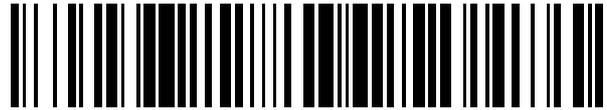


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 703 604**

51 Int. Cl.:

A61M 5/142 (2006.01)

H04B 13/00 (2006.01)

A61M 5/172 (2006.01)

A61B 5/145 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **23.07.2010 E 10170614 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **03.10.2018 EP 2283881**

54 Título: **Bomba de infusión portátil que tiene comunicación por acoplamiento capacitivo y mecanismo de recuperación de energía**

30 Prioridad:

23.07.2009 US 458807

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

11.03.2019

73 Titular/es:

**BECTON, DICKINSON AND COMPANY (100.0%)
1 Becton Drive
Franklin Lakes, NJ 07417-1880, US**

72 Inventor/es:

**SAVOIE, RICHARD y
SEARLE, GARY**

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 703 604 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

Bomba de infusión portátil que tiene comunicación por acoplamiento capacitivo y mecanismo de recuperación de energía

5 CAMPO DE LA INVENCION

La presente invención está relacionada de manera general con dispositivos de infusión de fármacos autónomos, portátiles, que se aprovechan de la naturaleza portátil de dichos dispositivos para proporcionar componentes eléctricos de menor coste y componentes de comunicación con menores necesidades de potencia y con seguridad mejorada en comparación con esquemas de comunicación inalámbrica.

10 ANTECEDENTES DE LA INVENCION

La diabetes es un grupo de enfermedades marcadas por altos niveles de glucosa en sangre que se producen como resultado de defectos en la producción de insulina, en la acción de la insulina, o en ambas. En los Estados Unidos existen 23,6 millones de personas, o un 8% de la población, que tienen diabetes. La prevalencia total de la diabetes ha aumentado un 13,5% desde el periodo de tiempo 2005-2007. La diabetes puede conducir a complicaciones graves y a una muerte prematura, pero existen productos bien conocidos disponibles para personas con diabetes para ayudar a controlar la enfermedad y reducir el riesgo de complicaciones.

15 Las opciones de tratamiento para personas con diabetes incluyen dietas especializadas, medicamentos orales y/o terapia con insulina. El objetivo principal del tratamiento de la diabetes es controlar el nivel de glucosa (azúcar) en sangre del paciente con el fin de incrementar las posibilidades de una vida libre de complicaciones. Sin embargo, no siempre es fácil conseguir una buena gestión de la diabetes, equilibrando al mismo tiempo otras exigencias y circunstancias de la vida.

20 En la actualidad, existen dos modos principales de terapia diaria con insulina. El primer modo incluye jeringas y bolígrafos de insulina que requieren un pinchazo de aguja en cada inyección, típicamente de tres a cuatro veces por día, pero son sencillos de utilizar y tienen un coste relativamente bajo. Otro método de tratamiento ampliamente adoptado y efectivo para gestionar la diabetes es el uso de una bomba de insulina convencional. Las bombas de insulina pueden ayudar al usuario a mantener sus niveles de glucosa en sangre dentro de rangos objetivo basados en sus necesidades individuales, mediante infusión continua de insulina. Utilizando una bomba de insulina, el usuario puede adaptar su terapia con insulina a su estilo de vida, en lugar de adaptar su estilo de vida a, por ejemplo, cómo está trabajando para él una inyección de insulina.

25 Las bombas de insulina convencionales son capaces de suministrar insulina rápida o de acción corta 24 horas al día a través de un catéter colocado debajo de la piel. Las dosis de insulina se administran típicamente a una tasa basal y en una dosis de bolo. La insulina basal se suministra de manera continua a lo largo de 24 horas, y trata de mantener los niveles de glucosa en sangre de una persona dentro de un rango consistente entre las comidas y durante la noche. Algunas bombas de insulina son capaces de programar la tasa basal de insulina para que ésta varíe de acuerdo con los diferentes momentos del día y de la noche. Las dosis de bolo se administran típicamente cuando el usuario toma una comida, y por lo general proporcionan una única inyección adicional de insulina para compensar los carbohidratos consumidos. Algunas bombas de insulina convencionales permiten al usuario programar el volumen de la dosis de bolo de acuerdo con el tamaño o el tipo de la comida consumida. Las bombas de insulina convencionales también permiten a un usuario recibir un bolo de insulina correccional o adicional para controlar mejor su nivel de glucosa en sangre situándolo dentro de su rango objetivo.

