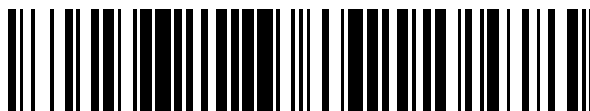


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 398 336**

51 Int. Cl.:

A61M 1/16

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **23.01.2009** **E 09709472 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **24.10.2012** **EP 2252344**

54 Título: **Sistema de diálisis que incluye una fuente de alimentación suplementaria**

30 Prioridad:

14.02.2008 US 31616

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

15.03.2013

73 Titular/es:

BAXTER INTERNATIONAL INC. (50.0%)

One Baxter Parkway

Deerfield, IL 60015-4633, US y

BAXTER HEALTHCARE S.A. (50.0%)

72 Inventor/es:

ROHDE, JUSTIN B. y

HAN, WILLIAM W.

74 Agente/Representante:

AZNÁREZ URBIETA, Pablo

ES 2 398 336 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

Sistema de diálisis que incluye una fuente de alimentación suplementaria

ANTECEDENTES

5 En general, la presente invención se refiere a sistemas de fluidos médicos y, en particular, a sistemas de diálisis que se pueden utilizar en el domicilio del paciente.

10 Normalmente la necesidad de potencia durante un ciclo de uso típico de un dispositivo de diálisis ambulatorio varía de modo significativo. Durante la terapia, que puede durar de dos a dieciocho horas, probablemente el consumo de energía será particularmente alto. Los sistemas de diálisis y de purificación del agua requieren una cantidad importante de energía para el funcionamiento de calentadores, bombas, válvulas, etc. De manera similar, el equipo de desinfección y los procesos que se realizan al final de la terapia pueden requerir grandes cantidades de electricidad. La cantidad instantánea de energía requerida durante estos procesos puede exceder el voltaje que es capaz de suministrar una conexión doméstica estándar (por ejemplo 15 amperios, 110/120 voltios o equivalente). Por ello, puede resultar necesario aumentar la potencia de red del paciente a una potencia y/o voltaje superior con el fin de aplicar la terapia.

Sería deseable que no existiera la necesidad de mejorar el sistema eléctrico del paciente.

15 La US-6.234.992 se relaciona con la diálisis y describe una bomba peristáltica portátil para una máquina de diálisis. En una realización, la bomba funciona con CA con una batería de reserva.

La US 2005/0236329 describe un dispositivo de filtración y desintoxicación extracorpóreo.

20 La WO 96/40318 se refiere a un sistema de administración de potencia para una máquina de diálisis que maximiza la cantidad de potencia eléctrica suministrada a un calentador sin exceder la potencia máxima permitida para la máquina de diálisis.

SUMARIO DE LA INVENCION

De acuerdo con la presente invención, se proporciona un sistema de diálisis según la reivindicación 1.

25 El sistema de la presente descripción es un sistema de fluidos médicos, por ejemplo un sistema de diálisis que se puede utilizar en el domicilio de un paciente. En una realización, el sistema de fluidos médicos genera un líquido de diálisis. El proceso comienza con la purificación del agua. El agua purificada es suministrada a la máquina de diálisis, que añade los concentrados al este agua depurada para obtener los dialisatos. Por ello, los aparatos incluyen un sistema de purificación de agua situado en el extremo frontal de la máquina de diálisis. El sistema genera el dialisato en línea, esto es, genera el fluido médico a medida que se necesita, al contrario que los fluidos generados previamente y almacenados en bolsas de administración. Según se indica, la necesidad de reforzar el sistema eléctrico del domicilio de un paciente para atender tanto la preparación del dialisato como su administración puede constituir un impedimento para adoptar la terapia. Así, el presente sistema proporciona una fuente de energía suplementaria que se conecta en paralelo con la línea del paciente o a la rama de potencia. Durante la terapia o durante otras operaciones que demandan mayor potencia, se descarga energía suplementaria al sistema para evitar que la potencia total sea extraída de la carga o línea de derivación, sobrepasando con ello su límite de carga. Una vez terminada la terapia o, en otras palabras, cuando la necesidad de potencia del sistema de diálisis desciende, el suministro de energía suplementaria absorbe electricidad de la línea de derivación. Por ejemplo, pueden haber de dieciséis a veintidós horas diarias durante las cuales no se utiliza el equipo. Durante este tiempo, la fuente suplementaria completa sus reservas energéticas para el próximo tratamiento de diálisis.

40 En otra realización, tanto la línea de derivación como el equipo de potencia suplementaria suministran potencia durante la terapia al equipo de diálisis. En varias realizaciones ilustradas más abajo, la línea de derivación y el equipo de potencia suplementaria: (i) funcionan en paralelo para suministrar electricidad a cada uno de los componentes de fluidos médicos que lo necesitan, o (ii) se dedican individualmente a uno o más de los componentes para fluidos médicos que requieren electricidad (por ejemplo, la línea de derivación suministra electricidad a cada uno de los componentes para fluidos médicos que la necesitan excepto para la unidad de preparación del dialisato, que es atendida por la fuente de potencia suplementaria). Después de la terapia, se corta la alimentación de potencia de ambas fuentes al equipo para fluidos médicos (o se reduce a un nivel de hibernación), y la línea o fuente de potencia de derivación recarga la fuente de potencia suplementaria.

50 La fuente de potencia suplementaria puede ser de varios tipos diferentes, cada uno ofreciendo diferentes ventajas y desventajas. En una realización, la fuente de potencia suplementaria es una o más baterías electroquímica(s), por ejemplo de las que utilizan productos químicos recargables como pueden ser litio-ion, litio-ion-polímero, litio-ion-fosfato, litio-sulfuro, litio-nano-titanato, hidruro de metal de níquel, níquel-cadmio, níquel-hierro, níquel-cinc, batería de plomo y células recargables alcalinas. Cada una de estas celdas químicas es capaz de almacenar la cantidad suficiente de energía en una carcasa de tamaño razonable para ajustarse a la aplicación del fluido médico. Estas celdas son recargables, pero típicamente quedan limitadas a varios cientos o miles de ciclos de carga/descarga antes de tener que

ser sustituidas. Según el componente químico de las celdas, éstas también pueden representar un riesgo medioambiental.

Alternativamente, la fuente de potencia suplementaria puede ser uno o más condensadores, tal como un ultracondensador (algunas veces llamado supercondensador). Los ultracondensadores tienen un índice de descarga más rápido que las células electroquímicas, sin embargo ofrecen la ventaja de durar alrededor de un millón de ciclos de carga/descarga sin afectar al rendimiento. Además, los avances recientes en el campo de los condensadores han permitido alcanzar densidades de energía en exceso de 300 W(h)/kg, aproximadamente dos veces la densidad de una celda de litio-ion. Además, la gran velocidad de descarga de los ultracondensadores no constituye necesariamente una desventaja, ya que la gran velocidad de descarga permite a un condensador de determinada densidad energética suministrar más energía instantánea al sistema que una batería con una densidad energética equivalente.

Una tercera opción es, durante las horas sin terapia, convertir el agua en hidrógeno presurizado mediante una reacción de electrolisis. Durante la terapia, el hidrógeno se oxida en una celda de combustible produciendo corriente eléctrica para el dispositivo. La reacción de electrolisis es muy ineficiente desde el punto de vista energético; sin embargo, el hidrógeno resultante generado es altamente inflamable y, por ello, en una de las realizaciones preferentes, se almacena de forma segura y a una presión relativamente baja.

Para la diálisis en línea se pueden prever dos calentadores, uno para la preparación del dialisato y el otro para la unidad de administración del mismo. La alimentación eléctrica simultánea de los calentadores puede sobrepasar la corriente máxima permitida para la corriente de derivación o de línea (suponiendo que la corriente de derivación o de línea alimenta ambos calentadores). Los calentadores son alimentados cada uno mediante un ciclo de servicio utilizando la modulación de anchura de pulso, que aplica, para cada calentador, la potencia máxima durante un primer período de tiempo y ninguna potencia durante un segundo período de tiempo. El primer tiempo fija el ciclo de servicio con relación al segundo tiempo (por ejemplo un ciclo de servicio del cincuenta por ciento requiere la potencia completa durante la mitad del tiempo y ninguna potencia durante la otra mitad del tiempo).

El presente sistema incluye un controlador o implementador lógico configurado hasta de forma que sea posible suministrar potencia a solamente uno de los calentadores en cualquier momento dado. El controlador o implementador lógico puede configurarse, por ejemplo, de manera que si el primer calentador necesita potencia, se bloquea el implementador lógico para ver si el segundo calentador se encuentra actualmente alimentado. En caso negativo, el implementador lógico se encarga de suministrar electricidad al primer calentador. En caso afirmativo, el implementador lógico sigue comprobando si el segundo calentador sigue actualmente alimentado y provoca el suministro eléctrico al primer calentador cuando el segundo ya no está siendo alimentado. El implementador lógico se configura, además, de modo que si el segundo calentador necesita corriente eléctrica, el implementador lógico se bloquea para ver si el primer calentador está siendo alimentado con energía eléctrica en ese momento. En caso negativo, el implementador lógico provoca el suministro de corriente eléctrica al segundo calentador. En caso afirmativo, el implementador lógico sigue comprobando si el primer calentador está siendo alimentado y provoca el suministro eléctrico al segundo calentador cuando el primero ya no está recibiendo corriente eléctrica.

En otro ejemplo, el implementador lógico o controlador suministra corriente eléctrica al primer calentador durante un primer tiempo predeterminado y alimenta después el segundo calentador durante un segundo tiempo predeterminado. El tiempo depende de los ciclos de servicio requeridos respectivos de ambos calentadores. Si los ciclos de servicio colectivos son inferiores al cien por ciento, se configura el controlador o implementador lógico de modo que no suministre corriente eléctrica a ninguno de los calentadores durante un período de tiempo predeterminado después de uno o ambos de los tiempos de alimentación primero y segundo. En una realización, el controlador o implementador lógico intenta distanciar la alimentación eléctrica de los dos calentadores hasta donde sea posible.

Los algoritmos arriba dados son los mejor adaptados para los calentadores primero y segundo, que están dimensionados y configurados de modo que cada uno funcione a menos del cincuenta por ciento del ciclo de servicio. Cuando el ciclo de servicio combinado de los dos calentadores supera el cien por ciento, se configura el implementador lógico de manera que minimice el tiempo de superposición de la alimentación eléctrica de los dos calentadores primero y segundo en lo posible. Para ello, se suministra electricidad al segundo calentador en el momento en el que se corta el suministro eléctrico al primero. Entonces el implementador lógico espera tanto como sea posible (de acuerdo con el ciclo de servicio del primer calentador) para realimentar el primer calentador. El segundo calentador recibe el suministro eléctrico mientras lo necesita de acuerdo con su ciclo de servicio. Este procedimiento se repite, eliminando la superposición de potencia hasta donde es posible.

