

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 897 427**

51 Int. Cl.:

**F24H 1/10** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **13.03.2008 PCT/IL2008/000362**

87 Fecha y número de publicación internacional: **18.09.2008 WO08111084**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **13.03.2008 E 08719987 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **14.07.2021 EP 2120817**

54 Título: **Dispositivo para calentar un flujo de líquido mediante calentamiento eléctrico de un conducto metálico**

30 Prioridad:

**13.03.2007 US 685234**

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

**01.03.2022**

73 Titular/es:

**QUALITY IN FLOW LTD. (100.0%)  
Basel 3A  
Petach Tikva , IL**

72 Inventor/es:

**ELAZARI-VOLCANI, RON;  
VISHNIA, DAVID;  
SHANI, EYAL y  
KAIDAR, AVNER**

74 Agente/Representante:

**VIDAL GONZÁLEZ, Maria Ester**

ES 2 897 427 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 calentar un flujo de líquido mediante calentamiento eléctrico de un conducto metálico

## 5 Campo y antecedentes de la invención

La presente invención se refiere en general a un dispositivo para calentar un flujo de líquido. Más específicamente, la presente invención se refiere a un dispositivo para calentar un flujo de líquido, particularmente de administración intravenosa, mediante la generación de una corriente eléctrica dentro de la pared de un conducto metálico a través del cual fluye el líquido.

A modo de introducción, y como ejemplo, los fluidos que se administran por vía intravenosa a un paciente incluyen fluidos a base de sangre y fluidos no sanguíneos, denominados colectivamente en el presente documento como "fluidos intravenosos (IV)". Mientras esperan su uso, los fluidos a base de sangre se mantienen en un almacenamiento frío a aproximadamente 4 °C y, en el caso de ciertos hemoderivados, se congelan. Los líquidos no sanguíneos se almacenan generalmente a temperatura ambiente.

En condiciones ambientales extremas, cuando el cuerpo humano está expuesto a temperaturas frías, es posible que sus mecanismos internos no puedan reponer el calor que se pierde en el entorno del cuerpo. La hipotermia ocurre comúnmente en traumatismos, exposición ambiental y durante procedimientos quirúrgicos importantes. Es bien sabido que la hipotermia presenta un riesgo significativo para los pacientes. La administración de fluidos intravenosos no calentados o insuficientemente calentados puede causar una pérdida sustancial de calor y puede causar, o al menos contribuir a, problemas graves de hipotermia del paciente, agravando así el estado del paciente. Además, la hipotermia involuntaria puede ser un riesgo durante cada operación, y se debe tener cuidado durante la cirugía para mantener al paciente a una temperatura corporal normal.

En la técnica, se sabe que los fluidos intravenosos deben calentarse antes de la administración intravenosa. Sin embargo, se debe tener cuidado; el sobrecalentamiento de los líquidos intravenosos, especialmente las composiciones a base de sangre, podría destruir los componentes de la sangre y poner en peligro la vida del paciente. Ejemplos de métodos y sistemas de convección para calentar fluidos intravenosos se describen en Patente de Estados Unidos No. 4,707,587 y Patente de Estados Unidos No. 5,106,373. También se puede emplear un intercambiador de calor para mantener constante la temperatura del fluido IV. Desafortunadamente, esto tiene la desventaja de requerir una gran cantidad de fluido y de aumentar el tamaño total del aparato. También es posible rodear el tubo médico que lleva el fluido intravenoso con elementos calefactores. Cabe señalar que tales sistemas de fluido de calefacción se han descrito en varios documentos de patente, que incluyen Patente de Estados Unidos No. 1,995,302; Patente de Estados Unidos No. 4,038,519; y Patente de Estados Unidos No. 3,355,572. Las Patentes de Estados Unidos No. 1,995,302 y 4,038,519 presentan un tubo flexible adecuado para uso médico en donde el calentamiento se proporciona por medio de cables o tiras de un conductor de calentamiento resistivo incrustado en forma helicoidal dentro de las paredes del tubo. La Patente de Estados Unidos No. 3,355,572 describe un tubo compuesto en donde los alambres calefactores se enrollan en espiral alrededor de la capa interior del tubo y se incrustan en la capa exterior del tubo.

Si bien algunos de los dispositivos mencionados anteriormente son apropiados para sus usos particulares, tienden a calentarse con un aumento de temperatura no gradual, lo que da como resultado puntos calientes localizados y sobrecalentamiento del fluido en el conducto. Si bien este efecto puede ser intrascendente en ciertas aplicaciones, es problemático cuando se calienta un líquido intravenoso, como la sangre. Dado que las propiedades de la sangre pueden degradarse a temperaturas de aproximadamente 49 °C, un punto caliente localizado puede resultar en una degradación significativa de la sangre. Debido a que la sangre debe calentarse a una temperatura establecida regulada (aproximadamente 37 °C) para lograr resultados óptimos, el conducto debe ser capaz de calentar la sangre de manera uniforme y mantener su temperatura dentro de un rango estrecho.

Además, para que un calentador a granel esté constantemente listo para uso de emergencia, debe mantenerse a una temperatura adecuada y establecida. Esto requiere un sistema voluminoso, pesado y/o fijo. El uso es impracticable en condiciones de emergencia de campo, en situaciones tales como condiciones de campo militar, tratamiento prehospitalario como vuelo de rescate aéreo o condiciones de ambulancia o condiciones ambientales de pacientes ambulatorios. En el quirófano del hospital, un calentador de tamaño compacto también sería ventajoso sobre los calentadores regulares, ya que se puede transportar fácilmente dentro del quirófano, entre quirófanos o en el hospital. Un tamaño compacto también liberaría un espacio precioso junto a la mesa de operaciones para otros dispositivos médicos.

La Patente de Estados Unidos No. 6,142,974 de Kistner y otros describe un tubo en red que contiene secciones rectas paralelas en el mismo plano, envuelto (encapsulado) en un material flexible que soporta elementos calefactores resistivos. Desafortunadamente, en el sistema mencionado anteriormente, a menudo se producen fugas de fluido debido a la discontinuidad del conducto.

65

Un enfoque alternativo es propuesto por la Patente de Estados Unidos No. 5,713,864 de Verkaart en donde los fluidos biológicos se calientan mediante una tira de polímero resistivo integrada en la estructura de un tubo de polímero a través del cual fluye el fluido. Este enfoque es prometedor debido al efecto de calentamiento relativamente uniforme a lo largo del tubo. Sin embargo, el uso de polímeros conductores como elemento de calentamiento es energéticamente ineficaz y requiere altas tensiones de accionamiento, lo que puede suponer un riesgo de seguridad para aplicaciones médicas intravenosas. Además, dado que los materiales poliméricos son conductores térmicos relativamente pobres, generalmente no es factible medir la temperatura del fluido que fluye a través del tubo sin comprometer el sellado del tubo mediante la inserción de un elemento sensor de temperatura directamente en la trayectoria del flujo.

Por lo tanto, existe una necesidad continua de un dispositivo de calentamiento de fluidos seguro y compacto que pueda usarse en una amplia gama de condiciones ambientales capaz de transportar y calentar fluidos para infusión intravenosa a una temperatura deseada regulada continuamente, evitando así la hipotermia.

El documento WO 90/10364 A1 describe las características presentes en el preámbulo de la reivindicación 1.

Los documentos US 6 587 732 B1, US 2003/114795 A1, WO 00/53246 A1 y FR 2786057 A1 describen ejemplos de dispositivos para calentar un flujo de líquido desde una temperatura inicial hasta una temperatura deseada para la administración intravenosa.

#### Resumen de la invención

La presente invención es un dispositivo para calentar un flujo de líquido, particularmente de administración intravenosa, mediante la generación de una corriente eléctrica dentro de la pared de un conducto metálico a través del cual fluye el líquido.

De acuerdo con las enseñanzas de la presente invención, se proporciona un dispositivo para calentar un flujo de líquido desde una temperatura inicial hasta una temperatura deseada para la administración intravenosa, el dispositivo que comprende: (a) un conducto alargado formado de material metálico, el conducto tiene una entrada para recibir el flujo de líquido a la temperatura inicial y una salida para entregar el flujo de líquido a la temperatura deseada; (b) al menos una disposición de detección de temperatura asociada con el conducto y desplegada para generar una salida indicativa de la temperatura del líquido en al menos una ubicación a lo largo del conducto; y (c) un controlador asociado con la disposición de detección de temperatura y desplegado para generar corriente eléctrica que fluye dentro de al menos una longitud de la pared del conducto, generando así calor dentro de la pared para calentar el flujo de líquido para alcanzar la temperatura deseada en la salida.