30 Existen muchas ventajas de las bombas de insulina convencionales sobre otros métodos de tratamiento de la diabetes. Las bombas de insulina suministran insulina a lo largo del tiempo en lugar de en inyecciones individuales y de esta forma típicamente producen como resultado menos oscilaciones grandes en los niveles de glucosa en sangre de la persona. Las bombas de insulina convencionales reducen el número de pinchazos con agujas que debe soportar el paciente, y hacen que la gestión de la diabetes sea más fácil y más efectiva para el usuario, mejorando así considerablemente la calidad de la vida del usuario. Sin embargo las bombas de insulina pueden ser engorrosas de utilizar y son típicamente más caras que otros métodos de tratamiento. Desde un punto de vista de estilo de vida, la bomba, las tuberías, y el kit de inyección convencionales son incómodos y molestos para el usuario.

35 Nuevos avances en terapia con insulina proporcionan dispositivos de infusión de fármacos "portátiles" que tienen costes menores y que son más convenientes y cómodos de utilizar que las bombas de insulina convencionales. Algunos de estos dispositivos están concebidos para que sean parcialmente o totalmente desechables, y en teoría proporcionan muchas de las ventajas de bombas de insulina convencionales sin el alto coste inicial y la incomodidad de las bombas de insulina convencionales.

40 Los dispositivos médicos portátiles capaces de realizar funciones similares a las de las bombas de insulina convencionales se están haciendo cada vez más prevalentes, pero todavía tienen un coste elevado. Estos dispositivos médicos se desechan típicamente después de un máximo de 3 días en funcionamiento. Los factores impulsores para la duración de uso para dichos dispositivos médicos incluyen la viabilidad del punto de inyección

durante un periodo de tiempo prolongado y las limitaciones de la fuente de alimentación en proporcionar la potencia necesaria durante este periodo. Dado que los dispositivos médicos portátiles habituales se utilizan típicamente durante duraciones así de cortas, es necesario que el coste unitario de cada dispositivo médico sea suficientemente bajo para que sea accesible. A fin de obtener un control preciso de la tasa de insulina del usuario, es necesario que los dispositivos médicos portátiles típicos se comuniquen con un dispositivo anfitrión tal como un Monitor de Glucosa en Sangre o un Monitor Personal de Diabetes. Los dispositivos portátiles disponibles típicamente se comunican con el dispositivo anfitrión utilizando tecnología inalámbrica bien conocida tal como Bluetooth® o ZigBee®. Las tecnologías de comunicación inalámbricas proporcionan comunicación efectiva entre el dispositivo portátil y un dispositivo anfitrión. Sin embargo, los componentes necesarios para implementar estas tecnologías son relativamente caros, especialmente en una aplicación que utilice un dispositivo médico desechable. Los componentes de tecnología de comunicación inalámbrica no sólo elevan el coste de proporcionar el dispositivo, sino que también consumen suficiente potencia como para acortar la vida del dispositivo médico, elevando aún más el coste.

Como se ha indicado anteriormente, una limitación importante de los dispositivos médicos portátiles habituales es el elevado coste de proporcionar una fuente de alimentación fiable para alimentar a los componentes necesarios para implementar un dispositivo médico efectivo y totalmente funcional. Además, debe existir un equilibrio entre obtener un dispositivo médico totalmente funcional, asequible, y proporcionar el dispositivo médico dentro de un paquete que sea conveniente, cómodo y discreto para el usuario. Los dispositivos médicos típicos tales como los descritos en los documentos WO 2008/153769 A1 ó US 2008/0283465 A1 utilizan una batería o un conjunto de baterías para proporcionar potencia al dispositivo médico. Sin embargo, estos sistemas estándar elevan innecesariamente el coste de cada dispositivo médico y pueden ser voluminosos y relativamente pesados. Además, la batería o el conjunto de baterías estándar se suelen desechar al mismo tiempo que el dispositivo médico portátil usado, contribuyendo así a un despilfarro innecesario. Los dispositivos médicos portátiles no serán una opción viable para muchos usuarios hasta que el coste de dichos dispositivos médicos no se haya reducido de manera significativa.