La fuente de potencia suplementaria arriba mencionada puede utilizarse para prevenir que los dos calentadores consuman demasiada potencia. En una realización, la corriente de derivación o de línea y la fuente de potencia suplementaria están divididas de forma que cada una alimenta uno de los calentadores. En otra realización, una de la línea de derivación o la de potencia se utiliza sola para alimentar ambos calentadores cuando éstos no deben ser suministrados al mismo tiempo. La segunda fuente de potencia se solicita siempre que ambos calentadores se alimenten, bien para suministrar electricidad a uno de los calentadores o bien para añadir una fuente de potencia colectiva que pueda proporcionar la corriente necesaria de ambos calentadores.

Por tanto, una ventaja de la presente invención es que proporciona un sistema para fluidos médicos capaz de operar a una potencia relativamente grande y que puede utilizarse en el domicilio del paciente sin necesidad de reforzar la potencia de línea del domicilio.

5 Otra ventaja de la presente invención es que proporciona un sistema para fluidos médicos con una fuente de potencia suplementaria configurada de modo que alimenta uno o más componentes eléctricos del sistema.

Otra ventaja de la presente invención es que proporciona un sistema para fluidos médicos que separa la alimentación eléctrica de los dos calentadores utilizados en el sistema, minimizando el consumo total de potencia.

Otras características y ventajas adicionales se describen aquí y se ponen de manifiesto en la siguiente Descripción Detallada y las figuras.

10 BREVE DESCRIPCIÓN DE LAS FIGURAS

- Fig. 1: vista esquemática de una realización del sistema para fluidos médicos o diálisis con una fuente de alimentación eléctrica de línea o derivación y una fuente de potencia suplementaria.
- Fig. 2: vista esquemática de otra realización de un sistema para fluidos médicos o diálisis con una fuente de alimentación eléctrica de línea o derivación y una fuente de potencia suplementaria.
- 15 Fig. 3: vista esquemática que ilustra una forma de operación de las fuentes de la línea de alimentación eléctrica y de la de derivación con el sistema para fluidos médicos o diálisis.
- Fig. 4: vista esquemática que muestra otra forma de operación de las fuentes de alimentación, tanto de línea como de derivación, con el sistema para fluidos médicos o diálisis.
- 20 Fig. 5: vista esquemática de otra forma de operación de las fuentes de alimentación eléctrica, tanto de la línea como de derivación, con el sistema para fluidos médicos o diálisis.
- Fig. 6: vista esquemática que muestra todavía otra forma de operación de las fuentes de alimentación eléctrica, tanto de la línea como de derivación, con el sistema para fluidos médicos o diálisis.
- Fig. 7A: diagrama de flujo lógico que muestra un método o algoritmo para suministrar potencia a dos calentadores de un sistema para fluidos médicos.
- 25 Fig. 7B: diagrama de flujo lógico que ilustra otro método o algoritmo para suministrar potencia a dos calentadores de un sistema para fluidos médicos de acuerdo con una relación maestro/esclavo.
- Fig. 8: diagrama de flujo lógico que ilustra otro método o algoritmo para suministrar potencia a dos calentadores de un sistema para fluidos médicos.
- 30 Fig. 9: diagrama de flujo lógico que muestra un método o algoritmo para suministrar potencia a dos calentadores para un sistema de fluidos médicos cuando ambos calentadores se alimentan a la vez en determinados momentos.
- Fig. 10: diagrama de flujo lógico que muestra otro método o algoritmo para suministrar potencia a dos calentadores de un sistema para fluidos médicos cuando ambos calentadores se alimentan a la vez en determinados momentos.
- 35 Fig. 11: gráfico del consumo eléctrico en función del tiempo para dos calentadores de un sistema para fluidos médicos cuando el ciclo de servicio total de ambos calentadores no alcanza el cien por cien.
- Fig. 12: gráfico del consumo eléctrico en función del tiempo para dos calentadores de un sistema para fluidos médicos cuando el ciclo de servicio total de ambos calentadores supera el cien por cien.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

40 Sistema para fluidos médicos con alimentación de potencia suplementaria

En referencia a las figuras, en particular a la Fig. 1, el sistema 10a muestra una realización de un sistema para fluidos médicos que utiliza una alimentación o fuente de potencia suplementaria. El sistema 10a muestra un sistema de diálisis, en particular un sistema de diálisis en línea, que produce dialisato o fluido de diálisis en línea (mezclando componentes del dialisato en el momento de la terapia, al contrario de la utilización de una mezcla previa con dialisatos embolsados).

45 El sistema de diálisis puede ser un sistema de diálisis peritoneal (PD), de hemodiálisis (HD), de hemofiltración (HF), de hemodiafiltración (HDF) y de terapia de sustitución renal continua (CRRT). El sistema 10a incluye un aparato 12 para recibir potencia de línea o de derivación, como puede ser 120VAC ó 240 VAC, potencia residencial o comercial. El aparato 12 incluye una clavija y/o cable y cualquier elemento necesario para regular la potencia, como puede ser un transformador, un convertidor analógico-digital y cualquier fusible y elemento protector del circuito deseado.

El sistema 10a incluye una fuente de potencia suplementaria o suministro 14. La fuente de potencia suplementaria 14 incluye el cableado o circuitos impresos para conectar los aparatos 12 de manera que los aparatos 12 conectados a la derivación pueden suministrar potencia a la fuente de potencia suplementaria 14. El suministro suplementario de potencia 14 incluye un equipo capaz de recibir potencia del equipo de aparato de derivación 12 y almacena esta potencia para suministrarla, cuando se necesite, al equipo para fluidos médicos o diálisis aquí descrito. El equipo puede ser uno de varios tipos diferentes, de los cuales cada uno tiene sus ventajas y desventajas. En una realización, la fuente de potencia suplementaria 14 incluye una batería o baterías electroquímica(s), por ejemplo las que utilizan sistemas químicos recargables como litio-ion, litio-ion-polímero, litio-ion-fosfato, azufre-litio, litio-nano-titanato, hidruro de níquel-metal, níquel-cadmio, níquel-hierro, níquel-cinc, baterías de plomo y celdas alcalinas recargables. Cada uno de estos sistemas químicos puede almacenar la suficiente cantidad de energía en un receptáculo de tamaño razonable para ajustarse a la aplicación de fluidos médicos. Estas celdas son recargables, pero están típicamente limitadas a varios cientos o miles de ciclos de carga/descarga antes de tener que sustituirlas. Dependiendo del producto químico de las celdas, éstas también pueden presentar riesgos para el medio ambiente.

La fuente de potencia suplementaria 14 es alternativamente uno o más condensadores, tales como un ultracondensador (a veces denominado supercondensador). Los ultracondensadores tienen una velocidad de descarga superior a la de las baterías electroquímicas, pero ofrecen la ventaja de una larga vida útil durante millones de ciclos de carga/descarga sin que se reduzca su rendimiento. Además, los recientes avances en el campo de los condensadores han conseguido densidades de energía en exceso de 300 W(h)kg, aproximadamente dos veces la densidad de una celda litio-ion. Una tercera opción es transformar agua en hidrógeno presurizado utilizando una reacción de electrolisis durante las horas sin terapia. Durante la terapia, el hidrógeno se oxida en la celda de combustible produciendo una corriente eléctrica, la cual es utilizada por el equipo.

Según se ha explicado, en una realización, la potencia de derivación 12 y la fuente de potencia suplementaria 14 alimentan una máquina de diálisis 20. En la realización ilustrada, la máquina de diálisis 20 incluye una unidad de purificación de agua 22, una unidad de preparación del dialisato 24, una unidad de suministro del dialisato 30 y una unidad de desinfección 26. Un ejemplo de unidad purificadora de agua se explica en la solicitud copendiente N° 11/937.232, titulada "Water Distillation System For Home Dialysis", solicitada el 8 de noviembre de 2007 por el presente solicitante. Un ejemplo de una unidad de preparación de dialisato se describe en la patente US N° 5.274.434 ("patente '434") titulada "Method And Apparatus For Kidney Dialysis" del mismo solicitante.

La unidad de desinfección 26 puede formar parte de las unidades de generación del dialisato y su suministro, es decir, puede utilizar las mismas bombas, válvulas y calentadores que las otras unidades. En una realización, la unidad de desinfección 26 utiliza el calentador de la máquina para calentar el agua dentro del circuito del dialisato a la temperatura suficiente para neutralizar los agentes infecciosos en la ruta del fluido. Alternativamente, la unidad de desinfección 26 incluye un puerto para la entrada de un desinfectante químico, utilizándose con o sin aportación de calor al circuito del fluido. Además, alternativamente, la unidad de desinfección 26 genera el propio sistema químico, por ejemplo ozono, el cual se transforma en oxígeno atmosférico por un arco eléctrico. El ozono se bombea a través de la ruta del dialisato y lo esteriliza. Igualmente, la unidad de desinfección 26 puede ser un módulo separado o puede utilizar componentes existentes que forman parte de una o más unidades de preparación del dialisato 24 y de la unidad de suministro del mismo 30.

En la patente '434 mencionada se describe un ejemplo de unidad de suministro de dialisato 30; las partes relevantes de este documento se incorporan expresamente por referencia. En general, la unidad de suministro de dialisato incluye un controlador 32, un calentador del dialisato 34, una o más bombas 36 para el transporte del mismo (y potencialmente además para bombear sangre en un tratamiento de diálisis sanguínea), válvulas 38 y sensores 40 controlados de modo eléctrico/neumático, por ejemplo sensores de presión, de temperatura, de conductividad, detectores de aire, detectores de pérdidas de sangre, etc.

En una realización, el controlador 32 incluye múltiples controladores, cada uno incluyendo unidades de procesamiento y memoria. Por ejemplo, el controlador 32 puede incluir un procesador maestro o de supervisión que controla múltiples procesadores esclavos, cada uno de los cuales se encarga de diversas funciones en el sistema de diálisis 20. El controlador 32 también puede incluir un procesamiento redundante, por ejemplo un procesador de seguridad que controla que cada uno de los otros procesadores realiza correctamente sus funciones.

El controlador 32 puede controlar una o más unidades de depuración de agua 22, de preparación del dialisato 24 y de desinfección 26, además de controlar el calentador 34, la bomba 36, las válvulas 38 y los sensores 40. En la realización mostrada en la Fig. 1, el controlador 32 del sistema de diálisis 20 está diseñado, además, para controlar la conmutación con relación a la potencia de derivación y al suministro suplementario de potencia 14 a través de líneas eléctricas o de señal 42a a 42c, las cuales van, respectivamente, hasta un conmutador de potencia de derivación 44a que conecta la máquina de diálisis 20 a la potencia de derivación, un conmutador 44b que conecta la potencia de derivación 12 al suministro suplementario de potencia 14 y un tercer conmutador 44c que conecta el suministro suplementario de potencia 14 al instrumento de diálisis 20.