Según otra característica de la presente invención, la al menos una disposición de detección de temperatura incluye un elemento sensible a la temperatura colocado en contacto térmico con una superficie externa del conducto.

Según otra característica de la presente invención, el conducto tiene un grosor de pared mínimo de no más de aproximadamente 1,4 mm.

Según otra característica de la presente invención, el conducto tiene un grosor de pared mínimo de no más de aproximadamente 0,4 mm.

Según otra característica de la presente invención, el conducto está formado por un material que tiene una conductividad térmica de al menos aproximadamente 5 W/(mK).

Según otra característica de la presente invención, el conducto tiene una resistencia eléctrica de no más de aproximadamente 15 ohmios.

Según otra característica de la presente invención, el conducto tiene una resistencia eléctrica de no más de aproximadamente 5 ohmios.

Según otra característica de la presente invención, el conducto está formado principalmente de acero inoxidable.

Según otra característica de la presente invención, el controlador se despliega para generar una primera corriente eléctrica que fluye dentro de un primer tramo de la pared del conducto y una segunda corriente eléctrica que fluye dentro de un segundo tramo de la pared del conducto.

Según otra característica de la presente invención, el flujo de fluido desde la entrada a la salida pasa secuencialmente a través del primer y el segundo tramo, y en donde la al menos una disposición de detección de temperatura se despliega para generar una salida indicativa de una temperatura del líquido: (a) en las proximidades de una transición desde el primer tramo al segundo tramo; y (b) después de fluir a través del segundo tramo.

5 Según una característica adicional de la presente invención, el controlador está configurado para generar la primera corriente para calentar el flujo de fluido que pasa a lo largo del primer tramo a través de la mayor parte de una diferencia de temperatura entre la temperatura inicial y la temperatura deseada, y para generar la segunda corriente para calentar el flujo de fluido que pasa a lo largo del segundo tramo a través de una corrección de temperatura restante para lograr la temperatura deseada en la salida.

10 De acuerdo con una característica adicional de la presente invención, el primer y el segundo tramos del conducto están interconectados por una sección intermedia del conducto, y en donde la al menos una disposición de detección de temperatura incluye un elemento sensible a la temperatura posicionado en contacto térmico con un superficie externa de la sección intermedia.

15 Según una característica adicional de la presente invención, la disposición de detección de temperatura incluye un elemento sensible a la temperatura desplegado dentro del flujo de líquido en las proximidades de la salida.

Según otra característica de la presente invención, el conducto incluye un revestimiento interno de una capa eléctricamente aislante.

20 Según otra característica de la presente invención, el conducto está provisto de una cubierta térmicamente aislante sobre la mayor parte de su superficie.

Según otra característica de la presente invención, el conducto, la al menos una disposición de detección de temperatura y el controlador están incluidos dentro de una carcasa portátil.

25 Según otra característica de la presente invención, la carcasa incluye además una batería asociada con el controlador y configurada para permitir el funcionamiento del dispositivo sin conexión a una fuente de alimentación externa.

30 Según otra característica de la presente invención, el controlador se implementa como un dispositivo reutilizable, y en donde al menos el conducto se implementa como un elemento intercambiable de un solo uso.

Según una característica adicional de la presente invención, también se proporciona un caudalímetro asociado con el controlador y operativo para medir la velocidad del flujo de fluido a través del conducto.

35 Según una característica adicional de la presente invención, también se proporciona una bomba de flujo asociada con el controlador y operativa para generar una tasa deseada de flujo de fluido a través del conducto.

Según otra característica de la presente invención, también se proporciona una válvula de cierre de flujo asociada con el controlador y desplegada para cerrar selectivamente el flujo a través del conducto.

40 Si bien la invención es susceptible de diversas modificaciones y formas alternativas, las realizaciones específicas de la misma se han mostrado a modo de ejemplo en los dibujos y se describirán aquí en detalle. Debe entenderse, sin embargo, que no se pretende limitar la invención a las formas particulares descritas, sino que, por el contrario, la intención es cubrir todas las modificaciones, equivalentes y alternativas que caen dentro del alcance de la invención según lo definido por el reclamos adjuntas.

45 Breve descripción de los dibujos

50 La invención se describe en la presente descripción, solo a manera de ejemplo, con referencia a los dibujos adjuntos, en donde:

La Figura 1 es una representación esquemática de un dispositivo, construido y operativo según las enseñanzas de la presente invención, para calentar un flujo de líquido que fluye desde una bolsa de infusión hasta un punto de infusión hacia dentro del cuerpo de un paciente;

55 La Figura 2 es una vista esquemática en sección transversal parcial del dispositivo de la Figura 1 que muestra varios terminales de tensión aplicado y varios sensores de temperatura, utilizados por una unidad de controlador para monitorear la temperatura del dispositivo y regular una tensión aplicada en algunos o todos los terminales del dispositivo de calentamiento de fluido;

60 La Figura 3 y Figura 4 son ilustraciones esquemáticas del diagrama de bloques del controlador que muestran, respectivamente, dos diseños diferentes del tubo de calentamiento, e ilustran además aspectos de una disposición de medición y control de flujo de fluido;

65 Las Figuras 5A y 5B son vistas esquemáticas en sección transversal parcial del conducto de calefacción ilustrado con y sin aislamiento eléctrico interno, respectivamente;

La Figura 6 es una vista esquemática en sección transversal parcial de las partes de manipulación en la sección de entrada de fluido del dispositivo de calentamiento que muestra un adaptador de conexión de tubo al fluido externo, una bomba de flujo, un terminal de tensión aplicado y un sensor de temperatura; y

5 La Figura 7 es una vista esquemática en sección transversal parcial de las partes de manipulación en la sección de salida de fluido del dispositivo de calentamiento que muestra un adaptador de conexión de tubo al fluido externo, una válvula de seguridad, un sensor de flujo, un sensor de temperatura de flujo, un terminal de tensión y un sensor de temperatura.

Descripción de las modalidades preferidas

10 La siguiente descripción se proporciona, junto con los dibujos, para que cualquier experto en la materia pueda hacer uso de dicha invención y expone los mejores modos contemplados por el inventor de llevar a cabo esta invención. Sin embargo, para los expertos en la técnica serán evidentes varias modificaciones a la vista de los principios generales de la presente invención tal como se describe.

15 Por tanto, en términos generales, la presente invención es un dispositivo, generalmente designado como **100**, construido y operativo de acuerdo con las enseñanzas de la presente invención, para calentar un flujo de líquido desde una temperatura inicial hasta una temperatura deseada para la administración intravenosa. En términos generales, el dispositivo **100** incluye un conducto alargado **120**, formado de material metálico, que tiene una entrada **102** para recibir el flujo de líquido a la temperatura inicial y una salida **104** para entregar el flujo de líquido a la temperatura deseada. Al menos una disposición de detección de temperatura (descrita a continuación) está asociada con el conducto **120** y se despliega para generar una salida indicativa de la temperatura del líquido en una o más ubicaciones a lo largo del conducto. Un controlador **140**, asociado con la disposición de detección de temperatura, se despliega para generar corriente eléctrica que fluye dentro de al menos una longitud de la pared del conducto **120**, generando así calor dentro de la pared para calentar el flujo de líquido para alcanzar la temperatura deseada en salida **104**.

20 En esta etapa, ya será evidente que la presente invención proporciona profundas ventajas sobre los dispositivos de la técnica anterior antes mencionados. En primer lugar, el uso de calentamiento eléctrico mediante la corriente que fluye dentro de la pared del conducto **120** asegura un calentamiento gradual y controlado del flujo de líquido. Al mismo tiempo, el uso de un conducto metálico permite el uso de tensiones de operación relativamente bajas importantes para la seguridad y facilita la detección precisa a través de la pared de la temperatura del líquido debido al grosor de la pared delgada y la alta conductividad térmica del material metálico, proporcionando así profundas ventajas en comparación con las implementaciones de polímeros conductores de la referencia de Verkaar como se discutió anteriormente. Estas y otras ventajas de la presente invención resultarán más claras a partir de la siguiente descripción detallada.

