etapa S130. Posteriormente, una unidad de control detecta la temperatura del elemento de calentamiento en una etapa S140, y la temperatura del elemento del calentamiento y la temperatura objetivo se comparan entre sí en una etapa S150. Cuando la temperatura del elemento de calentamiento es mayor que la temperatura objetivo, se reduce la electricidad en una etapa S160, y por el contrario, cuando la temperatura del elemento de calentamiento es menor que la temperatura objetivo, se aumenta la electricidad de manera que la temperatura del elemento de calentamiento previsto en el interior de la unidad de cubierta se mantiene de manera constante como la temperatura objetivo. De esta manera, cuando el fluido que entra través de la abertura de conexión 14 de la unidad de transferencia de calor se descarga desde la salida 13 de la unidad de transferencia de calor conectada a la aguja de inyección a través del pasaje 12 previsto entre las roscas, la temperatura del fluido de solución de Ringer con la sangre es la misma que la temperatura objetivo, y a continuación entra en el cuerpo humano.

Cuando se activa un interruptor de accionamiento 31 conectando la energía eléctrica 40 del dispositivo de calentamiento del fluido de solución de Ringer, siempre se ilumina un alud de visualización de accionamiento 32 durante una activación del interruptor de accionamiento. Solamente cuando la parte de cubierta superior 21 y la parte inferior de cubierta 22 se cierran, se puede iluminar el interruptor de accionamiento 31, y cuando la cubierta se abre, el interruptor de accionamiento 33 se apaga, para eliminar un peligro de fuga eléctrica. Así, después de conectar la energía eléctrica, la cubierta se cierra y se ilumina el interruptor de accionamiento 31, y a continuación se ilumina la luz de visualización de accionamiento 32. Además, cuando un usuario determina la temperatura deseada mediante la utilización del botón arriba/abajo 34, la temperatura deseada como temperatura objetivo se visualiza en la parte de visualización de la temperatura 35. Cuando el fluido de solución de Ringer con la sangre pasa a través de la unidad de transferencia de calor 10, el fluido de solución de Ringer o la sangre se calientan a la temperatura representada en la parte de visualización de la temperatura 35. El tubo conectado a la cámara de instilación y el tubo conectado a la aguja de inyección se conectan de manera individual a las partes de conexión 13, 14, a continuación, el fluido de solución de Ringer o la sangre fluye en el interior del tubo a través de la cámara de instilación, y este fluido pasa a través del pasaje 12 que es largo y ancho en un área de superficie de calentamiento, estando el pasaje entre las roscas previstas en el cuerpo 17 que tiene la rosca de la unidad de transferencia de calor. Durante eso, el fluídose calienta a una baja temperatura y alcanza la temperatura objetivo, y fluye a través del tubo que tiene una unión de la aguja de inyección, y finalmente se indica al interior del cuerpo humano.

La figura 5 es un diagrama de flujo de un procedimiento de control de la temperatura de un elemento de calentamiento previsto en la unidad de cubierta cuando el fluido de solución de Ringer con la sangre pasa a través del dispositivo de calentamiento para un tratamiento médico, en una realización no de acuerdo con la presente invención. Además, la figura 5 es el diagrama de flujo que representa un procedimiento de control de la temperatura del elemento de calentamiento que contiene un elemento de calentamiento PCT 62 instalado en una etapa S21, a través del sensor de temperatura, y un procedimiento de control de la temperatura a través de una resistencia de medición del elemento de calentamiento PCT mediante la utilización de una característica del elemento de calentamiento PCT.

Primero, un sistema de control de la temperatura a través del sensor de temperatura es un procedimiento general. Es decir, un valor leído en una S23 A-MUX a través de un sensor de temperatura T instalado en la etapa S21 se convierte en un conversor S24 A/D, de manera que se puede leer S25 MICOM, y a continuación, el S25 MICOM controla un interruptor S1 de S20, y cuando es menor que la temperatura objetivo, el S25 MICOM aumentan la cantidad de electricidad que fluye en el elemento de calentamiento. En el caso de que haya una posibilidad de aumentar más que la temperatura objetivo, el S25 MICOM disminuye la cantidad de electricidad que fluye en el elemento de calentamiento, de manera que el elemento de calentamiento calienta apropiadamente para la determinación de la temperatura.

Otro procedimiento en el sistema de control de la temperatura utilizando la característica el elemento de calentamiento PCT se describe a continuación.