El controlador 32 selectivamente abre o cierra el conmutador 44a, a través de la línea de señal 42a, conectando selectivamente la potencia de derivación desde el suministro de potencia de derivación 12 al instrumento de diálisis 20. El controlador 32 controla el conmutador 44b vía la línea de señales 42b para conectar selectivamente la potencia del

suministro de potencia de derivación 12 con el fin de cargar el suministro suplementario de potencia 14. El controlador 32 utiliza la línea de señales 42c para abrir y cerrar selectivamente el conmutador 44c, conectando el suministro suplementario de potencia 14 al instrumento de diálisis 20.

En la realización mostrada en Fig. 1, el suministro de potencia de derivación 12 acciona el controlador 32 a través de una línea de potencia 46 independiente de los conmutadores 44a y 44c. Así, el controlador 32 puede conectarse en cualquier momento, a través de la línea de potencia, independientemente del estado de los conmutadores 44 (a lo que nos referimos colectivamente como conmutadores 44a a 44c). En cualquier momento, se puede suministrar como mínimo una cantidad pequeña de potencia al controlador 32 del equipo de diálisis 20. Sin embargo, pueden haber casos en el sistema 10a donde no se suministra potencia al equipo, por ejemplo cuando el controlador 32 funciona con suministro de una batería incorporada.

En referencia ahora a la Fig. 2, se muestra un sistema alternativo 10b con una rama de derivación 12 y suministro suplementario de potencia 14. Aquí cada uno de los componentes del sistema de diálisis 20 incluye una unidad de purificación de agua 20, una unidad de preparación del dialisato 24, una unidad de administración del dialisato 30, una unidad de desinfección 26, los aparatos de potencia de derivación 12 y un suministro suplementario de potencia 14, los mismos arriba descritos para el sistema 10a. Sin embargo, el sistema 10b es diferente porque se ha previsto un controlador independiente 50 con un suministro de potencia suplementario 14 para controlar los conmutadores 44 a través de las líneas de señal 42 (colectivamente líneas de señal 42a a 42c) permitiendo que: (i) la potencia de derivación pueda suministrar selectivamente corriente al equipo de diálisis 20 y/o suministrar potencia suplementaria 14 y (ii) el sistema de potencia suplementaria 14 pueda suministrar selectivamente corriente al equipo de diálisis 20.

La unidad de preparación de diálisis 30 incluye también un controlador o esquema control 32 según se describe más arriba para controlar una o más de las unidades de administración de diálisis 30, de depuración del agua 22, de preparación del dialisato 24 y de desinfección 26. No se requiere en el sistema 10b ninguna línea de potencia 46 separada del suministro de potencia de derivación 12 para el controlador 32. Puede haber casos en el sistema 10b donde no se suministra potencia al equipo.

En una realización, el controlador 50 es alimentado por un suministro suplementario de potencia 14. Se puede desconectar el controlador 50 en cualquier momento cuando el equipo de diálisis 20 no está funcionando y no se suministra potencia desde la entrada de derivación 12 al sistema de potencia suplementaria 14. Sin embargo, el controlador 50 está conectado y activo incluso si la potencia de derivación 12, no el suministro de potencia suplementaria 14, suministra en ese momento corriente al equipo de diálisis 20.

Independientemente de si se utiliza el sistema 10a o el sistema 10b, se prevé el uso de múltiples estados diferentes de conmutación para los conmutadores 44 con el fin de alimentar el equipo de diálisis 20 (a través de uno o ambos suministros 12 y 14) o para suministrar potencia de derivación 12 al sistema suplementario de potencia 14. El conmutador 44b del suministro de potencia de derivación 12 está abierto hacia el suministro de potencia suplementaria 14 en un estado de conmutación, mientras que los conmutadores 44a y 44c de la potencia de derivación 12 y del suministro de potencia suplementaria 14, respectivamente, están cerrados al equipo de diálisis 20. Ambos suministros de potencia alimentan aquí el equipo de diálisis 20 y, por tanto, dividen la carga total de potencia, de modo que el sistema total 10 (colectivamente el sistema 10a y 10b) puede operar con la derivación o con la potencia del domicilio del paciente. Más abajo se explican diferentes realizaciones para dividir la carga de potencia entre la potencia de derivación 12 y el suministro de potencia suplementaria 14.

Se prevé el uso de sólo una de las dos potencias, de derivación 12 y suplementaria 14, para alimentar al equipo de diálisis 20, por ejemplo cuando la carga de potencia es relativamente pequeña. Puede existir, por ejemplo, una fase de purificación del agua donde la unidad depuradora 22, la unidad de preparación del dialisato 24, la unidad de suministro del dialisato 30 y la unidad de desinfección deban alimentarse de modo que sean necesarios ambos suministros 12 y 14. Puede haber otro momento durante el tratamiento donde se alimenten sólo la unidad de preparación del dialisato 24 y la unidad de suministro del dialisato 30. En este caso, sólo se necesita una de las unidades, por ejemplo la potencia de derivación 12, para suministrar corriente al equipo de diálisis 20. En este caso, el conmutador 44a se encuentra cerrado mientras que el conmutador 44c está abierto. Se puede abrir o cerrar el conmutador 44b de forma que la potencia de derivación puede alimentar o no, respectivamente, el sistema de potencia suplementaria 14.

Además, alternativamente, en aquella fase de la terapia donde no se necesita tanta potencia, el sistema de potencia suplementaria 14 puede alimentar todo el equipo de diálisis 20, mientras que la potencia de derivación 12 o bien no se utiliza o bien recarga el sistema suplementario 14. En este caso, el conmutador 44c está cerrado y el conmutador 44a abierto y el conmutador 44b está abierto o cerrado, dependiendo de si la rama de potencia de derivación 12 está cargando el sistema de potencia suplementaria 14.

En otro estado de conmutación, una vez terminada la terapia, no se suministra potencia al equipo 20 desde el sistema de potencia de derivación 12 o desde el sistema de potencia suplementaria 14 (excepto quizá una carga de potencia de hibernación, por ejemplo desde el sistema de potencia de derivación 12, al controlador 32, a través de una línea eléctrica separada 46). Entonces, el sistema de potencia de derivación 12 puede recargar el de potencia suplementaria 14 antes de comenzar la siguiente terapia. Por ejemplo, después de ocho horas de terapia utilizando ambos suministros 12 y 14, el sistema 10 (colectivamente los sistemas 10a y 10b) puede utilizar las restantes horas del día o parte de las

5 mismas para que la potencia de derivación 12 recargue el sistema de potencia suplementaria 14. En este caso, los conmutadores 44a y 44c están abiertos al equipo de diálisis 20, mientras que el conmutador 44b entre la potencia de derivación 12 y el sistema de potencia suplementaria 14 se encuentra cerrado. Cuando el sistema de potencia suplementaria 14 está completamente recargado antes del comienzo de la terapia, se puede abrir el conmutador 44b para detener cualquier recarga adicional del sistema de potencia suplementaria 14.

10 En referencia ahora a las Fig. 3 a 6, se muestran varias realizaciones de división de la potencia entre el sistema de derivación 12 y la fuente de potencia suplementaria 14. En la Fig. 3, la potencia de derivación 12 y la fuente de potencia suplementaria 14 están cableadas formando un único par de líneas de potencia 52a y 52b hacia el equipo de diálisis 20. El único par de líneas de potencia 52a y 52b alimenta al equipo 20 sin considerar la demanda en ese momento. Sin embargo, las líneas atienden cualquier demanda temporal sin necesidad de aumentar la potencia de derivación 12.

15 En referencia ahora a la Fig. 4, se muestra una segunda realización de división de la potencia entre el sistema de derivación 12 y la fuente de potencia suplementaria 14. La potencia de derivación 12 atiende aquí la unidad de preparación del dialisato 24, la unidad de suministro del dialisato 30 y la unidad de desinfección 26 a través de las líneas de potencia de derivación 54a y 54b. La fuente de potencia suplementaria 12 se dedica a alimentar la unidad de purificación de agua 22 a través de las líneas de potencia suplementaria 56a y 56b. Se espera que la unidad de purificación del agua 22 consuma, en caso de necesidad, una potencia relativamente grande. La fuente de potencia suplementaria 14 se dedica a esta carga. También se espera que la unidad de desinfección 26 funcione en un momento diferente al de la unidad de preparación del dialisato 24.

20 Además, puede ser necesario alimentar sólo una parte de la unidad de suministro del dialisato 30, por ejemplo la bomba o bombas del dialisato y las correspondientes válvulas, mientras está funcionando la unidad de desinfección 26 (por ejemplo para bombear el agua o la solución caliente de desinfección) desde la unidad de desinfección 26, a través de la zona del dialisato del equipo 20, con el fin de limpiar el equipo de diálisis. El lado sanguíneo en un tratamiento de diálisis de sangre puede desinfectarse de la misma manera o puede consistir en una unidad desechable que no necesita limpieza. De acuerdo con esto, las tres unidades, 24, 26 y 30 conectadas en la Fig. 4 a la potencia de derivación 12, probablemente no funcionarán en al menos un pico de consumo al mismo tiempo.

25 En referencia ahora a la Fig. 5, se muestra otra división alternativa de la potencia de derivación 12 y la fuente de potencia suplementaria 14. Aquí, la potencia de derivación 12 suministra potencia, a través de las líneas de potencia de derivación 54a y 54b, a la unidad de suministro del dialisato 30 y a la unidad de desinfección 26. La fuente de potencia suplementaria 14 alimenta la unidad de purificación del agua 22 y la de preparación del dialisato 24 a través de las líneas de potencia suplementaria 56a y 56b. En una realización La unidad de purificación del agua 22 y la de preparación del dialisato 24 funcionan en tándem para producir dialisato a utilizar. En una realización alternativa, la unidad de purificación del agua 22 funciona antes de aplicar la terapia para generar agua depurada. La unidad de preparación del dialisato 24 consume el agua depurada durante el tratamiento, en la preparación de la solución final del dialisato. La unidad de suministro del dialisato 30 funciona durante la diálisis para llevar a cabo el tratamiento. La unidad de desinfección 26 se utiliza al final del tratamiento, según se explica más arriba, para la limpieza del equipo de diálisis 20. La unidad de suministro del dialisato 26 funciona según se ha explicado anteriormente.

30 En referencia ahora a la Fig. 6, se muestra otra realización alternativa para dividir la potencia entre la potencia de derivación y la potencia suplementaria 14. La potencia de derivación 12 suministra aquí energía a la unidad de purificación del agua 22, a la unidad de preparación del dialisato 24 y a la unidad de desinfección 26 a través de las líneas de potencia de derivación 54a y 54b. La fuente de potencia suplementaria 14 suministra energía a la unidad de suministro del dialisato a través de las líneas de potencia 56a y 56b. Aquí es probable que la unidad de purificación del agua 22 y la de preparación del dialisato 24 funcionen en momentos diferentes que la unidad de desinfección 26. La unidad de suministro del dialisato 30 puede consumir energía durante parte del tiempo total durante el cual se alimentan la unidad de purificación del agua 22, la de preparación del dialisato 24 y la de desinfección 26. Se supone que, de acuerdo con lo anterior, la división de potencia según la Fig. 6 es también un modo efectivo de dividir la necesidad total de potencia del sistema 10.