30 Antes de abordar las características de la presente invención con más detalle, será útil definir cierta terminología como se usa en la presente en la descripción y las reivindicaciones. En la descripción y las reivindicaciones de la presente solicitud, cada uno de los verbos, "comprender", "incluir" y "tener", y sus conjugados, se utilizan para indicar que el objeto u objetos del verbo no son necesariamente una lista completa de miembros, componentes, elementos o partes del sujeto o sujetos del verbo.

40 Los artículos "un" y "una" se utilizan en el presente documento para hacer referencia a uno o más de uno (es decir, al menos uno) del objeto gramatical del artículo. A modo de ejemplo, "un elemento" significa un elemento o más de un elemento.

El término "que incluye" significa, y se usa de manera intercambiable con, la frase "que incluye pero no se limita a".

50 El término "o" significa, y se usa indistintamente, el término "y/o", a menos que el contexto indique claramente lo contrario.

El término "tal como" significa, y se usa indistintamente, con la frase "tal como, pero no limitado a".

55 El término "pluralidad" se aplica en lo sucesivo a cualquier número entero mayor o igual a uno.

El término "aproximadamente" se refiere en lo sucesivo a un rango alrededor de la medida definida de no más de  $\pm 20\%$ , a menos que se requiera específica o implícitamente un grado diferente de precisión.

60 El término "**temperatura corporal normal regulada**" se refiere en lo sucesivo a la temperatura corporal de aproximadamente  $37\text{ }^{\circ}\text{C}$ . En este contexto, "aproximadamente" se refiere a una diferencia de temperatura dentro de  $0,2\text{ }^{\circ}\text{C}$ .

65 El término "metálico" se usa para referirse a cualquier metal o aleación de metal. El término "acero inoxidable" se utiliza para referirse a cualquiera de una gama de aleaciones ferrosas con un contenido mínimo de cromo del  $10,5\%$ .

La frase "**disposición de detección de temperatura**" se refiere en lo sucesivo a cualquier disposición configurada para medir la temperatura de al menos una ubicación predeterminada. En cada implementación de una disposición de detección de temperatura, un elemento desplegado en contacto térmico con la ubicación predeterminada para permitir la medición de la temperatura se denomina "elemento sensible a la temperatura". Los ejemplos de un elemento sensible a la temperatura incluyen, entre otros, termómetros, termopares, resistencias sensibles a la temperatura (termistores y detectores de temperatura de resistencia), termómetros bimetálicos, termómetros semiconductores, termómetros de cuarzo, termómetros de fibra óptica y termómetros ultrasónicos.

Volviendo ahora de nuevo a los dibujos, se hace referencia a la Figura 1 que presenta una ilustración esquemática y generalizada del dispositivo **100**. La entrada **102** está provista preferiblemente de un conector para la conexión a un tubo **16** que transporta el flujo de fluido sin calentar desde una bolsa de infusión **12**. La salida **104** está provista preferiblemente de un conector para la conexión a un tubo **18** que transporta el flujo de fluido calentado al punto de infusión del paciente **14**. Los tubos **16** y **18** y los conectores pueden implementarse como cualquier tipo deseado de conectores y tubos adecuados para el uso previsto, y son típicamente componentes de equipos de infusión médicos estándar. Preferiblemente, el dispositivo **100** está adaptado para conectarse a una pluralidad de diferentes puertos de tubo de infusión disponibles comercialmente.

Según una realización de la presente invención, el dispositivo **100** incluye además una pantalla (visualizador) **142** para visualizar y supervisar los parámetros del sistema y también para las alertas visuales del sistema.

Según una realización de la presente invención, el dispositivo **100** incluye además una válvula de cierre de flujo **146** desplegada para cerrar selectivamente el flujo a través del conducto **120**. La válvula de cierre **146** puede ser operada eléctricamente mediante la conexión al controlador **140**, ya sea en caso de un estado de error que indique un mal funcionamiento del dispositivo (por ejemplo, bloqueo o reducción del flujo, sobrecalentamiento o similar), o en respuesta al funcionamiento de un botón de seguridad accionado manualmente **144**. En cualquier caso, el controlador **140** detiene el flujo de fluido e interrumpe el calentamiento del fluido. Además, o alternativamente, se puede proporcionar una válvula de cierre accionada directamente de forma manual.

De acuerdo con una realización de la presente invención, el dispositivo **100** incluye además una alarma de audio asociada con el controlador **140** para proporcionar señales de alerta audibles cuando se produce un mal funcionamiento.

Se hace ahora referencia a la Figura 2 que presenta una ilustración esquemática y generalizada del dispositivo portátil **100** mencionado anteriormente. El dispositivo **100** incluye un conducto calentado **120**, formado de un material metálico, especialmente diseñado para calentar y transportar fluidos, y un controlador **140** que incluye una fuente de alimentación operativa para calentar el fluido que fluye de una o más bolsas de infusión desde una temperatura inicial (por ejemplo, un almacenamiento temperatura de aproximadamente 4 °C) a una temperatura deseada, por ejemplo, temperatura corporal normal. El ajuste de temperatura para la temperatura corporal normal es de aproximadamente 37 °C, aunque, en ciertas aplicaciones específicas de uso intravenoso, pueden desearse temperaturas de hasta 49 °C. El conducto calentado **120** funciona como un calentador resistivo cuando el controlador **140** aplica un potencial eléctrico a lo largo de parte o de toda su longitud. En una primera realización preferida, la tensión eléctrica se aplica a los terminales **122** cerca de los extremos del conducto **120**. En una realización alternativa preferida, más de dos terminales de tensión **122** están distribuidos a lo largo de la longitud **L** del conducto **120**, y el controlador **140** aplica tensiones independientemente entre los terminales vecinos **122**. Esto permite controlar el perfil de calentamiento a lo largo de la longitud del conducto **120**, por ejemplo, permitiendo un calentamiento relativamente rápido del flujo de líquido desde la temperatura inicial hasta cerca de la temperatura deseada a lo largo de un primer tramo del conducto seguido de un ajuste fino de temperatura más preciso a lo largo de un segundo tramo posterior de la trayectoria del flujo. La subdivisión en secciones de conducto controladas independientemente también es valiosa para permitir la compensación de variaciones temporales en la temperatura del flujo de líquido que entra en la entrada **102**. Los elementos sensibles a la temperatura **160**, que forman parte de la disposición de detección de temperatura, se instalan preferiblemente entre los terminales de tensión para detectar la temperatura en cada longitud de sección **L<sub>1</sub>, L<sub>2</sub>, ..., L<sub>i</sub>** del conducto **120**, y lo con mayor preferencia, en las proximidades de una transición entre cada tramo calentado y el siguiente, y en las proximidades del final del último tramo. Opcionalmente, para minimizar cualquier error potencial de medición de temperatura debido al calor generado dentro de la pared del conducto, el elemento sensible a la temperatura puede colocarse en contacto térmico con una superficie externa de una sección intermedia no calentada que interconecta tramos calentados adyacentes del conducto.

En determinadas realizaciones preferidas, el dispositivo **100** es un dispositivo portátil adecuado para su uso en situaciones de emergencia, hospitales de campaña o similares. Para tales implementaciones, el dispositivo **100** se implementa preferiblemente como un dispositivo autónomo para su uso sin necesidad de conexión a una fuente de alimentación externa. La energía para calentar el flujo de líquido es proporcionada preferiblemente por una fuente de alimentación interna, tal como una batería recargable o una celda de combustible, implementada como parte del controlador **140**. La fuente de alimentación es preferiblemente recargable mediante la conexión a la fuente de alimentación de un vehículo/avión/barco, o la red de energía eléctrica, o mediante un cargador manual. En el caso

de una pila de combustible, el combustible se repone preferiblemente fácilmente reemplazando un cartucho de combustible o similar.