En este sistema de control de la temperatura que utilizan la característica del elemento de calentamiento PCT, se puede ya conocer en la fabricación una dependencia de temperatura de la resistencia del elemento de calentamiento PCT 62, siendo el elemento de calentamiento PCT 62 el elemento de calentamiento en la cual un coeficiente la resistencia es directamente proporcional a la temperatura, y la corriente instantánea PCT-i que fluye en el coeficiente positivo de temperatura 62 se puede conocer mediante la utilización de un interruptor de control S1 de S20 y una resistencia Ri conociendo un valor de resistencia bajo un estado que los datos de la dependencia de la temperatura una fórmula de la resistencia PCT se introducen en el S25 MICOM. Cuando se conoce el coeficiente positivo de

temperatura-i, se puede conocer un valor de la resistencia del elemento de calentamiento PCT 62 de S1, y cuando se conoce este valor de la resistencia, se puede conocer la temperatura del elemento de calentamiento PCT 62 mediante los datos del coeficiente positivo de temperatura ya introducidos o la fórmula de dependencia de la temperatura.

Cuando se conoce la temperatura del elemento de calentamiento PCT 62, la cantidad de electricidad se controla mediante el interruptor de control S1 para calentar a la temperatura objetivo.

Describiendo este procedimiento más en detalle, tal como se muestra en S20, se ajusta el interruptor de control S1 controlado mediante el S25 MICOM y una resistencia Ri opcional, conociendo ya el valor de la resistencia. Como un valor de la resistencia Ri ya se conoce, bajo un estado desconectado momentáneo del interruptor S1 en la mitad de una operación, el MICOM de S25 reconoce la tensión Va, Vb de S20, y la tensión Vc de S21 a través de un S23 A-MUX y un convertidor analógico/digital S24. A través de estos valores Va, Vb de tensión reconocidos, se puede conocer que el coeficiente positivo de temperatura-i como el flujo de corriente momentánea en el elemento de calentamiento PCT 62 se proporciona como "coeficiente positivo de temperatura-i = Vb-Va/Ri" mediante la ley de Ohm. Cuando se conoce este coeficiente positivo de temperatura-i, se puede conocer "RPTC = Vc-Vb/IPTC" como el valor de la resistencia PCT 62 según la temperatura. En consecuencia, el S25 MICOM puede conocer la temperatura del elemento de calentamiento PCT mediante la resistencia del elemento de calentamiento PCT medida anteriormente a través de los datos o las fórmulas dependencia de la temperatura del elemento de calentamiento PCT introducido. Cuando se conoce la temperatura, el S25 MICOM compara esta temperatura con la temperatura de determinación. Cuando la temperatura del elemento de calentamiento PCT 62 es menor que la temperatura de determinación, se aumenta la cantidad de electricidad a través del interruptor de control S1 de S20. En el caso de que haya una posibilidad de que la temperatura del elemento de calentamiento PCT 62 sea mayor que la temperatura de determinación, la cantidad de electricidad disminuye. Estos procedimientos en conjunto se repiten de una manera continua, controlando para que coincidan con la temperatura de determinación.

Además, la referencia numérica 34 representa el interruptor de arriba/abajo y 31 un interruptor de accionamiento, y S22 un dispositivo de energía de accionamiento para accionar el MICOM.

Aplicabilidad industrial

Tal como se ha mencionado anteriormente, según la presente invención, un dispositivo de calentamiento para un tratamiento médico puede evitar un peligro de disminución del calor del cuerpo haciendo que la temperatura de la sangre sea similar a la temperatura del cuerpo en el caso de una transfusión de un fluido de solución de Ringer o de sangre, y también, puede disminuir el dolor del paciente y puede mejorar la velocidad a la cual el fluido de solución de Ringer o la sangre entra en un cuerpo humano.

Además, el volumen puede ser menor que un dispositivo de calentamiento convencional y su peso más ligero que los tradicionales, y hay un efecto de que su manipulación es simple mediante la utilización de una unidad de transferencia de calor barata. Además, un producto es ligero mediante la utilización de un elemento de calentamiento de tipo de placa que contiene un coeficiente positivo de temperatura, y se puede reducir el peligro de sobrecalentamiento mediante una característica del elemento de calentamiento, que aumenta solamente a una temperatura constante cuando se utiliza el elemento de calentamiento PCT. Además, un control de temperatura es válido incluso si un sensor de temperatura mediante el control de la temperatura a través de un uso característico del elemento de calentamiento PCT, es decir, se pueden disminuir los gastos de fabricación y su fabricación es simple. Además, cuando se necesita un control de la temperatura más exacto, se pueden realizar de manera simultánea un control de la temperatura utilizando la característica del elemento de calentamiento PCT y un control utilizando un sensor de temperatura.