Coordinación del ciclo de servicio del calentador dual

35 Se prevé que tanto la unidad de purificación del agua 22 como la de suministro del dialisato 30 incluyan ambas un calentador dedicado. Típicamente, los calentadores constituyen unos de los componentes que más potencia consumen en un sistema de suministro médico, incluyendo los de diálisis. Los calentadores pueden variar desde aquellos de tipo discontinuo, donde se utiliza un calentamiento por placa resistiva, hasta el tipo en línea, con calentamiento de placa resistiva o inductivo (véase por ejemplo la solicitud Nº 11/773.903, Nº de publicación 2008/0021377 titulada "Dialysis Fluid Heating Systems", 6 de julio de 2007, del presente solicitante).

55 Los siguientes métodos y algoritmos dividen los ciclos de servicio individuales de los calentadores duales en lo posible con el fin de prevenir que un consumo combinado de potencia por ambos calentadores exceda la capacidad nominal de la línea eléctrica del paciente o la potencia de derivación. Se prevé el uso de los siguientes métodos solos o en combinación con los sistemas de potencia suplementaria 10 arriba indicados para minimizar el consumo total de potencia e impedir la necesidad de aumentar la potencia de la línea del paciente o de la potencia de derivación.

Los calentadores, por ejemplo de placa, son alimentados típicamente por modulación en anchura de pulsos ("PWM"). La PWM suministra la potencia completa o el 100% durante un período de tiempo determinado y después potencia cero durante otro período de tiempo. Esto permite que los sistemas electrónicos asociados funcionen sin resistores variables u otro tipo de dispositivos de control análogos para el aporte de potencia completa en el porcentaje necesario. Por ejemplo, un calentador que utiliza esta PWM proporciona un ciclo de servicio del cincuenta por ciento suministrando toda la potencia o cien por cien durante la mitad del tiempo de funcionamiento del calentador y cero potencia durante la otra mitad del tiempo de funcionamiento. En los siguientes ejemplos, los sistemas de calentador y los algoritmos intentan modificar la secuencia de la PWM para alimentar un primer calentador mientras que, para un segundo calentador, se prevé un cero por cien de potencia o ninguna potencia así como la alimentación del segundo calentador mientras el primero no recibe potencia.

El método o algoritmo 60 de la Fig. 7A comienza en el óvalo 62 y determina en el rombo 64 si el primer calentador (calentador N° 1) necesita potencia. En caso afirmativo, el algoritmo 60 determina en el rombo 66 siguiente si un segundo calentador (calentador N° 2) está recibiendo potencia. Si el segundo calentador no recibe potencia según se determina en el rombo 66, el método 60 provoca la alimentación de potencia al primer calentador de acuerdo con su secuencia de PWM, como se puede ver en el rectángulo 68. Si el calentamiento del fluido todavía no se ha completado, según se determina en el rombo 70, y si el segundo calentador no recibe potencia, según se determina en conexión con el rombo 66, el método o el algoritmo 60 vuelve al rombo 64 para determinar si el primer calentador necesita todavía alimentación eléctrica. Este circuito de retorno descrito continúa hasta que el sistema termina con el calentamiento del fluido, según se determina en el rombo 70, o hasta que el primer calentador no necesita más potencia según se determina en conexión con el rombo 64.

Si el primer calentador no necesita potencia, según se determina en el rombo 64, el método o algoritmo 60 determina, en el rombo 72, si el segundo calentador la necesita. Si el segundo calentador no necesita potencia, se produce un circuito de retorno al rombo 64, que continúa hasta que o bien el primer calentador o bien el segundo necesita potencia. Se puede observar que durante este circuito ninguno de los calentadores recibe potencia, lo que representa un tiempo de consumo de corriente relativamente reducido, algo deseable para reducir la carga general en el suministro de potencia asociado residencial o comercial.

Cuando el segundo calentador no requiere potencia, según se determina en conexión con el rombo 72, el método o algoritmo 60 determina, en el rombo 74, si el primer calentador está o no siendo actualmente alimentado. Si el primer calentador recibe potencia, según se determina en el rombo 74, el algoritmo retorna hasta el rombo 72 para determinar si el segundo calentador necesita potencia. Se continúa con el circuito entre el rombo 72 y el rombo 74 hasta que el segundo calentador necesita potencia y el primer calentador ya no recibe potencia. Se puede observar así que el método o algoritmo 60 impide que los dos calentadores reciban alimentación eléctrica al mismo tiempo y cada calentador recibe potencia sólo mientras la necesita.

Cuando el primer calentador ya no está siendo alimentado y el segundo calentador necesita potencia, según se determina en conexión con los rombos 72 y 74, el método o algoritmo 60 provoca la alimentación de potencia al calentador dos de acuerdo con su secuencia PWM, según se puede observar en el rectángulo 76. Si el sistema no ha completado todavía el calentamiento del fluido, según se determina en el rombo 70, se produce un circuito de retorno hasta el rombo 72, que se repite hasta que el segundo calentador ya no necesita potencia o hasta que el sistema haya completado el calentamiento del fluido. Si ninguno de los calentadores necesita ya potencia, según se determina en el rombo 70, el método o algoritmo 60 finaliza según se observa en el óvalo 78.

La Fig. 7B ilustra un método similar al método 60 de la Fig. 7A. Sin embargo, el método 160 permite aquí el funcionamiento del primer y segundo calentador en una relación maestro/esclavo. El calentador maestro se utiliza aquí para cualquier necesidad de la unidad de preparación del dialisato 24, de la unidad de desinfección 26 y de la unidad de suministro 30 (por ejemplo la máquina PD/HD/HDF/CRRT) que se conecta al paciente y suministra el fluido a una temperatura precisa. El calentador esclavo se asigna a la unidad de purificación del agua 22 donde es menos crítico un control preciso. Como se puede observar, se prevé una unidad de desinfección 26 separada para cada equipo PD/HD/HDF/CRRT 30 y la unidad de depuración de agua 22 vía sus propios calentadores (y/o ozono o productos químicos). En este caso, el calentador maestro satisface las necesidades de una primera unidad de desinfección 26 para el equipo PD/HD/HDF/CRRT 30, mientras que el calentador esclavo se utilizaría para desinfectar la unidad de purificación del agua 22.

La unidad de purificación del agua 22 funciona de modo óptimo a temperaturas altas, pero no requiere un control preciso, ya que no está directamente conectada al paciente. Como se puede observar en la Fig. 7B, el calentador maestro puede calentar siempre que sea necesario. En lugar de esperar a que el calentador esclavo termine el calentamiento antes de que comience el calentador maestro, el sistema 10 da la orden al calentador esclavo para que deje de calentar. El calentador esclavo termina, entonces, con el calentamiento y el calentador maestro lo reanuda. El sistema 10 permite de nuevo, en caso necesario, el funcionamiento del calentador esclavo, una vez el calentador maestro haya terminado, hasta que el calentador maestro necesita de nuevo entrar en funcionamiento; el sistema 10 se encarga entonces de que el calentador esclavo quede en modo espera, y así sucesivamente.

El método o algoritmo 160 de la Fig. 7B comienza en el óvalo 162 y en el rombo 164 se determina si el calentador maestro necesita potencia. En caso afirmativo, el algoritmo 160 desconecta la potencia del calentador esclavo si está

- funcionando, como se puede ver en el rectángulo 166, y suministra potencia al calentador maestro, rectángulo 168 (por ejemplo para un segmento de tiempo de PWM). El circuito entre el rombo 164, el rectángulo 166 y el rectángulo 168 continua hasta que el calentador maestro ya no necesita potencia, según se determina en el rombo 164. El algoritmo 160 determina entonces, en el rombo 170, si el calentador esclavo necesita potencia. En caso afirmativo, el algoritmo 160 suministra potencia al calentador esclavo según el rectángulo 172 (por ejemplo para un segmento de tiempo de PWM). En lugar de retornar al rombo 170 para determinar si el calentador esclavo todavía necesita suministro eléctrico, el método 160 vuelve al rombo 164 para determinar si el calentador maestro necesita potencia. En caso afirmativo, se repite de nuevo el circuito entre el rombo 164, el rectángulo 166 y el rectángulo 168 y continúa hasta que el calentador maestro ya no necesita potencia, según se determina en el rombo 164. De esta forma se interrumpe el funcionamiento del calentador esclavo, como se puede ver del rectángulo 166. El circuito entre el rombo 164, el rombo 170 y el rectángulo 172 continúa hasta que el calentador esclavo ya no necesita potencia, según se determina en el rombo 170. El método 160 del sistema 10 determina entonces si el sistema debe desconectarse, rombo 174. En caso afirmativo se termina el método 160, como se puede ver en el óvalo 176. En caso negativo, se repite el método completo a partir del rombo 164.
- En referencia ahora a la Fig. 8, el método o algoritmo 80 muestra otra alternativa para controlar los ciclos de servicio del primer y segundo calentador de un tratamiento de fluidos médicos, como un tratamiento de diálisis, de modo que el consumo total en cualquier momento no exceda la potencia nominal máxima del sistema eléctrico de derivación del paciente (residencial o comercial). El método o algoritmo 80 comienza en el óvalo 82, suministrando potencia a un primer calentador del sistema de fluidos médicos durante un tiempo predeterminado (de acuerdo con su secuencia PWM), como se puede ver en el rectángulo 84. Si el ciclo total de servicio de ambos calentadores es menos del cien por cien (por ejemplo, el primer calentador tiene un ciclo de servicio del cincuenta por cien y el segundo calentador tiene un ciclo de servicio del cuarenta por ciento), el método o algoritmo puede dividir por igual, en este punto del método 80, como se puede ver del rectángulo 86, el total del tiempo de desconexión disponible y el consumo en una cantidad predeterminada del tiempo de desconexión (cero potencia a los calentadores).
- El método o algoritmo 80 suministra, entonces, potencia al segundo calentador del sistema para fluidos médicos durante un tiempo predeterminado (según su secuencia PWM), como se puede ver del rectángulo 88. Si el ciclo de servicio total de ambos calentadores es menos del cien por cien, el método o algoritmo 80 puede, en este punto del método 80, según se puede ver del rectángulo 90, dividir por igual parte o todo el tiempo de desconexión disponible y el consumo en una cantidad predeterminada del tiempo de desconexión (cero potencia a los calentadores).
- El método o algoritmo 80 determina en el rombo 92 si quiere continuar con el calentamiento (si el calentamiento del fluido ha terminado). En caso afirmativo se repiten los pasos de los rectángulos 84 a 90 hasta que ya no se requiere calentamiento según se determina en el rombo 92, momento en el que finaliza el método o algoritmo 80, como se puede ver del óvalo 94.
- Los métodos o algoritmos 60, 160 y 80 de las Fig. 7A, 7B y 8 son particularmente adecuados para casos donde el ciclo de servicio total (ciclos de servicio combinados del primer y segundo calentador) es menor o igual al cien por cien. Es decir, el porcentaje de tiempo durante el cual funciona el primer calentador más el porcentaje del tiempo de funcionamiento del segundo calentador es menor o igual al cien por cien. Los métodos o algoritmos 60, 160 y 80 aseguran en este caso que el funcionamiento de un calentador no se solape con el funcionamiento del segundo calentador. Correspondientemente, la potencia o corriente eléctrica consumida para el calentamiento del sistema de fluido médico no es nunca superior a la potencia o corriente eléctrica total consumida por cualquiera de los calentadores por separado.
- Como se puede observar, si existen tres calentadores (o más) combinados para un ciclo de servicio total menor del cien por cien, el método 80 puede, por ejemplo, ampliarse al control de tres o más calentadores sin exceder el límite de potencia o de la corriente de la línea de derivación.
- La Fig. 9 muestra un método o algoritmo 100 que se emplea cuando el ciclo de servicio total de ambos calentadores excede el cien por cien. Este método o algoritmo intenta minimizar hasta donde es posible el tiempo durante el cual es necesario alimentar simultáneamente ambos calentadores. El método o algoritmo 100 comienza en el óvalo 102 según se muestra. El primer calentador se conecta durante un tiempo predeterminado, como se puede ver del rectángulo 104. El segundo calentador se conecta en el momento en el que se desconecta el primer calentador, como se puede ver del rectángulo 106. Por tanto, no existe ninguna superposición en el calentamiento hasta el rectángulo 106. El método o algoritmo 100 determina entonces si el sistema ha de continuar con el calentamiento, según se determina en el rombo 108. En caso afirmativo, el método o algoritmo 100 espera lo más posible antes de conectar de nuevo el primer calentador en base a su ciclo de servicio. Este circuito continúa hasta que se interrumpe el calentamiento, según se determina en el rombo 108, después de lo cual termina el método o algoritmo 110, según se puede ver en el óvalo 112.
- Al esperar el máximo tiempo posible según el rectángulo 110, el método o algoritmo 100 maximiza una oportunidad de reducir el ciclo de servicio del primer calentador, entre aplicaciones secuenciales de la potencia al primer calentador, gracias a un algoritmo de control correspondiente. Si el ciclo de servicio del primer calentador se reduce, el método 100 puede esperar durante un tiempo adicional antes de realimentar el primer calentador, minimizando así cualquier tiempo de solapamiento en el funcionamiento de ambos calentadores.