Por consiguiente, existe una necesidad en la técnica de proporcionar dispositivos médicos portátiles más económicos, de modo que muchos más pacientes de diabetes se puedan beneficiar de las ventajas que proporcionan estos dispositivos.

SUMARIO DE LA INVENCION

Las realizaciones ejemplares de la presente invención, la cual está definida por la reivindicación independiente 1, abordan al menos los problemas y/o desventajas anteriores y proporcionan al menos las ventajas descritas más adelante. Por consiguiente, es un objeto de las realizaciones ejemplares de la presente invención proporcionar componentes de sistema de menor potencia y una fuente de energía alternativa para alimentar al dispositivo médico que sean de menor coste y capaces de proporcionar funcionalidad mejorada y mayor vida útil del dispositivo médico portátil. Es un objeto adicional de las realizaciones ejemplares de la presente invención proporcionar un dispositivo capaz de comunicarse con un controlador anfitrión y/o con un sensor corporal sin el coste de componentes y el consumo de potencia añadidos asociados a los transmisores-receptores inalámbricos, proporcionando también al mismo tiempo una seguridad mayor que la de los transmisores-receptores inalámbricos.

De acuerdo con un aspecto de la presente invención, un dispositivo médico inalámbrico se proporciona en contacto con el cuerpo de un usuario para administrar terapia farmacológica al usuario, comprendiendo el dispositivo médico un microcontrolador acoplado eléctricamente a un mecanismo de bomba, un transmisor-receptor y un sistema de alimentación eléctrica. El microcontrolador envía órdenes al mecanismo de bomba para administrar un fármaco al usuario. El transmisor-receptor se comunica con un dispositivo anfitrión situado sobre el cuerpo del usuario o cerca de él por medio de una red de área personal (PAN) que transmite datos a lo largo del cuerpo del usuario, donde dicho dispositivo anfitrión monitoriza o controla el dispositivo médico. El sistema de alimentación eléctrica proporciona de forma selectiva potencia al microcontrolador, al mecanismo de bomba y al transmisor-receptor suministrada desde un componente de recuperación de energía que recupera energía del cuerpo del usuario. El transmisor-receptor de la red de área personal se comunica con el dispositivo anfitrión por medio de un campo eléctrico generado sobre la piel del usuario en un punto de contacto del dispositivo médico situado sobre el cuerpo del usuario. El componente de recuperación de energía almacena energía obtenida por una diferencia térmica entre el cuerpo del usuario y un ambiente externo cuando el dispositivo médico está en contacto con el cuerpo del usuario. El componente de recuperación de energía también puede almacenar energía generada por el movimiento del usuario cuando el dispositivo médico está situado sobre el cuerpo del usuario. El componente de recuperación de energía proporciona al menos una parte de las necesidades de energía del dispositivo médico. El dispositivo médico puede comprender además una fuente de alimentación adicional para proporcionar al menos una parte de potencia al mecanismo de bomba cuando se administra de forma activa un fármaco al usuario en un modo activo, donde dicho componente de recuperación de energía alimenta al dispositivo médico cuando se encuentra en un estado de menor potencia tal como un modo de espera. El transmisor-receptor se comunica además con un sensor implantable en el cuerpo del usuario, o en contacto continuo de otra manera con el cuerpo del usuario, por medio de la red de área personal. Una realización también comprende un sensor acoplado eléctricamente al microcontrolador, el cual es un microcontrolador de ultra baja potencia.

De acuerdo con otro aspecto de la presente invención, se proporciona un dispositivo médico en contacto con el cuerpo de un usuario para administrar terapia farmacológica al usuario. El dispositivo médico comprende una carcasa en contacto con el cuerpo de un usuario. La carcasa contiene además un microcontrolador que controla un mecanismo de bomba para suministrar un fármaco en un punto de contacto situado sobre el cuerpo del usuario.