Aunque la invención se ha representado y descrito respecto a las realizaciones preferidas, se entenderá por parte de los expertos en la materia que se pueden realizar varios cambios y modificaciones sin apartarse del alcance de la invención, tal como se define en las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Dispositivo de calentamiento para un tratamiento médico, que comprende:

una unidad de transferencia de calor (10) que está compuesta de un cuerpo que tiene una trayectoria de flujo tortuosa por donde pasa un fluido de solución de Ringer o sangre, una parte de conexión dispuesta en una parte de extremo lateral del cuerpo y conectada a una cámara de instilación, una parte de conexión dispuesta en otra parte de extremo lateral del cuerpo y conectada a una aguja de inyección, y una cubierta que cubre una parte superior del cuerpo;

una unidad de cubierta que contiene un elemento de calentamiento (63) y un elemento dieléctrico (62) en el interior de unas partes superior e inferior de cubierta (21, 22) y que calienta la unidad de transferencia de calor (10) mediante la colocación de manera estable de la unidad de transferencia de calor en el interior de la cubierta;

una unidad de control que está construida comprendiendo un interruptor de accionamiento (31), una luz de visualización de accionamiento (32), un botón de bloqueo de la cubierta, y una parte de visualización de la temperatura (35) en un lado de la unidad de cubiertas, siendo dicha unidad de control para controlar la temperatura en el interior de la unidad de cubierta, y

una unidad de energía para suministrar energía eléctrica a la unidad de control;

caracterizado porque

dicha trayectoria de flujo tortuosa es un pasaje (12) a lo largo de una rosca (11),

dicha unidad de transferencia de calor (10) comprende un elemento de calentamiento adicional (H) insertado en el interior del cuerpo que tiene el pasaje (12) a lo largo de la rosca (11),

y la unidad de control también comprende un botón de arriba/abajo (34).

2. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que dicha unidad de cubierta está provista de una unidad de fijación (50) para fijar la unidad de cubierta a una cama, etc., instalándose dicha unidad de fijación en un lado de la unidad de cubierta.

3. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que en un lado de un tubo que está dispuesto entre una abertura de conexión de la unidad de transferencia de calor (10) y una aguja de inyección, está instalado un filtro para filtrar burbujas de aire generadas durante el calentamiento.

4. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que dicha unidad de energía no suministra energía eléctrica al elemento de calentamiento (10) cuando se abre la cubierta.

5. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que dicha unidad de energía suministra la energía eléctrica al elemento de calentamiento solamente cuando el interruptor de accionamiento está activado, aunque la cubierta esté cerrada.

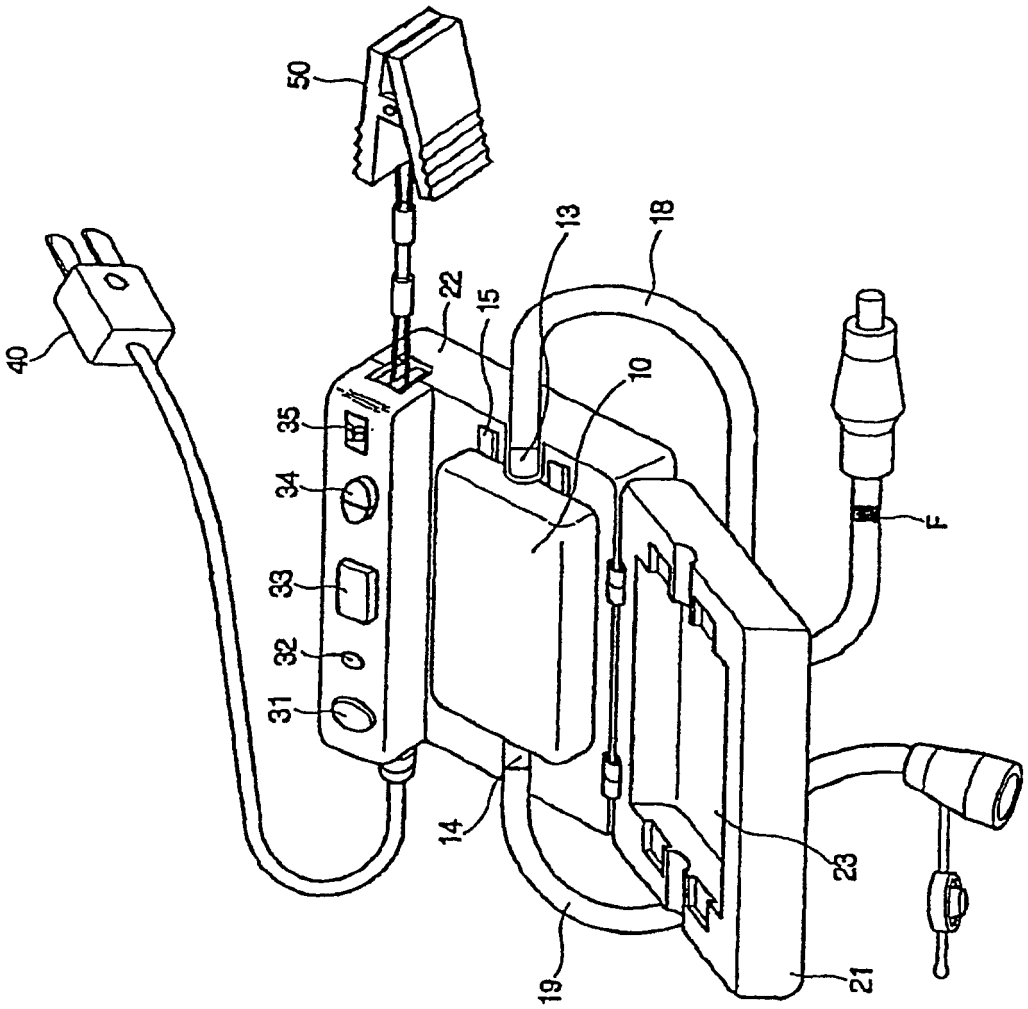
6. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que dicha unidad de cubierta está protegida contra calor mediante un material de protección térmica (64).

7. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que dicho elemento de calentamiento (63) contiene un elemento de calentamiento PCT.

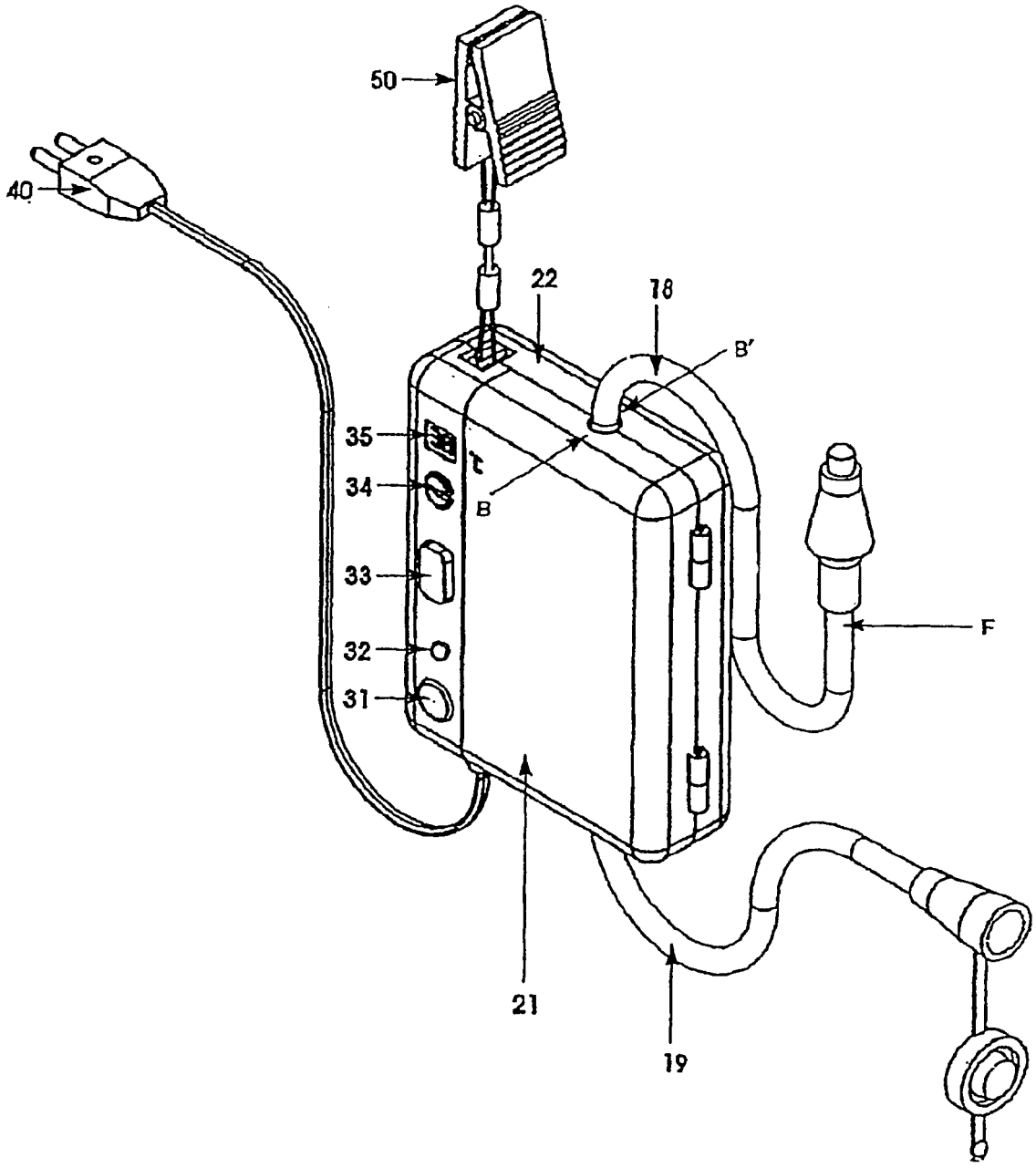
8. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que dicha unidad de control incluye una función de control de la temperatura mediante la utilización de una característica la resistencia basada en la temperatura del elemento de calentamiento PCT.