5 En un conjunto de ejemplos no limitativo pero preferido, la longitud **L** del conducto **120** está en el intervalo de aproximadamente 1 m a aproximadamente 6 m, preferiblemente en el intervalo de aproximadamente 3 m a aproximadamente 5 m; el diámetro **D** del conducto **120** está en el rango de aproximadamente 0,8 mm a aproximadamente 8 mm, preferiblemente, aproximadamente 2,8 mm y el grosor de la pared del conducto está en el rango de aproximadamente 0,05 mm a aproximadamente 1,4 mm, y lo con mayor preferencia en el rango de aproximadamente 0,1 mm a aproximadamente 0,4 mm. Claramente, estos rangos de grosores de pared son mucho más delgados de lo que se puede lograr usando materiales poliméricos, lo que hace que el dispositivo sea relativamente compacto. Además, el material metálico del conducto tiene preferiblemente una conductividad térmica mayor de 5 W/(mK) y típicamente mayor de 10 W/(mK). La combinación de bajo grosor de pared y alta conductividad térmica permite una medición de temperatura a través de la pared de alta precisión.

15 Según una realización de la presente invención, el conducto **120** es un tubo de acero inoxidable de calidad médica. Una de las ventajas de este tipo de conducto es que evita parte de la degradación térmica asociada con el calentamiento. El término "**degradación térmica**" se refiere a un sobrecalentamiento del conducto, debido por ejemplo a la activación del dispositivo que incluye aire en lugar de fluido, en donde el conducto puede fundirse o liberar sustancias no deseadas en el flujo de líquido.

20 Además, los tubos de polímero disponibles convencionalmente tienen una capacidad extremadamente baja para transferir calor según lo definido por su conductividad térmica respectiva entre 0,12 y 0,42 W/(mK), mientras que un conducto formado a partir de un tubo de acero inoxidable que tiene una conductividad térmica más alta típicamente en exceso de 10 W/mK es un conductor de calor mucho mejor.

25 Otra ventaja de este tipo de conducto son las características duraderas y estables del material en condiciones ambientales extremas, como heladas, humedad, calor, exposición a la luz solar. El conducto **120** también puede almacenarse durante períodos prolongados sin alterar sus características.

30 La longitud y el grosor del conducto metálico **120** están especialmente diseñados para proporcionar un calentamiento preciso uniforme, continuo, gradual, así como una alta eficiencia energética en toda la superficie interna del conducto **120**. Debido a la alta conductividad térmica del conducto **120**, la eficiencia térmica se proporciona mediante la transferencia desde el grosor de la pared del conducto **120** a su superficie interna que está en contacto directo con el flujo de líquido. La alta eficiencia térmica asegura un consumo mínimo de energía. Preferiblemente, la eficiencia energética se mejora aún más mediante la provisión de una cubierta térmicamente aislante sobre una parte principal de la superficie exterior del conducto **120**. La cubierta aislante se forma típicamente como un manguito que rodea el conducto con aberturas donde se requieren para la conexión de conexiones eléctricas y elementos sensibles a la temperatura.

40 Según determinadas realizaciones preferidas de la presente invención, la superficie interior del conducto **120** está revestida con un material eléctricamente aislante. El revestimiento está hecho de un material biológicamente compatible. El grosor del revestimiento es mínimo (típicamente unas pocas décimas de milímetro) para degradar mínimamente las características de transferencia de calor del conducto metálico.

45 De acuerdo con ciertas realizaciones preferidas de la presente invención, el conducto **120** puede ser desechable y se puede desconectar del controlador **140** y reemplazarse, lo que permite la reutilización del controlador más costoso mientras que los componentes que entran en contacto con el flujo de líquido son desechables para garantizar la esterilidad para cada uso. Alternativamente, el conducto **120** puede ser reutilizable. En este caso, el conducto **120** todavía es preferiblemente desmontable para facilitar la esterilización del conducto sin dañar el controlador **140**.

50 El controlador **140** también incluye una disposición de detección de temperatura operativa para medir la temperatura o temperaturas del fluido que fluye dentro del conducto **120**. La disposición de detección de temperatura es preferiblemente un sistema de alta resolución que proporciona una indicación de las temperaturas medidas con una precisión de al menos una fracción de una décima de grado Celsius. Basado en estas mediciones, el controlador **140** proporciona preferiblemente un control preciso de la temperatura de salida del flujo de fluido ajustable con una resolución de al menos aproximadamente 0,1 °C y regulada con una precisión significativamente mayor que la resolución configurable en una amplia gama de caudales. En ciertas realizaciones preferidas, la disposición de detección de temperatura incluye elementos **160** sensibles a la temperatura desplegados sobre la superficie externa del conducto **120** para detectar la temperatura del conducto **120**. Como se discutió anteriormente, las propiedades del conducto **120** son tales que la temperatura de la superficie externa del conducto **120** es casi idéntica a la temperatura de la pared interna del conducto **120**. Si incluso el pequeño diferencial de temperatura entre el líquido y el exterior del conducto se considera problemático, se puede calcular una corrección, basándose en parte en la información sobre el caudal actual. Opcionalmente, se puede desplegar otro elemento **162** sensible a la temperatura dentro del flujo de líquido cerca de la salida **104**, verificando así la temperatura final del fluido antes de su introducción al paciente.

Pasando ahora a las Figuras 3 y 4, estas muestran representaciones esquemáticas adicionales del dispositivo **100** que ilustran ciertas características opcionales adicionales. Las versiones de las Figuras 3 y 4 se diferencian principalmente en la forma compacta utilizada para el conducto **120** con el fin de facilitar un embalaje eficiente. En la Figura 3, se muestra una rejilla de secciones de tubos paralelas en las que la trayectoria del flujo pasa de un lado a otro. La Figura 4, por otro lado, tiene el conducto **120** implementado como una forma de doble espiral. Ambas formas pueden implementarse usando equipo estándar para formar y dar forma a tubos finos y, una vez formadas, son estables y autoportantes.

También se ilustran en las Figuras 3 y 4 características preferidas adicionales asociadas con la entrada **102** y la salida **104** que se ilustran con más detalle en las Figuras 6 y 7, respectivamente. Con referencia a la Figura 6, asociada con la entrada **102** hay preferiblemente una bomba **200** para generar una tasa deseada de flujo de fluido a través del conducto **120**, una conexión eléctrica **122** para la aplicación de una tensión de calentamiento desde el controlador **140** y un elemento sensible a la temperatura **160**. Haciendo referencia a la Figura 7, asociado con la salida **104** hay preferiblemente un elemento sensible a la temperatura **160**, una conexión eléctrica **122** para la aplicación de una tensión de calentamiento desde el controlador **140**, un elemento sensible a la temperatura sumergido adicional **162**, un sensor de flujo **212** para medir una tasa de flujo de fluido a través del conducto **120** y una válvula de interrupción de flujo **146**.

Las Figuras 3 y 4 también muestran detalles adicionales de una implementación ejemplar del controlador **140**. Cabe señalar que el controlador **140** puede implementarse usando un sistema de procesamiento de propósito general que incluye uno o más procesadores que operan con un software adecuado, o como hardware dedicado, firmware o cualquier combinación de los mismos, todo en combinación con varios otros hardware periféricos para interactuar con otros componentes del dispositivo **100**, todo como resultará evidente para un experto en la técnica. Además, las diversas funciones atribuidas al controlador **140** se pueden subdividir entre dos o más unidades separadas, todo como cuestión de elección de diseño. Los componentes funcionales adicionales del controlador **140** ilustrado en las Figuras 3 y 4 incluyen un módulo de control de flujo **220** para recibir la salida del caudalímetro **212** y accionar la bomba de flujo **200**, un módulo de control de tensión y potencia **222** para aplicar las tensiones requeridas a los terminales **122**, módulo de monitores de temperatura **224** para interactuar con elementos sensibles a la temperatura **160**, **162** para proporcionar la disposición de detección de temperatura, un regulador de potencia multipropósito **226** para gestionar la carga de la batería y/o la entrada de energía de varios tipos de fuente de alimentación, y un módulo de seguridad **228** para detectar varias condiciones de mal funcionamiento y/o la operación del botón de seguridad manual **144** y para activar la válvula de cierre **146** y desactivar el calentamiento.

El controlador **140** monitorea preferiblemente la temperatura del fluido en al menos tres ubicaciones desplegadas a lo largo del conducto **120**, monitoreando así de manera segura la temperatura del fluido en el dispositivo **100**. En un ejemplo no limitativo, el dispositivo puede configurarse para administrar fluido a una temperatura seleccionada en el rango de 38-39 °C, por ejemplo, durante el tratamiento de hipotermia.