El método o algoritmo 100 puede modificarse para satisfacer una relación maestro/esclavo entre los calentadores. El primer calentador o calentador maestro recibe aquí potencia según necesidad. El segundo calentador o calentador esclavo recibe potencia durante el tiempo necesario, pero sólo si el primer calentador maestro no está funcionando. El segundo calentador esclavo puede, así, "congelarse" sin potencia durante ciertos períodos. O el método o algoritmo puede permitir una ligera superposición asegurando (i) que el primer calentador maestro recibe toda la potencia necesaria y (ii) que la superposición no exceda o sobrepase la corriente o potencia nominal del paciente o la clínica.

Las Fig. 5 y 6 anteriores muestran diferentes realizaciones para el uso de una fuente de potencia suplementaria 14 en combinación con la potencia de derivación 12 con el fin de separar y asignar el primer y segundo calentador a una de las fuentes de potencia. Por ejemplo, la Fig. 5 muestra la potencia de derivación asignada al calentador del suministro del dialisato, mientras que el suministro suplementario de potencia 14 se asigna al calentador de la unidad de purificación del agua. La Fig. 6 muestra una realización alternativa donde la potencia de derivación 12 es asignada al calentador del sistema de purificación del agua, mientras que el suministro suplementario de potencia 14 se asigna al calentador para el suministro del dialisato.

En referencia ahora a la Fig. 10, el método o algoritmo 120 es una realización alternativa para incorporar un suministro de potencia suplementaria 14 con el fin de asegurar que no se sobrepase la capacidad de la fuente de potencia de derivación del paciente cuando ambos calentadores se alimentan a la vez.

El método o algoritmo 120 comienza en el óvalo 122. Se suministra potencia al primer y segundo calentador de acuerdo con sus respectivos ciclos de servicio, según se indica en el rectángulo 124. El método o algoritmo 120 determina, en el rombo 126, si el consumo de corriente es la potencia máxima permitida o está cerca de la máxima. Por ejemplo, el método o algoritmo 120 puede determinar en el rombo 126 si el consumo de potencia se encuentra en el noventa y cinco por ciento de un máximo admisible de consumo de potencia. Si el consumo de corriente no alcanza el máximo admisible o se acerca al mismo, el método o algoritmo 120 utiliza sólo el suministro de potencia de la línea 12, como se puede ver en el rectángulo 128. Si el consumo de corriente alcanza el máximo o se acerca al mismo según se determina en el rombo 126, el método o algoritmo 120 utiliza la potencia de línea 12 y la fuente de potencia suplementaria 14, rectángulo 120. La potencia de derivación 12 y la potencia suplementaria 14 pueden distribuirse aquí de acuerdo con cualquier configuración apropiada mostrada en las Fig. 3 a 6.

El método o algoritmo 120 determina, en el rombo 132, si el sistema debe continuar con el calentamiento. En caso negativo, termina el método o algoritmo 120, como se puede ver en el óvalo 134. En caso afirmativo, se repiten los pasos que acabamos de describir hasta que el calentamiento termine.

En referencia ahora a la Fig. 11, el gráfico del consumo de corriente en función del tiempo muestra cómo se distribuye la potencia entre el primer y segundo calentador en una situación donde el ciclo de servicio total de ambos calentadores es menor que el cien por cien. Aquí existe un intervalo de tiempo g entre cada secuencia de conexión de potencia para cada uno de los calentadores primero y segundo. El tiempo total durante el cual ambos calentadores están conectados es inferior al cien por cien del tiempo. Por tanto, el suministro de potencia del primer y segundo calentador se distancia en lo posible, de manera que, para el consumo de potencia de la línea 12 o de derivación 14, existe un tiempo de descanso antes de suministrar potencia al otro calentador.

En una realización alternativa, el segundo calentador se conecta cuando el primer calentador se desconecta, produciéndose un intervalo de tiempo g mayor entre el tiempo en el que el segundo calentador está conectado y el tiempo en el que el primer calentador está conectado.

En referencia ahora a la Fig. 12, se ilustra gráficamente el algoritmo 100 de la Fig. 9. Como ejemplo, ambos calentadores tienen aquí un ciclo de servicio individual del sesenta por cien, lo que significa que cada calentador debe estar conectado durante el sesenta por ciento del tiempo total a plena potencia. Así, empezando por incrementos de 10 en el tiempo y continuando por dos incrementos, la potencia total consumida es la suma de la potencia requerida por los dos calentadores primero y segundo. Se alimenta entonces el segundo calentador en el momento en que se desconecta el primer calentador. En el ejemplo y suponiendo que los ciclos de servicio de los calentadores siguen siendo los mismos, el sistema espera cuatro períodos de tiempo antes de re-conectar el primer calentador, esto es el tiempo máximo admisible para la espera del sistema antes de conectar de nuevo el primer calentador de acuerdo con el ciclo de servicio del sesenta por cien para el primer calentador.

Si se reduce cualquiera de los ciclos de servicio de los calentadores primero o segundo durante este período de espera, se puede reducir la superposición del calentamiento simultáneo de ambos calentadores. Por ejemplo, si después de los primeros seis aumentos de tiempo el ciclo de servicio del segundo calentador se reduce al cincuenta por cien, una espera de hasta diez incrementos para la re-conexión del primer calentador permite la superposición temporal de ambos calentadores, que funcionan simultáneamente hasta un único incremento del tiempo. En otro ejemplo, si se reduce el ciclo de servicio del primer calentador en cualquier momento entre un incremento seis del tiempo y otro de diez, por ejemplo cambia al cincuenta por ciento, el sistema puede esperar hasta el período de tiempo once antes de conectar de nuevo el primer calentador, reduciendo así o eliminando en lo posible (por ejemplo si se reduce el ciclo de servicio a un cuarenta por ciento) la superposición entre el tiempo del período diez y el período de tiempo once.

Se entiende que son evidentes para el técnico en la materia diferentes cambios y modificaciones de las realizaciones preferentes.

REIVINDICACIONES

1. Sistema de diálisis (10a, 10b) que comprende una fuente de potencia suplementaria (14), caracterizado porque comprende:

una unidad de purificación de agua (22),

5 una unidad de preparación de dialisato (24) configurada para utilizar el agua depurada por la unidad de purificación de agua (22);

una unidad de suministro de dialisato (30) configurada para suministrar el dialisato preparado por la unidad de preparación de dialisato (30);

10 una primera conexión eléctrica (42a) para la conexión eléctrica de una fuente de potencia de derivación (12) con al menos una de las unidades de purificación de agua (22), de preparación de dialisato (24) y de suministro de dialisato (30); y