9. Dispositivo según la reivindicación 1, en el que dicha unidad de control incluye una función de control de la temperatura mediante la utilización de un sensor de temperatura.

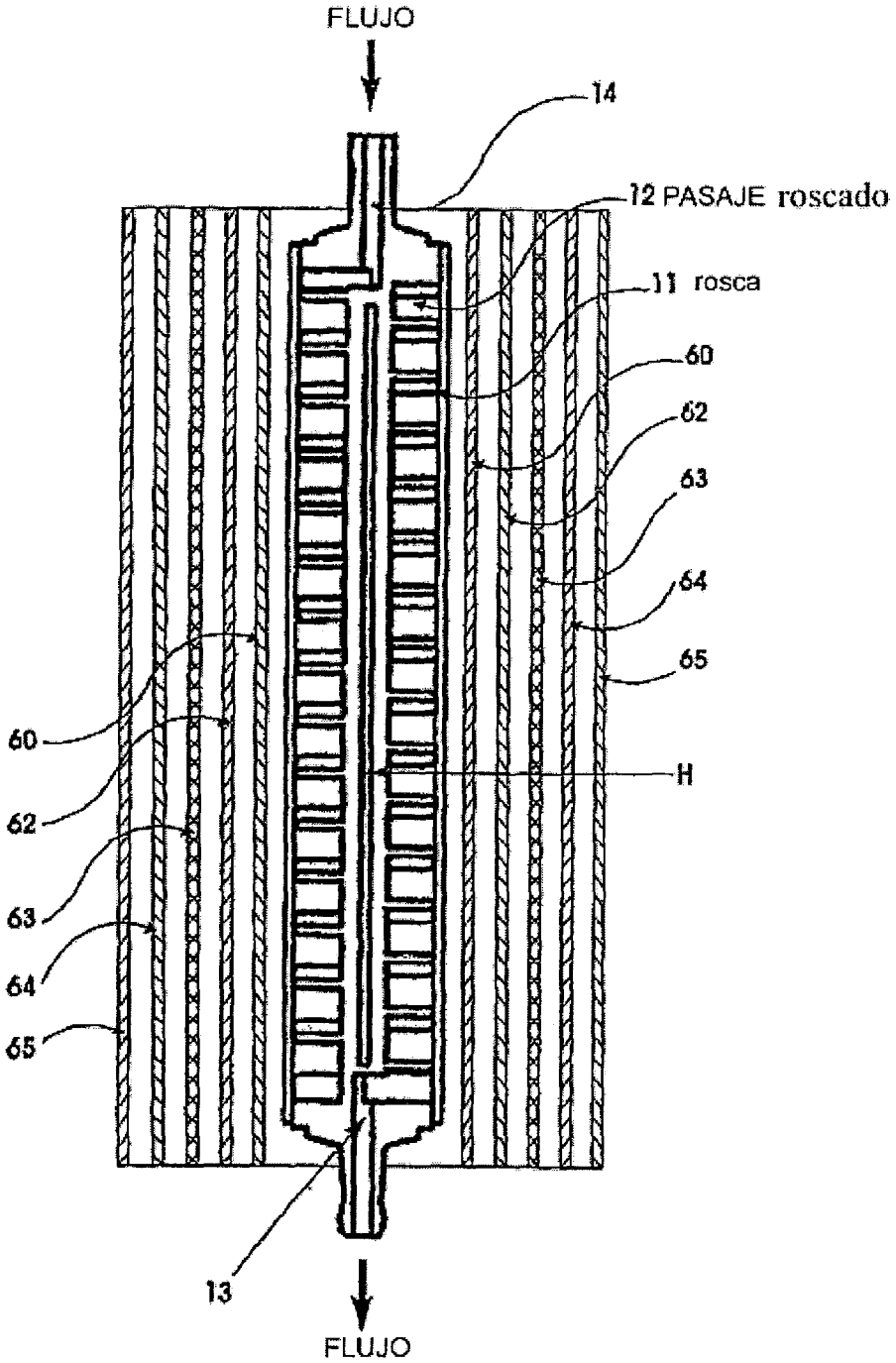
【Fig. 1a】



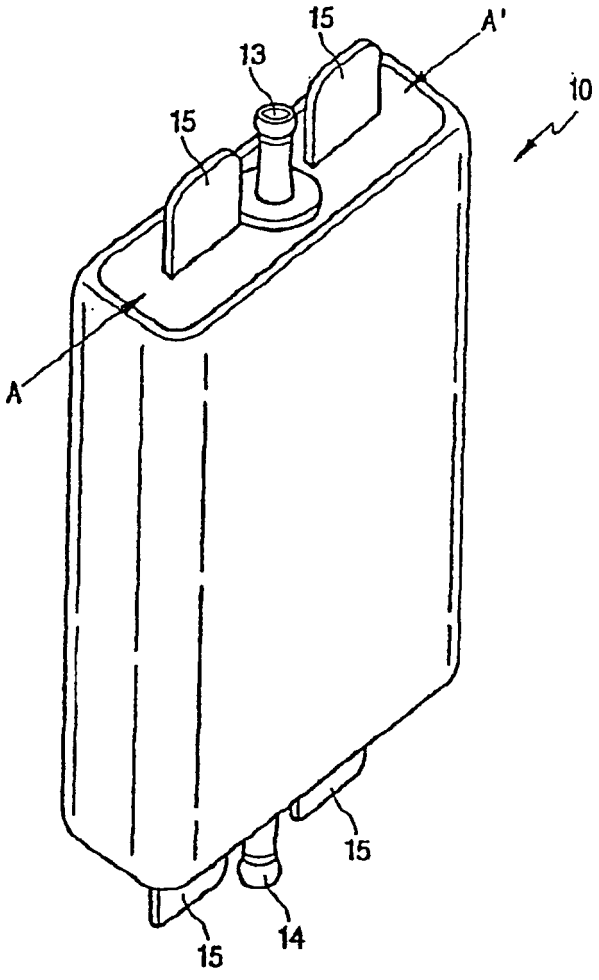