Ahora se hace referencia a las Figuras 5A y 5B que muestran vistas esquemáticas detalladas del conducto **120** mencionado anteriormente. Un elemento sensible a la temperatura **160** desplegado sobre la superficie externa del conducto **120** mide la temperatura del conducto **120**. El elemento sensible a la temperatura **160** se mantiene en su lugar contra, y si es necesario, eléctricamente aislado del conducto **120** mediante cualquier estructura adecuada, tal como, por ejemplo, un adhesivo aislante **192**. También como se mencionó anteriormente, un elemento adicional **162** sensible a la temperatura puede colocarse directamente dentro de la trayectoria del fluido.

Cabe señalar que la presente invención se puede implementar utilizando cualquier tecnología de detección de temperatura adecuada. Normalmente, se utiliza tecnología de termómetro de contacto eléctrico en la que un elemento sensible a la temperatura se despliega en contacto con el objeto cuya temperatura se va a medir. Un ejemplo típico pero no limitativo de una tecnología adecuada es el uso de un termistor asociado con un circuito de detección adecuado. Otros ejemplos incluyen, pero no se limitan a, termómetros termoeléctricos, termómetros de resistencia, termómetros semiconductores, termómetros de cuarzo, termómetros de fibra óptica y termómetros ultrasónicos. En un conjunto alternativo de implementaciones, se pueden usar pirómetros ópticos.

La Figura 5B ilustra adicionalmente la opción de incluir un revestimiento eléctricamente aislante **179** dentro del conducto **120**.

Según otra realización de la presente invención, el dispositivo **100** es liviano y portátil y fácil de manejar en todas las condiciones climáticas y ambientales. El dispositivo **100** es estéril y cualquier pieza que entre en contacto con el líquido es desechable.

De acuerdo con ciertas realizaciones preferidas de la presente invención, el dispositivo **100** se activa bajo una tensión operativo en el rango de aproximadamente 6 V a 24 V, y lo con mayor preferencia, no más de aproximadamente 12 V. El funcionamiento a estas tensiones bajas, y por lo tanto relativamente seguras, se ve facilitado por el hecho de que el material metálico del conducto tiene preferiblemente una resistencia eléctrica de no más de aproximadamente 15 ohmios, y lo con mayor preferencia de no más de aproximadamente 5 ohmios.

De acuerdo con ciertas realizaciones preferidas de la presente invención, el dispositivo puede activarse mediante una fuente de alimentación externa que está conectada a la red de energía eléctrica, o a la fuente de alimentación externa de un vehículo en el campo.

5 Según otra realización de la presente invención, el dispositivo **100** asegura una alta estabilidad funcional y operativa ante choques mecánicos y térmicos. Esto se logra principalmente proporcionando soporte estructural para el conducto **120**.

10 Según otra realización de la presente invención, el dispositivo **100** es completamente funcional y operativo en condiciones ambientales extremas junto con un bajo consumo de energía y está adaptado para ser utilizado en un entorno de campo como servicios médicos de emergencia, ambulancias, servicio de vuelo, servicio de embarcaciones y operaciones en el campo de batalla o de grado militar.

15 Según otra realización de la presente invención, el dispositivo **100** incluye una válvula de seguridad que se puede activar para detener el flujo de fluido cuando ocurre un caso de emergencia peligrosa. El controlador **140** tiene características de seguridad adicionales que permiten paradas de flujo de fluido momentáneas, temporales o constantes. El dispositivo también tiene un botón manual de seguridad que puede ser activado por el usuario.

20 Según otra realización de la presente invención, el dispositivo **100** incluye además un aislante (no mostrado) que rodea el conducto metálico **120** operativo para aislar eléctricamente el conducto metálico **120** así como para comportarse como un aislante de temperatura. Por tanto, el conducto **120** es económico, fácil de fabricar y adecuado para su uso en una amplia gama de entornos de campo.

25 Según otra realización de la presente invención, el dispositivo **100** incluye además un monitor operativo para determinar la presencia de un flujo de fluido e interrumpir el funcionamiento del dispositivo si el flujo de fluido se ha detenido.

La cita de una referencia no constituye una admisión de que la referencia es estado de la técnica.

30 La presente invención se ha descrito usando descripciones detalladas de realizaciones de la misma que se proporcionan a modo de ejemplo y no pretenden limitar el alcance de la invención más que como se indica explícitamente en las reivindicaciones adjuntas. Las realizaciones descritas comprenden diferentes características, no todas las cuales son necesarias en todas las realizaciones de la invención. Algunas realizaciones de la presente invención utilizan solo algunas de las características o posibles combinaciones de las características. A los expertos en la técnica se les ocurrirán variaciones de realizaciones de la presente invención que se describen y realizaciones de la presente invención que comprenden diferentes combinaciones de características indicadas en las realizaciones descritas.