5 También se proporciona un sistema de alimentación eléctrica que comprende un componente de recuperación de energía para recuperar energía del cuerpo del usuario. Una unidad de almacenamiento de energía recuperada almacena la energía recuperada, y una unidad de distribución de potencia proporciona de manera selectiva la energía almacenada al microcontrolador y al mecanismo de bomba. La unidad de distribución de potencia proporciona preferiblemente al microcontrolador una primera potencia en un modo activo, y suministra al

10 microcontrolador una segunda potencia, menor, en un modo de espera del dispositivo médico. La unidad de almacenamiento de energía recuperada proporciona al menos una parte de la segunda potencia y el sistema de alimentación eléctrica comprende además una batería para suministrar al menos una parte de la primera potencia. La carcasa puede contener además un transmisor-receptor para comunicarse con un dispositivo de monitorización anfitrión y con un sensor en contacto con el cuerpo del usuario por medio de una red de área personal que transmite datos a lo largo del cuerpo del usuario.

Un tercer aspecto de la presente invención proporciona un sistema de dispositivo médico portátil para proporcionar terapia farmacológica a un usuario. El sistema comprende un dispositivo médico portátil proporcionado en contacto con la piel del usuario, comprendiendo dicho dispositivo médico un mecanismo de bomba para administrar al usuario un volumen prescrito de un fármaco líquido. Se proporciona un sensor de función corporal en contacto continuo con el cuerpo del usuario, y además en comunicación con el dispositivo médico portátil. El dispositivo médico portátil comprende además un microcontrolador para controlar el volumen prescrito del fármaco en función de datos fisiológicos recibidos desde el sensor, donde la bomba de parche portátil y el sensor están alimentados al menos parcialmente por energía recuperada del cuerpo del usuario. El sensor puede estar contenido en la bomba de parche portátil o, cuando está implantado en el cuerpo del usuario, el sensor se comunica con la bomba de parche portátil por medio de una red de área personal que utiliza el cuerpo del usuario como medio de transmisión para transmitir los datos fisiológicos.

Es un objeto de otra realización ejemplar de la presente invención proporcionar un método para administrar terapia farmacológica a un usuario por medio de un dispositivo médico portátil en contacto con el cuerpo de un usuario. El método proporciona un microcontrolador acoplado eléctricamente a un mecanismo de bomba, un transmisor-receptor y un sistema de alimentación eléctrica. El método configura el microcontrolador para que envíe órdenes al mecanismo de bomba para administrar un fármaco al usuario y recupera energía del cuerpo del usuario. El método configura el sistema de alimentación eléctrica para que proporcione la energía recuperada de manera selectiva al microcontrolador, al mecanismo de bomba y al transmisor-receptor y se comunica con un dispositivo anfitrión situado sobre el cuerpo del usuario o cerca de él por medio de una red de área personal que transmite datos a lo largo del cuerpo del usuario por medio del transmisor-receptor, donde dicho dispositivo anfitrión monitoriza o controla el dispositivo médico y transmite datos para al menos controlar la administración del fármaco al usuario. Además, el método recibe en el dispositivo médico dichos datos transmitidos por medio de la red de área personal desde el dispositivo anfitrión y controla el mecanismo de bomba para administrar el fármaco al usuario.

Objetos, ventajas y rasgos destacados de la invención resultarán evidentes para las personas con experiencia en la técnica a partir de la siguiente descripción detallada, la cual, tomada en conjunto con dibujos anexos, describe realizaciones ejemplares de la invención.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Los rasgos y ventajas ejemplares anteriores y otros de algunas realizaciones ejemplares de la presente invención resultarán más evidentes a partir de la siguiente descripción de algunas realizaciones ejemplares de la misma cuando se tome en conjunto con los dibujos adjuntos, en los cuales:

La Figura 1 es una ilustración que representa una aplicación de un dispositivo médico de acuerdo con una realización de la presente invención;

La Figura 2 es una ilustración de un dispositivo médico en una realización de la presente invención;

La Figura 3 es un diagrama de bloques que ilustra los componentes principales del dispositivo médico en una realización de la presente invención;

La Figura 4 es una ilustración que representa el funcionamiento de una red de área personal;

La Figura 5 es un modelo de circuito eléctrico de la red de área personal representada en la Figura 4;

La Figura 6 es un diagrama de bloques que ilustra los componentes principales de un sistema de alimentación en una realización de la presente invención;

La Figura 7 es un diagrama de bloques que ilustra una realización adicional de un sistema de alimentación de acuerdo con una realización de la presente invención;

La Figura 8 es un diagrama de bloques que ilustra los componentes principales de una unidad de detección de acuerdo con una realización de la presente invención.