una segunda conexión eléctrica (42c) para la conexión eléctrica de una fuente de potencia suplementaria (14) con al menos una de las unidades de purificación de agua (22), de preparación de dialisato (24) y de suministro de dialisato (30).
- 15 2. Sistema de diálisis (10a, 10b) según la reivindicación 1, caracterizado porque incluye una tercera conexión eléctrica (42b) diseñada para conectar la fuente de potencia de derivación (12) con la fuente de potencia suplementaria.
3. Sistema de diálisis (10a, 10b) según la reivindicación 1 ó 2, caracterizado porque incluye un conmutador (44a, 44b, 44c) en al menos una de las conexiones eléctricas primera (42a), segunda (42c) y tercera (42b).
- 20 4. Sistema de diálisis (10a, 10b) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque además incluye una unidad de desinfección (26), estando diseñadas al menos una de las dos conexiones eléctricas primera (42a) y segunda (42c) para la conexión eléctrica de al menos una de las fuentes de potencia de derivación (12) y de potencia suplementaria (14) a la unidad de desinfección.
- 25 5. Sistema de diálisis (10a, 10b) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque incluye un implementador lógico (32, 50) programado para permitir selectivamente que la fuente de potencia de derivación (12) recargue la fuente de potencia suplementaria (14).
6. Sistema de diálisis (10a, 10b) según la reivindicación 5, caracterizado porque el implementador lógico (32, 50) está programado para permitir que la fuente de potencia de derivación (12) recargue la fuente de potencia suplementaria (14) durante un tiempo sin terapia.
- 30 7. Sistema de diálisis (10a, 10b) según la reivindicación 5, caracterizado porque el implementador lógico (32, 50) está programado de forma que (i) desconecta la unidad de purificación de agua (22), la unidad de preparación de dialisato (24) y la unidad de suministro de dialisato (30) o (ii) proporciona un nivel de hibernación en la alimentación de las unidades cuando la fuente de potencia de derivación (12) está recargando la fuente de potencia suplementaria (14).
- 35 8. Sistema de diálisis (10a, 10b) según la reivindicación 1, caracterizado porque incluye un implementador lógico (32, 50) programado para permitir selectivamente que la fuente de potencia de derivación (12) y la fuente de potencia suplementaria (14) alimenten la unidad de purificación de agua (22), la unidad de preparación de dialisato (24) y la unidad de suministro de dialisato (30).
- 40 9. Sistema de diálisis (10a, 10b) según la reivindicación 8, caracterizado porque el implementador lógico (32, 50) está programado para permitir que la fuente de potencia de derivación (12) y la fuente de potencia suplementaria (14) alimenten colectivamente la unidad de purificación de agua (22), la unidad de preparación de dialisato (24) y la unidad de suministro de dialisato (30).
- 45 10. Sistema de diálisis (10a, 10b) según la reivindicación 8, caracterizado porque el implementador lógico (50) está programado para impedir que la fuente de potencia de derivación (12) recargue la fuente de potencia suplementaria (14) cuando la fuente de potencia de derivación (12) y la fuente de potencia suplementaria (14) están alimentando la unidad de purificación de agua (22), la unidad de preparación de dialisato (24) y la unidad de suministro de dialisato (30).
- 50 11. Sistema de diálisis (10a, 10b) según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque la primera conexión eléctrica (42a) está conectada a una de las unidades de purificación de agua (22), de preparación de dialisato (24) y de suministro de dialisato (30) y la segunda conexión eléctrica (42c) se conecta a otra de las unidades de purificación de agua (22), de preparación de dialisato (24) y de suministro de dialisato (30).

- 5 **12.** El sistema de diálisis (10a, 10b) según la reivindicación 1, caracterizado porque la primera conexión eléctrica (42a) se conecta a la primera parte de la unidad de preparación de dialisato (24), una primera parte de la unidad de purificación de agua (22) y una primera parte de la unidad de suministro de dialisato (30) y la segunda conexión eléctrica (42c) se conecta a una segunda parte de la unidad de purificación de agua (22), una segunda parte de la unidad de preparación de dialisato (24) y una segunda parte de la unidad de suministro de dialisato (30).
- 10 **13.** Sistema de diálisis (10a, 10b) según la reivindicación 1, caracterizado porque al menos una de las dos conexiones eléctricas primera (42a) y segunda (42c) se conecta con al menos una parte de como mínimo uno de un calentador de dialisato (34) y un calentador de purificación de agua.
- 10 **14.** Sistema de diálisis (10a, 10b) según la reivindicación 1, caracterizado porque la fuente de potencia suplementaria (14) es de un tipo seleccionado entre una batería recargable, un condensador y un generador de hidrógeno/celda de combustible.