40

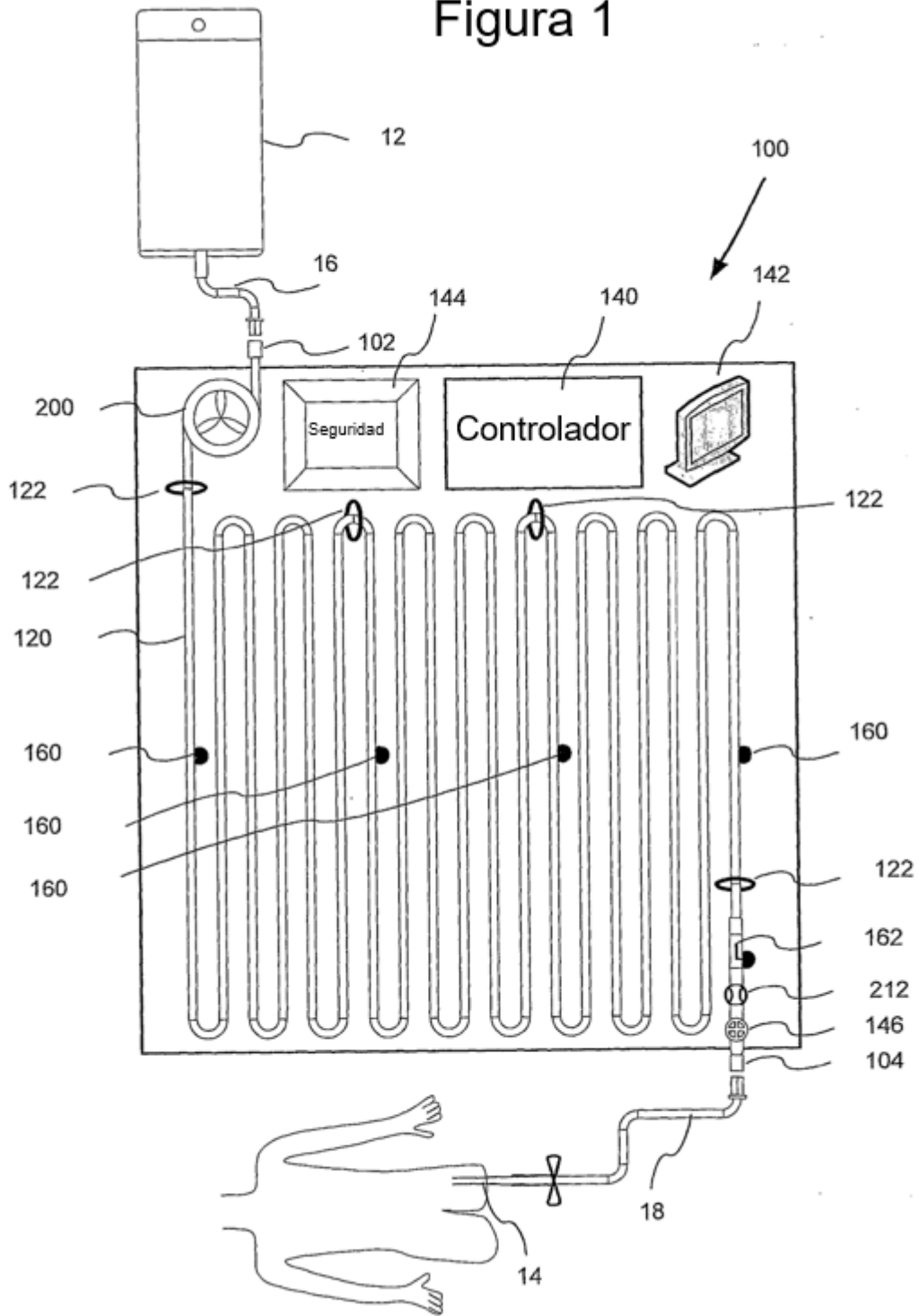
## REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo (100) para calentar un flujo de líquido desde una temperatura inicial hasta una temperatura deseada para la administración intravenosa, el dispositivo comprende:
  - 5 (a) un conducto alargado (120) que tiene una entrada (102) para recibir el flujo de líquido a la temperatura inicial y una salida (104) para entregar el flujo de líquido a la temperatura deseada;
  - (b) al menos una disposición de detección de temperatura (160, 162, 224) asociada con dicho conducto (120) y desplegada para generar una salida indicativa de la temperatura del líquido en al menos una ubicación a lo largo de dicho conducto (120); y
  - 10 (c) un controlador (140) asociado con dicha disposición de detección de temperatura y desplegado para aplicar una tensión para generar corriente eléctrica que fluye dentro de al menos un tramo de la pared de dicho conducto (120), controlando así el calentamiento del flujo de líquido para alcanzar la temperatura deseada en dicha salida (104),
- 15 **caracterizado porque** dicho conducto (120) es un conducto metálico que tiene un grosor de pared de no más de 0,4 mm, y en donde dicha entrada (102) y dicha salida (104) están provistas de conectores para la conexión a un equipo de infusión médico.
2. El dispositivo de la reivindicación 1, en donde dicha al menos una disposición de detección de temperatura incluye un elemento sensible a la temperatura (160) posicionado en contacto térmico con una superficie externa de dicho conducto metálico (120).
3. El dispositivo de la reivindicación 1 o de la reivindicación 2, en donde dicha al menos una disposición de detección de temperatura comprende al menos tres elementos sensibles a la temperatura (160) desplegados para generar salidas indicativas de una temperatura del líquido en al menos tres ubicaciones a lo largo de dicho conducto (120).
4. El dispositivo de la reivindicación 2, en donde dicho conducto metálico (120) está formado por un material que tiene una conductividad térmica de al menos aproximadamente 5 W/(mK).
5. El dispositivo de la reivindicación 1, en donde dicho conducto metálico (120) tiene una resistencia eléctrica de preferiblemente no más de aproximadamente 15 ohmios, con mayor preferencia no más de aproximadamente 5 ohmios.
6. El dispositivo de la reivindicación 1, en donde dicho conducto metálico (120) está formado principalmente de acero inoxidable.
7. El dispositivo de la reivindicación 1, en donde dicho controlador (140) se implementa para aplicar tensiones a fin de generar una primera corriente eléctrica que fluye dentro de un primer tramo ( $L_1$ ) de dicha pared de dicho conducto de metal (120) y una segunda corriente eléctrica que fluye dentro de un segundo tramo ( $L_2$ ,  $L_3$ ) de dicha pared de dicho conducto metálico (120).
8. El dispositivo de la reivindicación 7, en donde el flujo de fluido desde dicha entrada (102) a dicha salida (104) pasa secuencialmente a través de dicho primer tramo ( $L_1$ ) y dicho segundo tramo ( $L_2$ ,  $L_3$ ), y en donde dicha al menos una disposición de detección de temperatura se despliega para generar una salida indicativa de la temperatura del líquido:
  - (a) en las proximidades de una transición desde dicho primer tramo a dicho segundo tramo; y
  - (b) después de fluir a través de dicho segundo tramo.
9. El dispositivo de la reivindicación 8, en donde dicho controlador (140) está configurado para aplicar tensiones para generar dicha primera corriente a fin de calentar el flujo de fluido que pasa a lo largo de dicho primer tramo ( $L_1$ ) a través de la mayor parte de una diferencia de temperatura entre la temperatura inicial y la temperatura deseada, y generar dicha segunda corriente para calentar el flujo de fluido que pasa a lo largo de dicho segundo tramo ( $L_2$ ,  $L_3$ ) mediante una corrección de temperatura restante para alcanzar la temperatura deseada en dicha salida (104).
10. El dispositivo de la reivindicación 7, en donde dicho primer tramo y dicho segundo tramo de dicho conducto metálico (120) están interconectados por una sección intermedia de dicho conducto metálico (120), y en donde dicha al menos una disposición de detección de temperatura incluye un elemento sensible a la temperatura (160) colocada en contacto térmico con una superficie externa de dicha sección intermedia.
11. El dispositivo de cualquier reivindicación anterior, en donde dicho conducto (120) es un conducto estéril reemplazable desconectable de dicho controlador (140).

12. El dispositivo de la reivindicación 1, en donde dicho conducto metálico (120) incluye un revestimiento interno de una capa eléctricamente aislante.
- 5 13. El dispositivo de la reivindicación 1, en donde dicho conducto metálico (120), dicha al menos una disposición de detección de temperatura y dicho controlador (140) están incluidos dentro de una carcasa portátil.
14. El dispositivo de la reivindicación 13, en donde dicha carcasa incluye además una batería asociada con dicho controlador (140) y se configura para permitir el funcionamiento del dispositivo sin conexión a una fuente de alimentación externa.
- 10 15. El dispositivo de la reivindicación 1, en donde dicho conducto metálico (120) está en contacto térmico directo con el flujo de líquido.