A lo largo de todos los dibujos, se entenderá que números de referencia similares hacen referencia a elementos, rasgos y estructuras similares.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE REALIZACIONES EJEMPLARES

5 Las materias ejemplificadas en esta descripción se proporcionan para ayudar a una comprensión completa de realizaciones ejemplares de la invención, y están hechas con referencia a las figuras adjuntas. Por consiguiente, las personas con experiencia media en la técnica reconocerán que se pueden hacer diferentes cambios y modificaciones de las realizaciones ejemplares descritas en esta memoria sin apartarse del alcance y espíritu de la invención reivindicada. Asimismo, por claridad y brevedad se omiten descripciones de funciones y construcciones bien conocidas.

15 Una realización general del dispositivo médico portátil 100, construido de acuerdo con la presente invención, se ilustra en las Figuras 1 y 2. El dispositivo médico 100 se puede utilizar para el suministro de medicación, preferiblemente pero no necesariamente insulina, por infusión continua en el interior o a través de la piel de un paciente. La medicación se puede proporcionar en forma líquida, de gel o incluso sólida en algunas realizaciones. El dispositivo 100 está concebido para que el usuario lo lleve puesto sobre la superficie de la piel, penetrando una cánula (aguja hueca) en la piel del usuario o de forma transcutánea atravesando la piel del usuario hasta el interior de tejido subcutáneo. El dispositivo 100 también puede proporcionar infusión intradérmica, intramuscular e intravenosa de fármaco. Su diseño es preferiblemente tal que el perfil de caudal de la medicación líquida es totalmente programable y puede ser modificado durante el transcurso de un día por la persona que lo lleva puesto. De forma alternativa, el dispositivo 100 puede ser pre-programable y puede comprender funcionalidad básica para usuarios que necesitan menos control. Otras funciones, rasgos y características específicas del dispositivo médico portátil de acuerdo con la presente invención se pueden encontrar en la Patente de EE.UU. de titularidad compartida N° 6.589.229 expedida a Robert I Connelly, et al.

25 Como se muestra en la Figura 1, realizaciones ejemplares de la presente invención preferiblemente incluyen un dispositivo anfitrión 200 en comunicación con el dispositivo médico 100. El dispositivo anfitrión 200 se puede implementar como un Monitor de Glucosa en Sangre (BGM), un Monitor Personal de Diabetes (PDM), una PDA, un teléfono inteligente, o cualquier otro dispositivo informático de mano o portátil, ligero. De forma alternativa, el dispositivo anfitrión 200 comprende un ordenador portátil o cualquier otro dispositivo informático capaz de comunicarse con el dispositivo médico 100. De forma adicional, el dispositivo anfitrión 200 y el dispositivo médico 100 están preferiblemente configurados para comunicarse por medio de redes adicionales con otros dispositivos externos para transmitir datos del paciente u otros registros a un proveedor de asistencia sanitaria, por ejemplo. No es necesario que este método de comunicación sea el mismo que el método utilizado para comunicarse entre el dispositivo anfitrión 200 y el dispositivo médico 100. El dispositivo anfitrión 200 es capaz de proporcionar inteligencia de sistema para el dispositivo médico 100. El dispositivo anfitrión 200 puede estar configurado para procesar datos recibidos desde el dispositivo médico 100 y comunicar al dispositivo médico 100 instrucciones para cualquier ajuste necesario en la tasa de infusión del usuario ajustando la tasa basal del usuario o modificando una dosis de bolo. Preferiblemente el dispositivo anfitrión 200 es capaz de determinar y de controlar una tasa de inyección/infusión de un bolo y la duración de la inyección/infusión del bolo para proporcionar al usuario un beneficio terapéutico óptimo. Además, el dispositivo anfitrión 200 puede ser capaz de proporcionar una alarma para avisar al usuario de que su nivel de insulina se acercó a o cruzó un umbral de insulina superior o inferior o cuando se viola una tendencia del nivel de glucosa en sangre de un usuario. Además, el dispositivo anfitrión 200 es capaz de almacenar datos relacionados con una tasa de infusión de un usuario y con el histórico de programas y puede estar configurado para analizar dichos datos para proporcionar tendencias o estadísticas útiles para obtener una tasa de infusión más precisa para el usuario. El dispositivo anfitrión 200 también puede estar configurado para recibir información de diagnóstico del sistema procedente del dispositivo médico 100 y para avisar al usuario si el dispositivo médico 100 no está funcionando correctamente.