15

FIG. 1

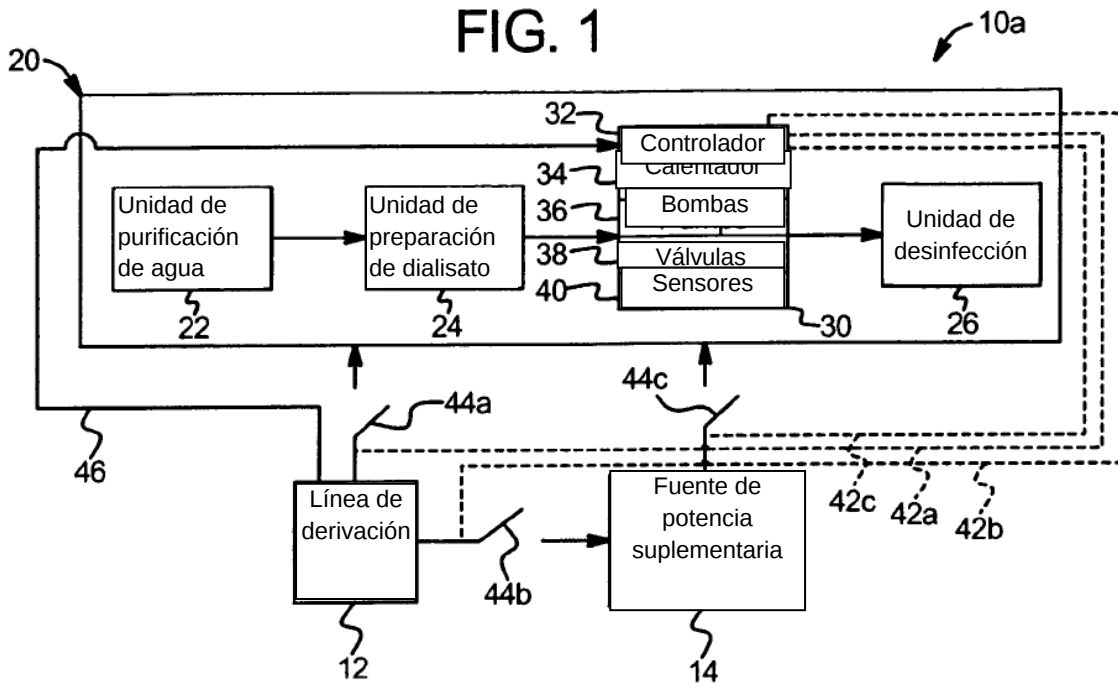


FIG. 2

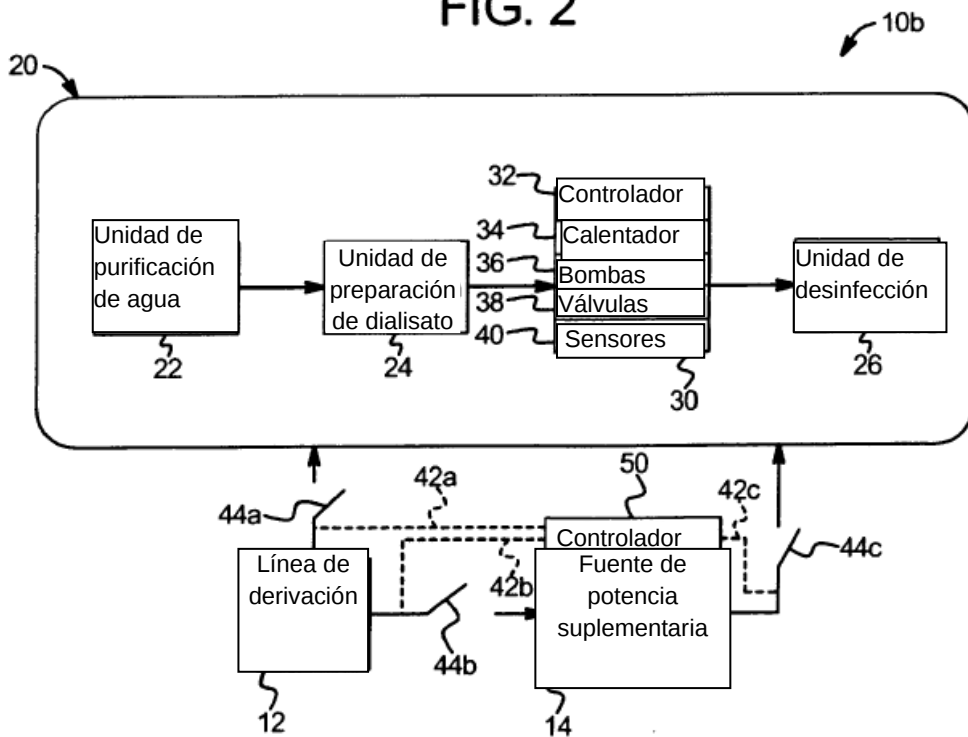


FIG. 3

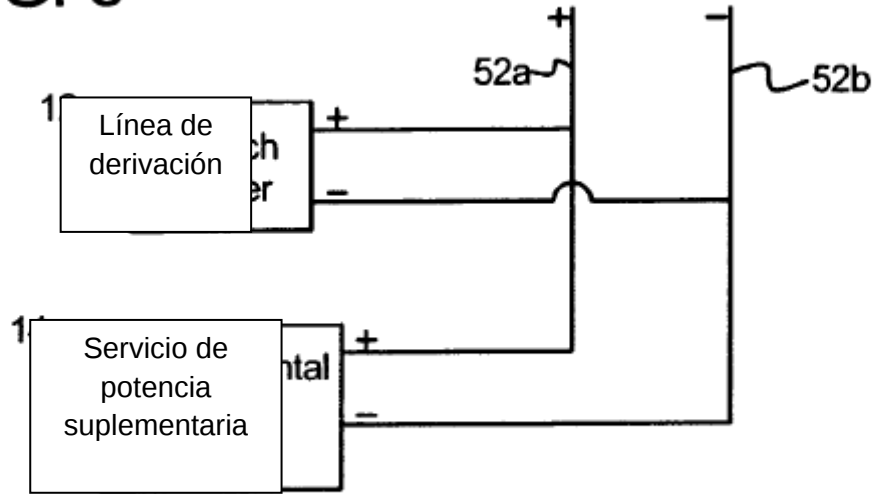


FIG. 4

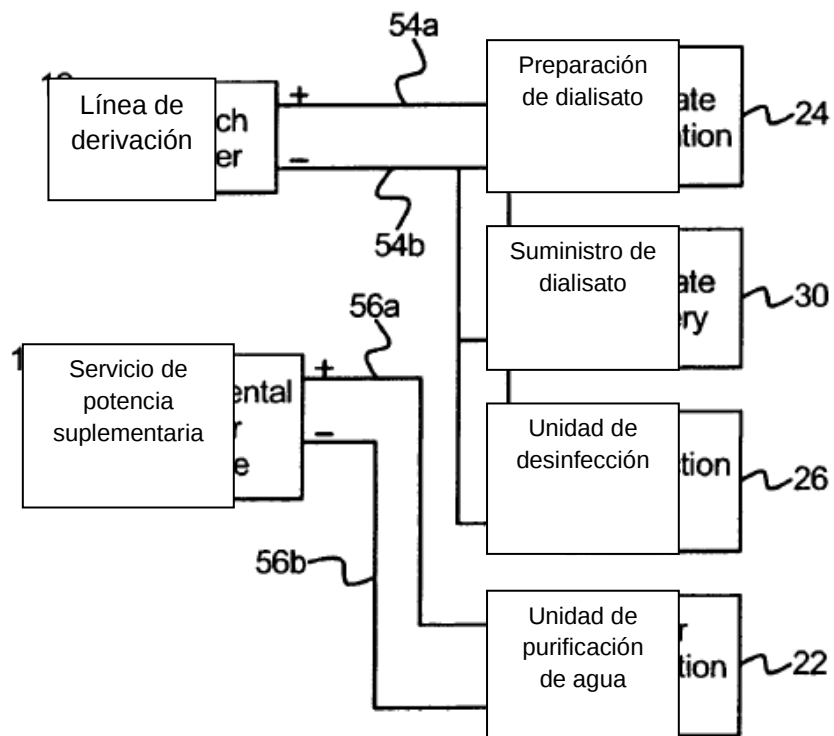


FIG. 5

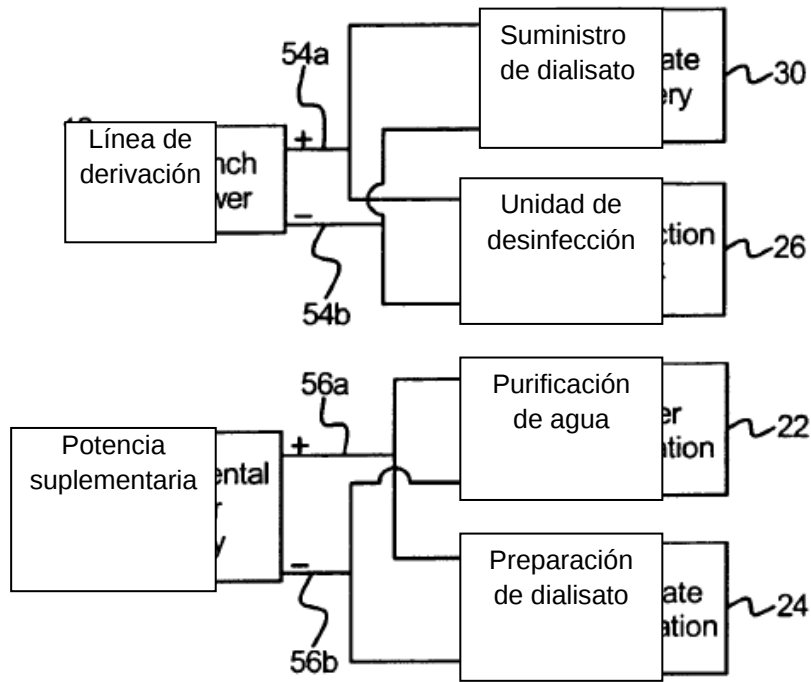


FIG. 6

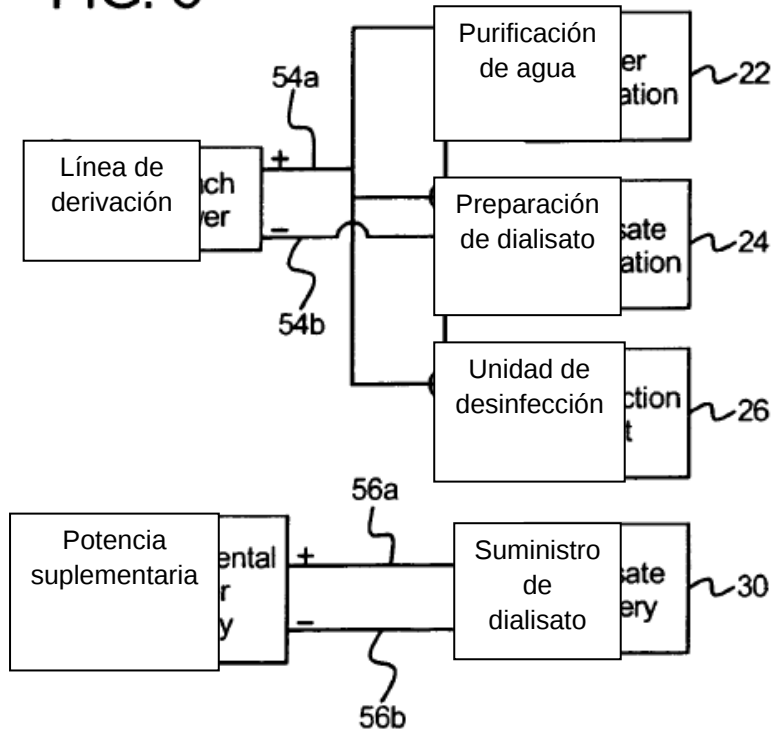