15

Figura 1



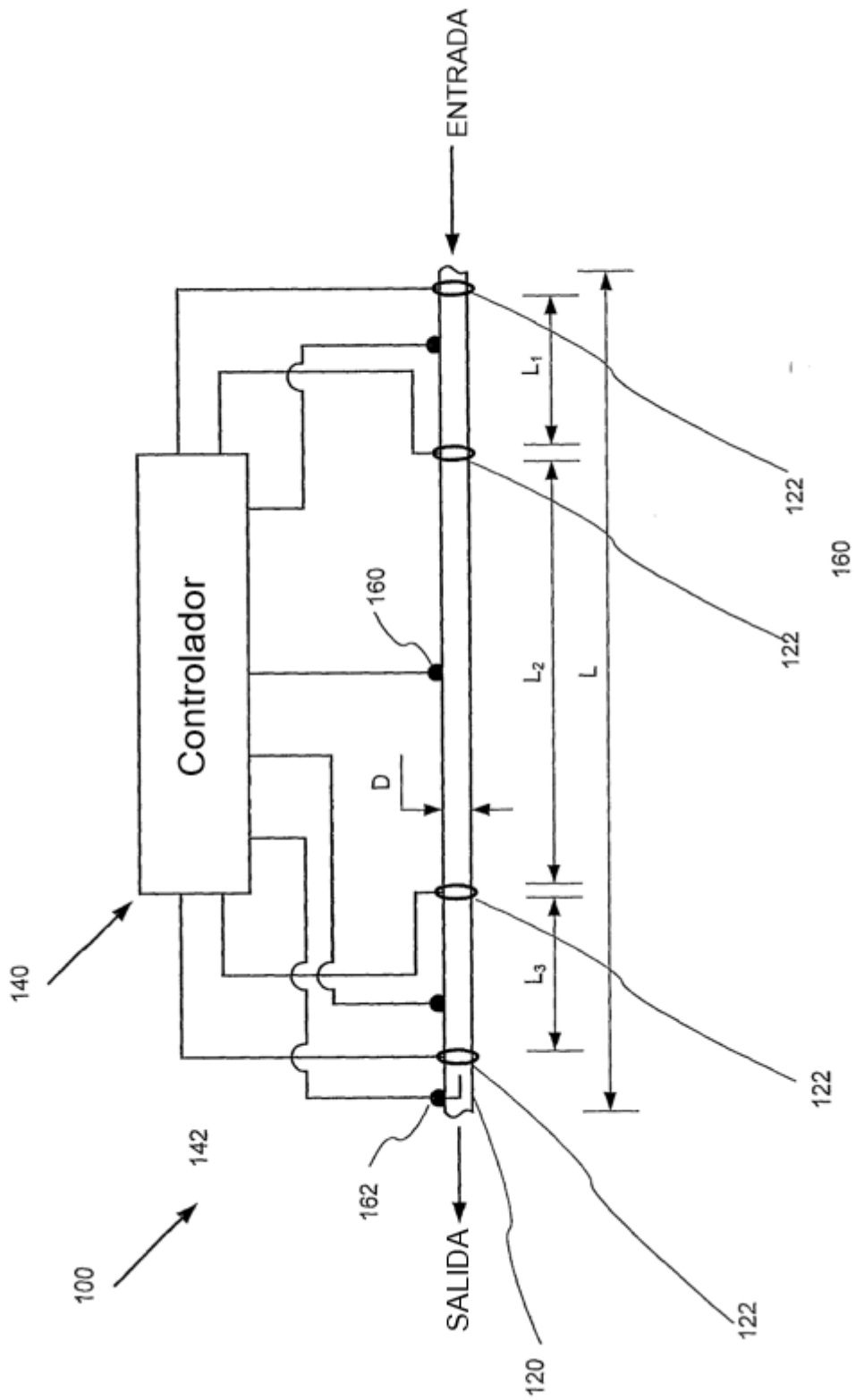


Figura 2

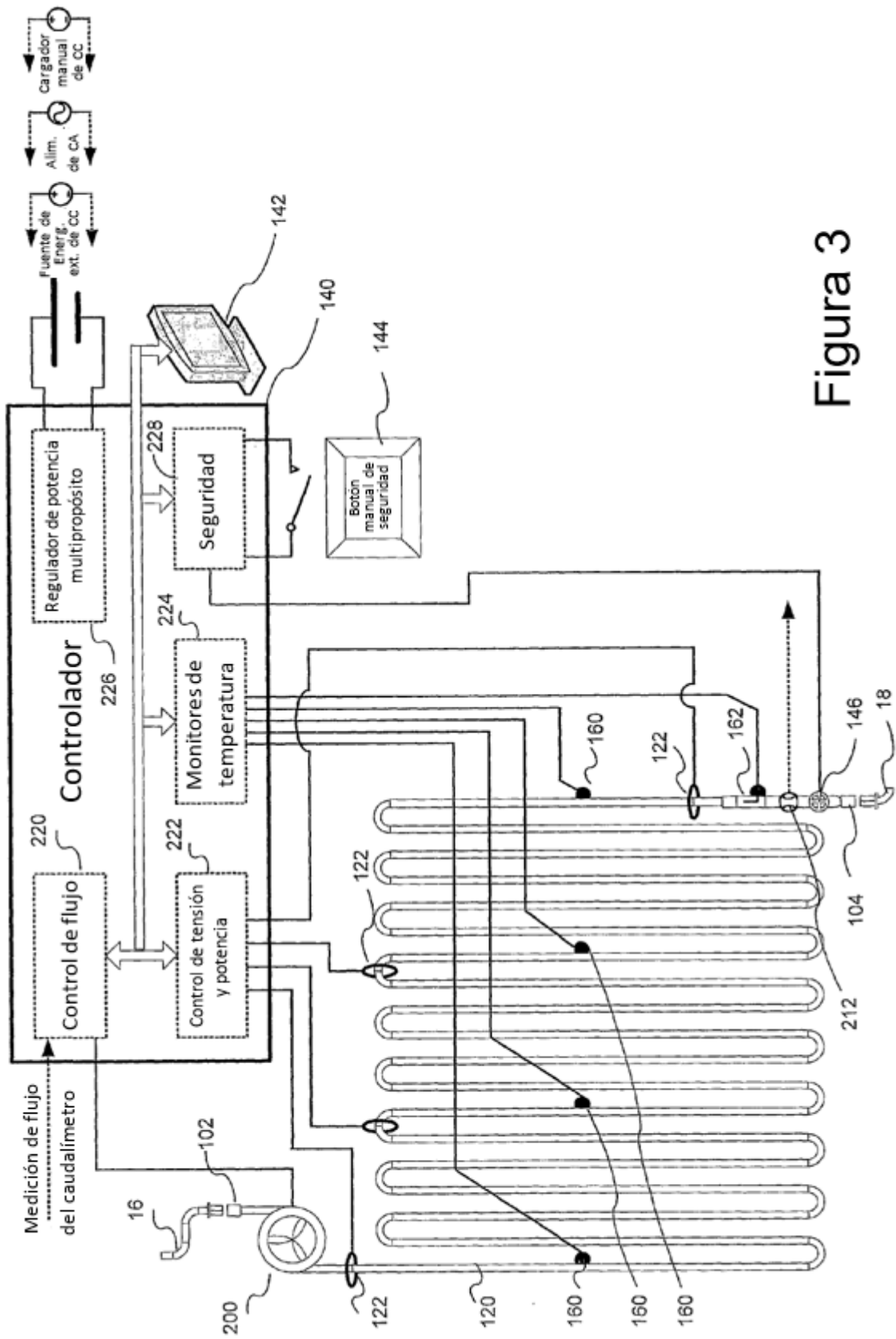


Figura 3

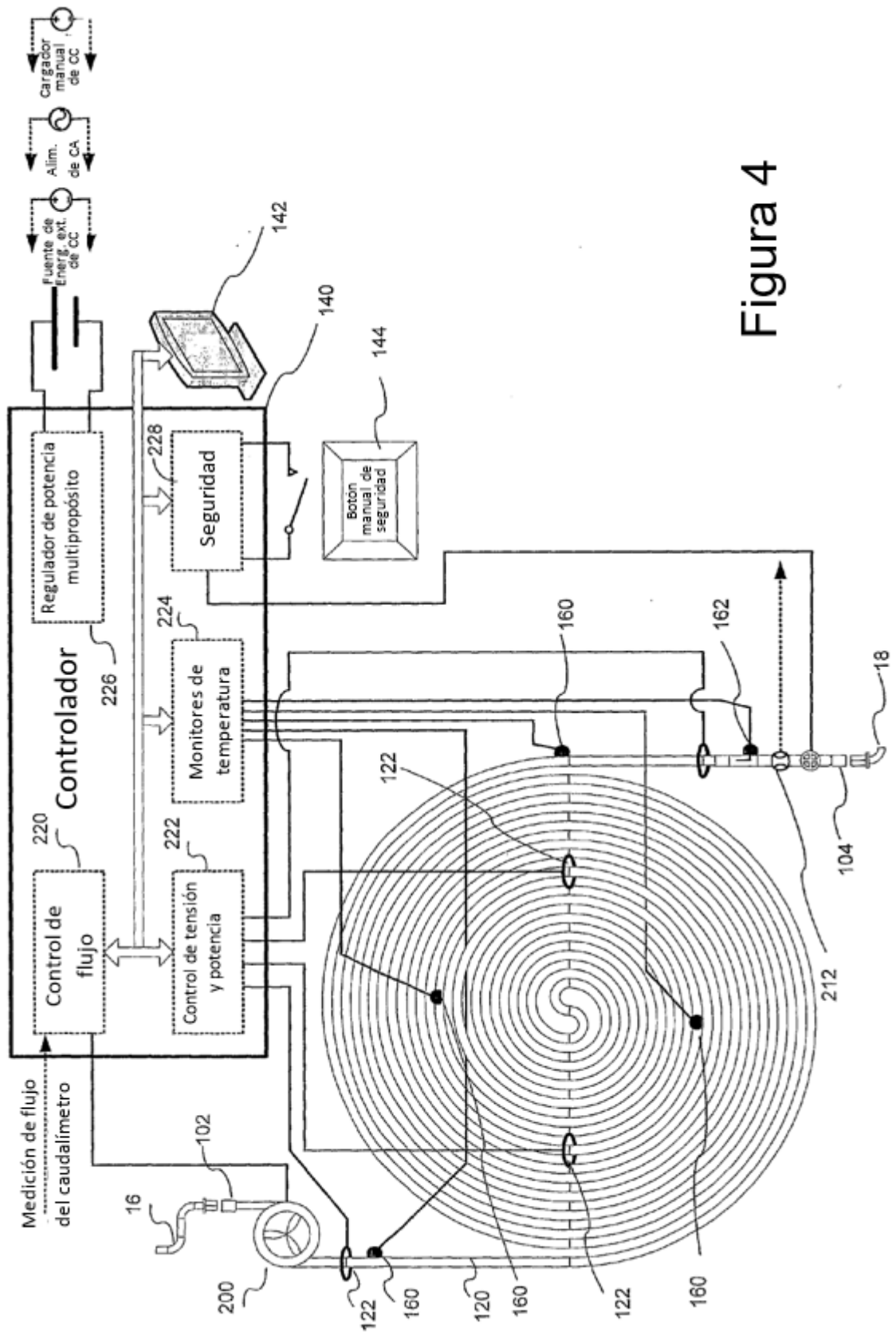


Figura 4