50 Una persona con experiencia ordinaria en la técnica apreciará que el dispositivo médico 100, mostrado en la Figura 1, también puede estar configurado para que sea totalmente funcional de modo que todas las funciones descritas anteriormente con respecto al dispositivo anfitrión 200 puedan estar incorporadas en él. Por ejemplo, el dispositivo médico 100 puede comprender además un componente de almacenamiento para almacenar la tasa de infusión y la información de programas de un usuario para que se carguen en un dispositivo anfitrión 200 opcional, o en cualquier otro dispositivo externo, por medio de una red de área personal u otra técnica de comunicación a conveniencia del usuario. El dispositivo médico 100 también puede comprender opcionalmente componentes necesarios para medir o detectar los niveles de glucosa en sangre de un paciente y para hacer ajustes necesarios en la tasa de infusión del usuario, y para proporcionar al usuario una alarma o alerta que comprende niveles de insulina anormales o información de diagnóstico del sistema.

60 En la Figura 3 se ilustra una primera realización ejemplar del dispositivo médico 100 de acuerdo con la presente invención. El dispositivo médico 100 comprende al menos un mecanismo de bomba 102, una unidad de microcontrolador 104, un sistema transmisor-receptor 106 y un sistema de alimentación eléctrica 108. El mecanismo de bomba 102 puede ser cualquier mecanismo conocido para proporcionar un medicamento o fármaco al interior de la piel del usuario o a través de ella. El mecanismo de bomba 102 proporciona como mínimo al menos un depósito u

otra unidad para contener un medicamento líquido, una cánula para infundir el medicamento en el usuario, y una bomba para impulsar el medicamento líquido a través de la cánula. Realizaciones ejemplares de mecanismo de bomba 102 apropiadas para ser utilizadas en la presente invención se pueden encontrar en la Patente de EE.UU. de titularidad compartida N° 6.589.229 expedida a Robert I Connelly, et al. Las realizaciones descritas en esta memoria son ejemplares y no están concebidas para ser limitativas. Una persona con experiencia ordinaria en la técnica encontrará razonable implementar cualquier mecanismo de bomba conocido apropiado en un dispositivo médico portátil para dispensar un medicamento/fármaco líquido a un usuario. Es preferible que el mecanismo de bomba 102 sea compacto, ligero, preciso y que requiera poca potencia para un funcionamiento efectivo.

El microcontrolador 104 en la primera realización de la presente invención se proporciona al menos para controlar el mecanismo de bomba 102. El microcontrolador 104 es preferiblemente un controlador programable de ultra baja potencia (ULP), que funciona idealmente en un rango de hasta 3,6 V, el cual combina la potencia de procesamiento y el conjunto de periféricos necesarios para controlar el suministro de fármaco a través del mecanismo de bomba 102, monitorizar un sensor 300 opcional, y controlar cualquier necesidad de comunicación para comunicarse con el dispositivo anfitrión 200. La primera realización ejemplar de la presente invención proporciona un dispositivo médico "inteligente" que es capaz de comunicarse con el dispositivo anfitrión 200 por medio del sistema transmisor-receptor 106. Preferiblemente el microcontrolador 104 es totalmente programable por el dispositivo anfitrión para controlar con precisión la tasa de infusión basal del usuario y las inyecciones de bolo necesarias. Además, el dispositivo anfitrión 200 puede controlar el microcontrolador 104 para activar el mecanismo de bomba 102, realizar diagnósticos del sistema, monitorizar parámetros de sistema del dispositivo médico 100 y registrar datos de infusión y otra información comunicada desde el dispositivo médico 100. El microcontrolador 104 en la primera realización está implementado preferiblemente en un "sistema en un chip" (SoC) que incluye los circuitos para el sistema transmisor-receptor 106. Los diseños SoC suelen consumir menos potencia y suelen tener un coste menor y una fiabilidad mayor que los sistemas multi-chip a los que sustituyen. Proporcionando un sistema de un solo chip, también se pueden reducir los costes de montaje.