FIG. 7A

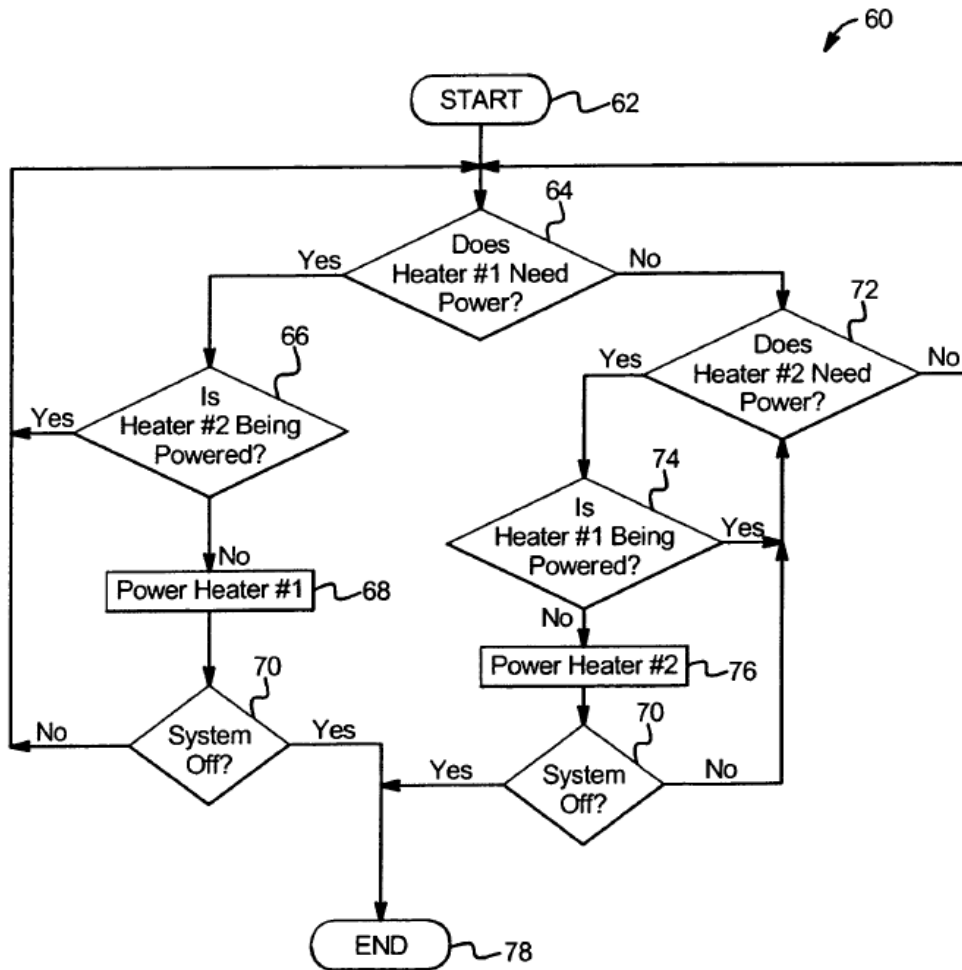


FIG. 7B

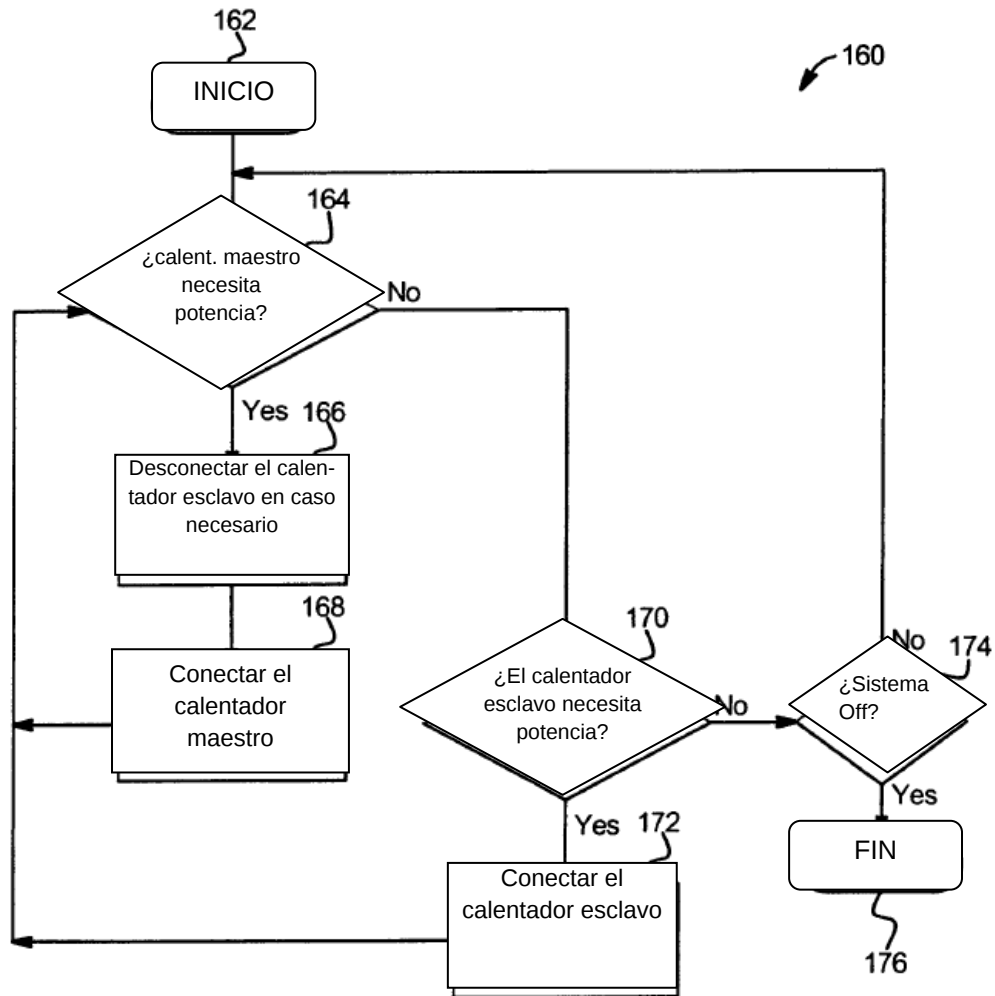


FIG. 8

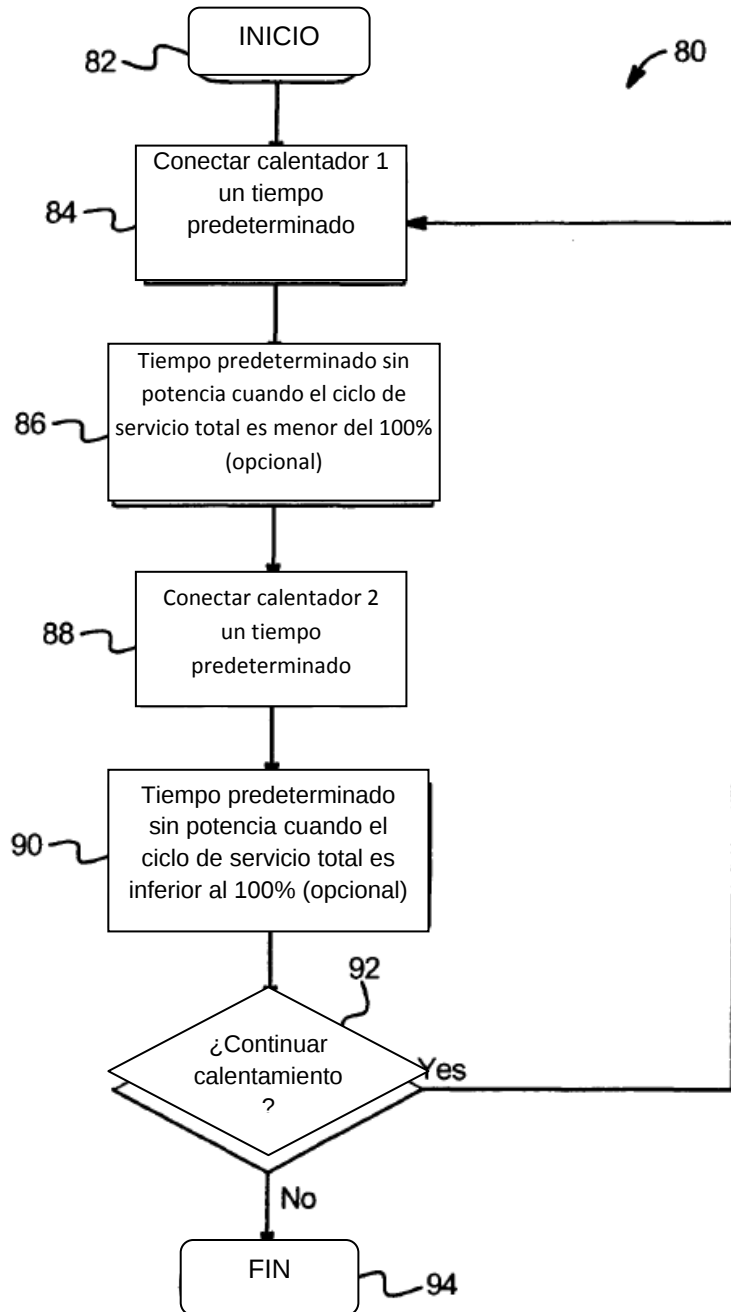


FIG. 9

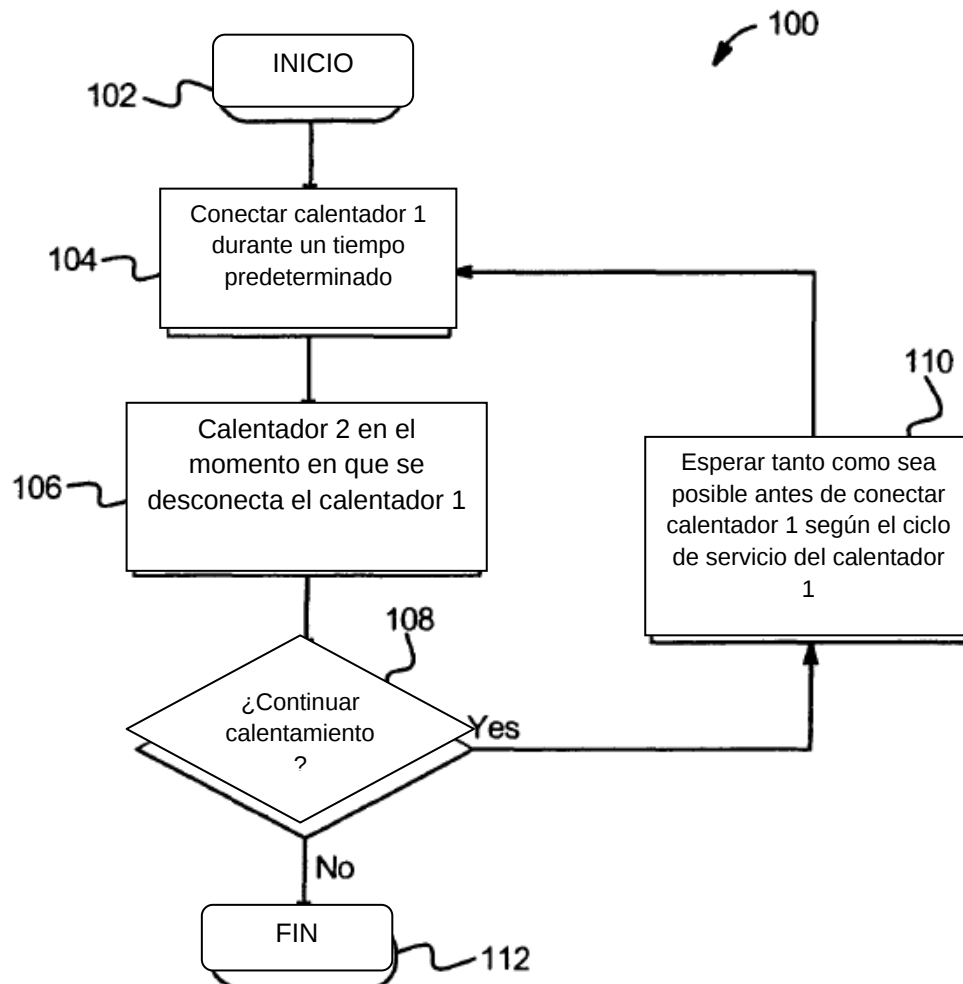


FIG. 10

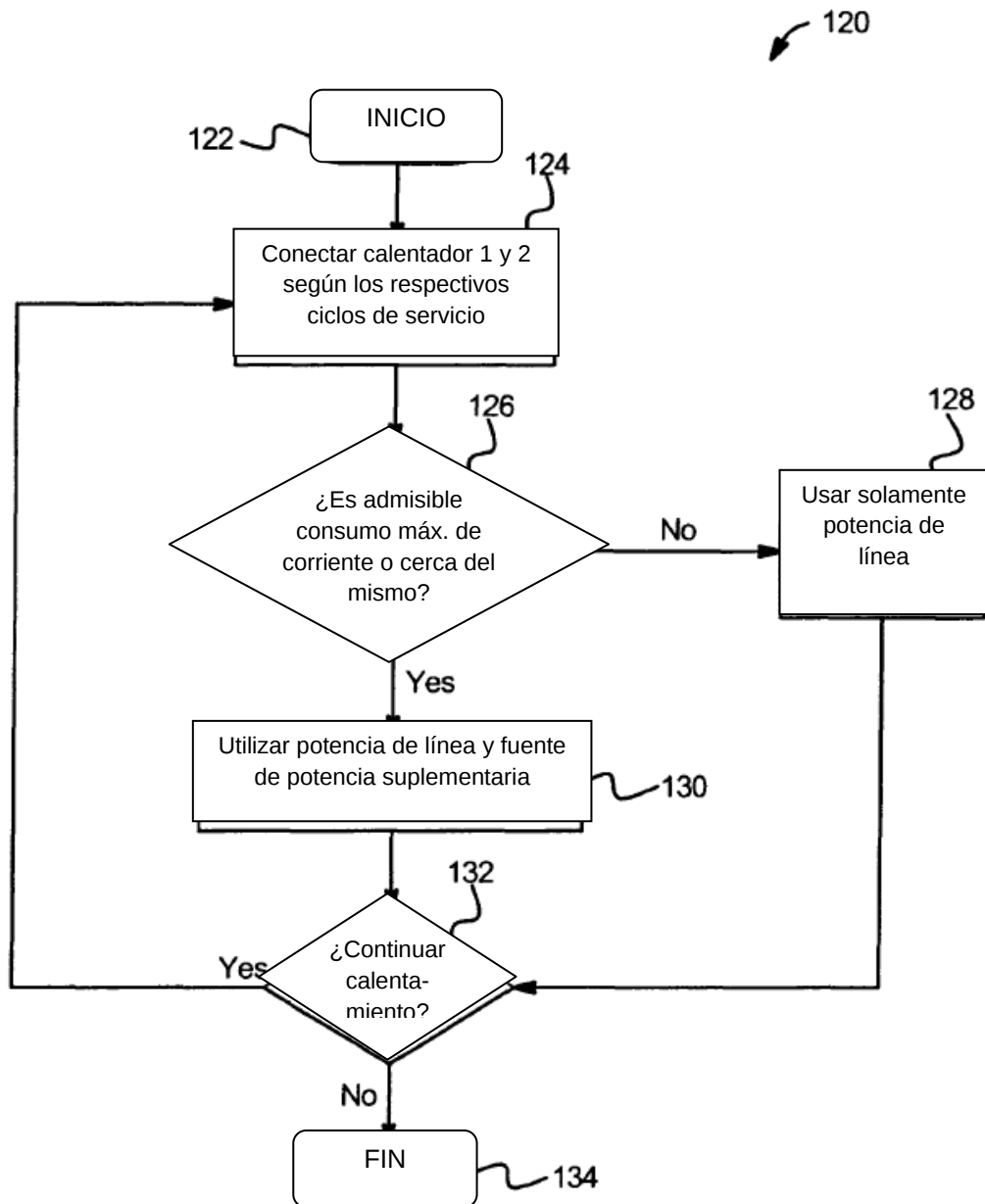


FIG. 11

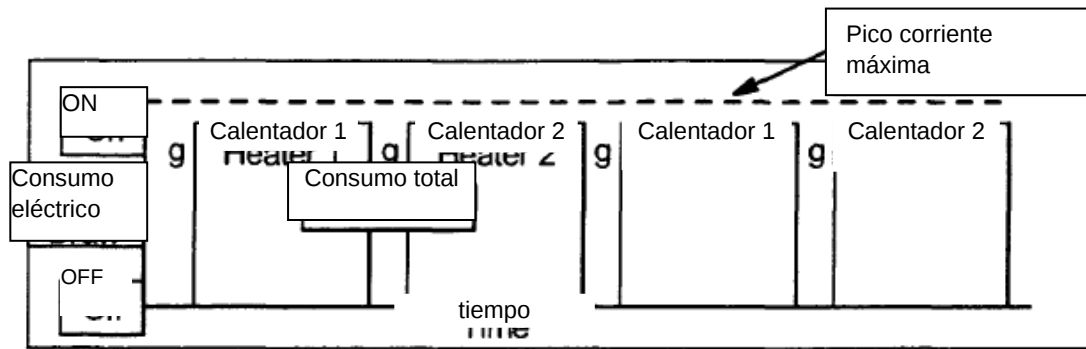


FIG. 12