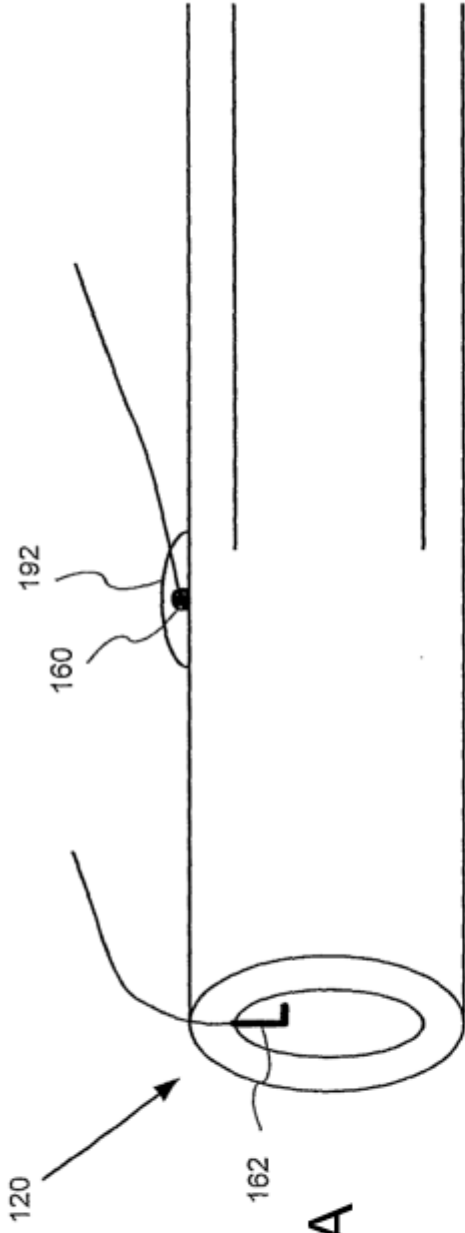


Figura 5A

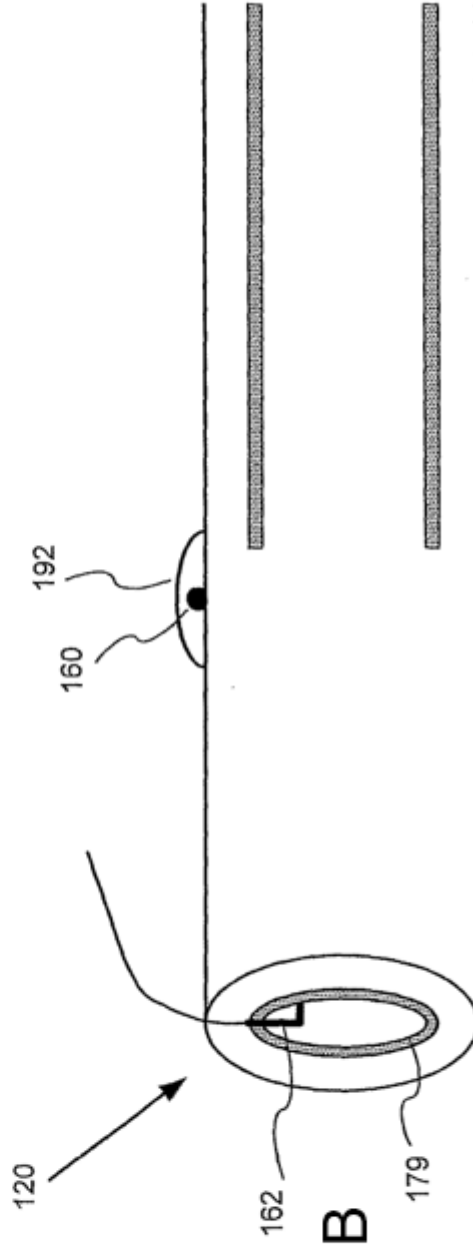


Figura 5B

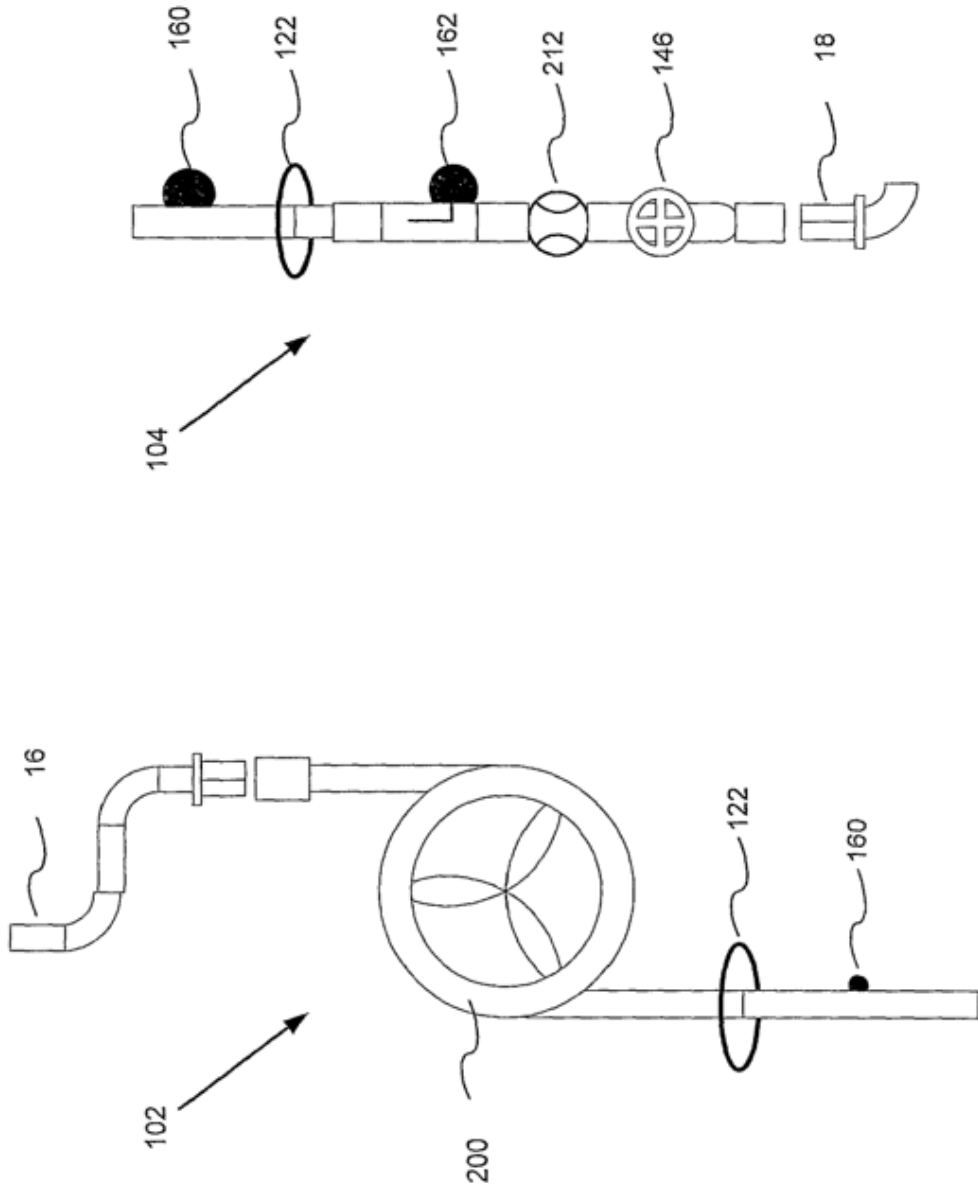


Figura 7

Figura 6