【Fig. 1b】



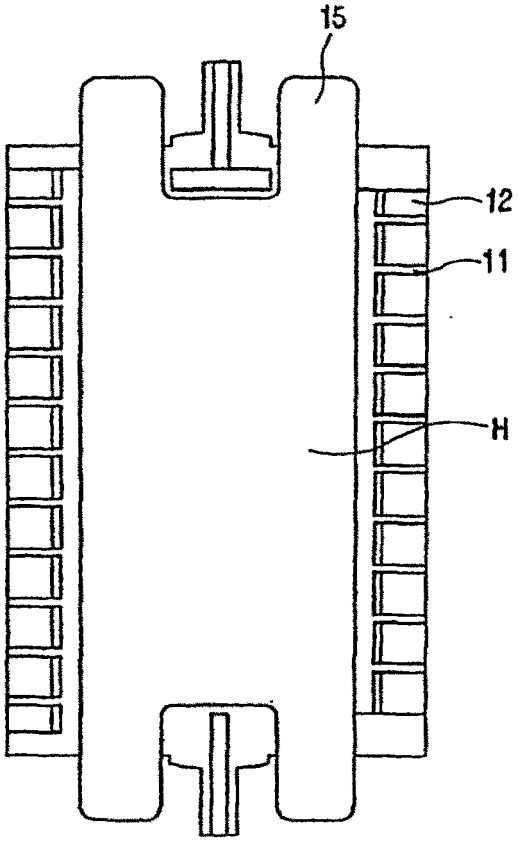
【Fig. 1c】



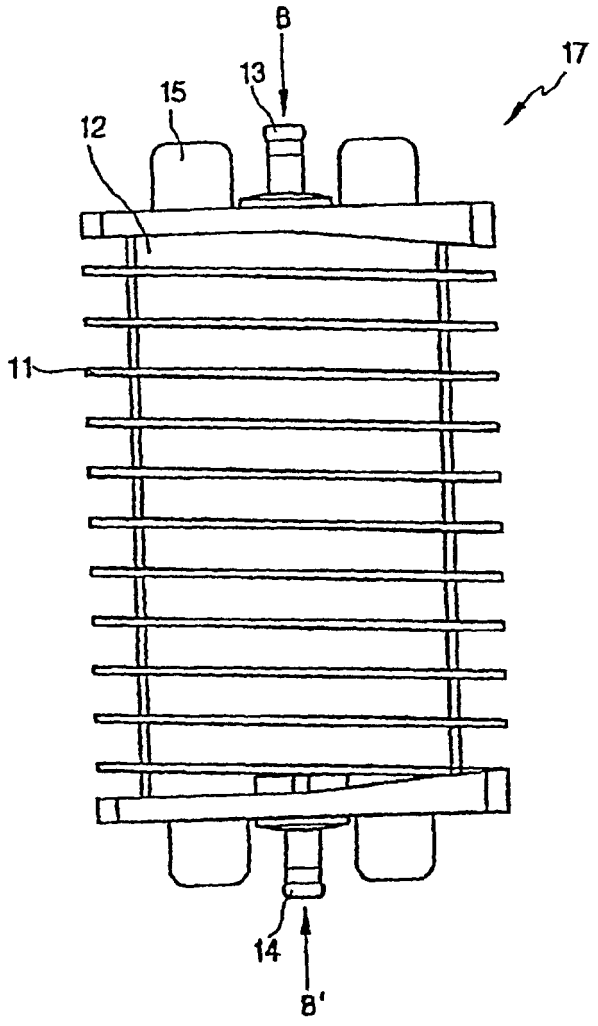
【Fig. 2a】



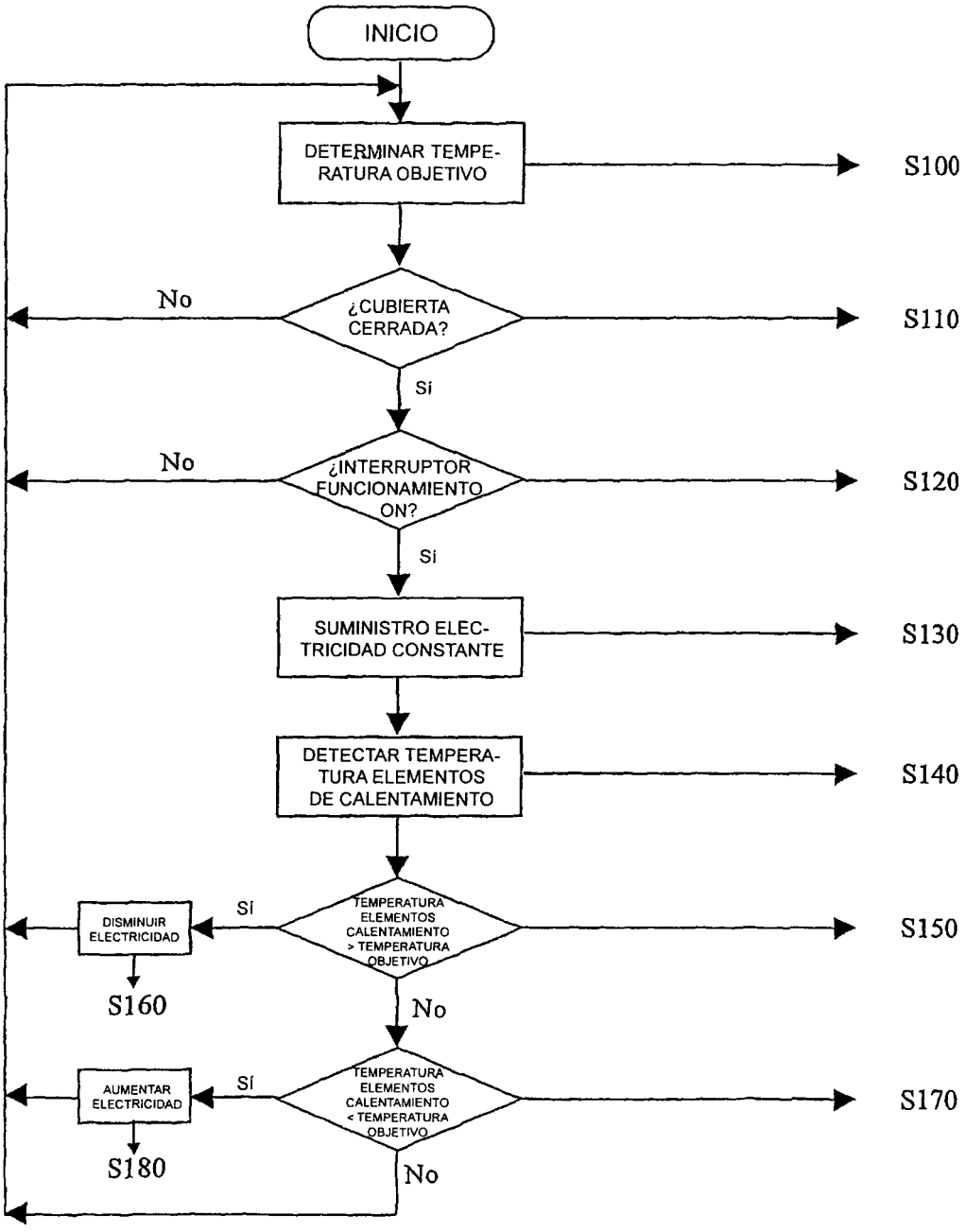
【Fig. 2b】



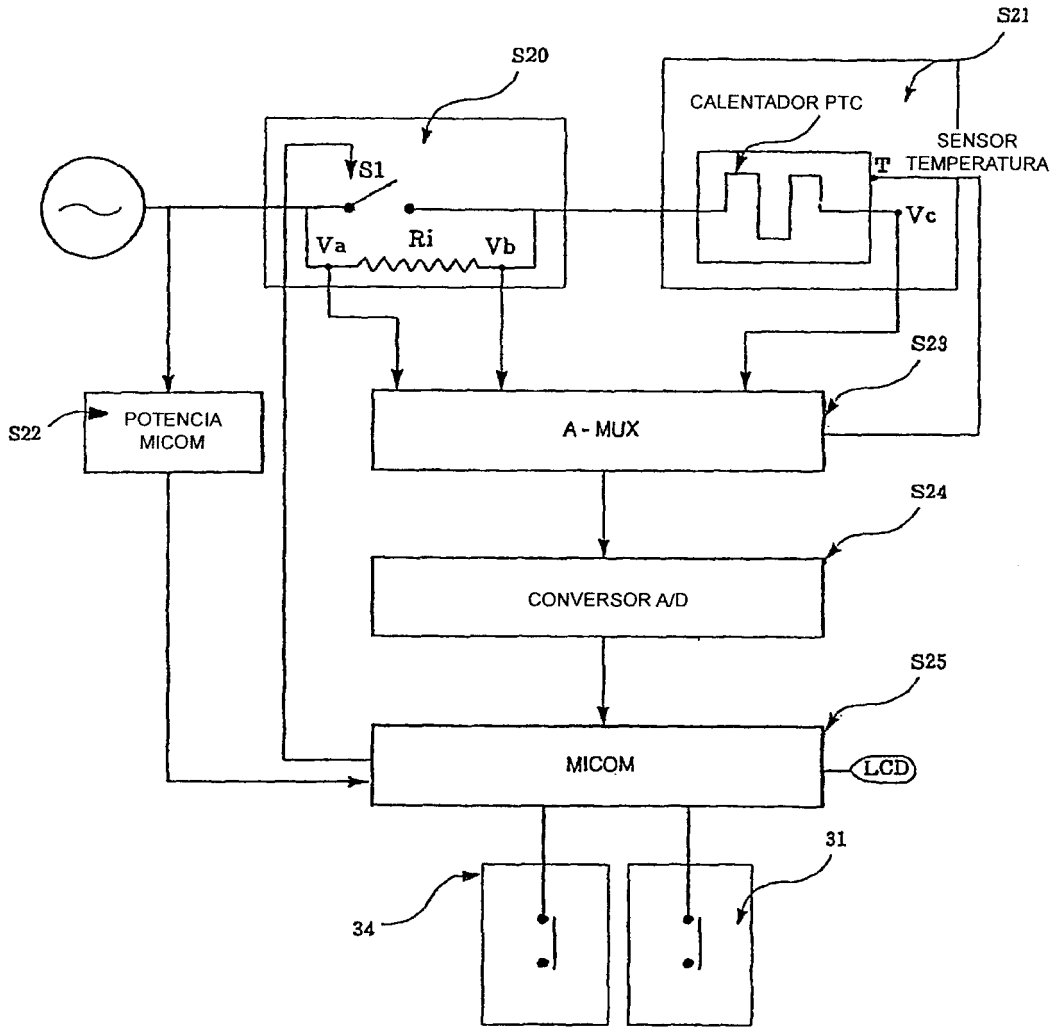
【Fig. 3】



【Fig. 4】


INICIO
DETERMINAR TEMPERATURA OBJETIVO
S100
¿CUBIERTA CERRADA?
No
S110
Sí
¿INTERRUPTOR FUNCIONAMIENTO ON?
No
S120
Sí
SUMINISTRO ELECTRICIDAD CONSTANTE
S130
DETECTAR TEMPERATURA ELEMENTOS DE CALENTAMIENTO
S140
TEMPERATURA ELEMENTOS CALENTAMIENTO > TEMPERATURA OBJETIVO
Sí
DISMINUIR ELECTRICIDAD
S160
S150
No
TEMPERATURA ELEMENTOS CALENTAMIENTO < TEMPERATURA OBJETIVO
Sí
AUMENTAR ELECTRICIDAD
S180
S170
No

【Fig. 5】


S21
S20
CALENTADOR PTC
SENSOR TEMPERATURA
T
S1
Va
Ri
Vb
Vc
S23
S22
POTENCIA MICOM
A - MUX
S24
CONVERSOR A/D
S25
MICOM
LCD
31
34