El sistema transmisor-receptor 106, proporcionado en el dispositivo médico 100 de la primera realización de la presente invención, es compatible con el transmisor-receptor situado en el dispositivo anfitrión 200 y con cualquier otra unidad periférica tal como el sensor 300 de función corporal opcional para comunicarse con cada dispositivo. Como se ha expuesto anteriormente, en un dispositivo médico "inteligente" de la primera realización, se proporciona el sistema 106 transmisor-receptor para comunicar al menos datos de diagnóstico del sistema, tasa de infusión o información del programa de infusión al dispositivo anfitrión 200 o a algún otro dispositivo externo. Además, el sistema transmisor-receptor 106 recibe órdenes y datos procedentes del dispositivo anfitrión 200 que permiten la programación del microcontrolador 104 y el control de otras funciones de sistema del dispositivo médico 100. Datos de diagnóstico se puede referir a cualquier información acerca de la funcionalidad del dispositivo médico y de sus componentes de sistema, como por ejemplo si la cánula está o no bloqueada o si ha quedado inutilizable, el volumen restante de medicamento líquido disponible, y la potencia restante disponible para controlar el dispositivo médico 100.

Los dispositivos médicos "inteligentes" convencionales utilizan en la actualidad comunicaciones inalámbricas por radio frecuencia (RF) como por ejemplo Bluetooth®, Zigbee®, 802.11, u otras soluciones convencionales. Algunos dispositivos médicos incluso se comunican con el dispositivo anfitrión por medio de una línea de visión utilizando tecnología infrarroja (IR). Los sistemas de comunicación inalámbricos, dado que no requieren una línea de visión, son preferidos sobre la tecnología IR. Sin embargo, la tecnología inalámbrica convencional contribuye de manera esencial al coste prohibitivo de los dispositivos médicos que utilizan sus respectivas tecnologías. Los sistemas inalámbricos convencionales requieren un transmisor-receptor y una antena de RF para operar. Ventajosamente, las realizaciones ejemplares de la presente invención utilizan una red de área personal (PAN) acoplada capacitivamente para transmitir-recibir datos entre el dispositivo médico 100 y el dispositivo anfitrión 200 a través de la piel del usuario, sin el uso de antenas. Una red de área personal, en las realizaciones ejemplares, se puede crear con microcontroladores y componentes analógicos simples, de bajo coste, requiere menos potencia para operar que los sistemas de RF y son al menos tan seguras como los sistemas de RF. El uso de una red de área personal en las realizaciones ejemplares reduce el coste total de las comunicaciones dispositivo/anfitrión y permite un tiempo de uso extendido debido al coste reducido de los componentes y a las menores necesidades de potencia. Como se ha expuesto anteriormente, un sistema transmisor-receptor de PAN 106 ejemplar está preferiblemente integrado en un diseño SoC con microcontrolador 104 para minimizar aún más el coste total del dispositivo médico 100.

El transmisor-receptor de PAN 106 preferiblemente establece una red de área personal para comunicarse con el dispositivo anfitrión 200 por medio de un campo eléctrico "de campo cercano" que transmite datos utilizando el cuerpo humano como medio de transporte. El dispositivo médico 100 y el dispositivo anfitrión 200 necesitan cada uno de ellos transmisores-receptores de PAN 106 y 206, respectivamente, para comunicarse entre sí a través del cuerpo. En una red de área personal ejemplar como la que se ilustra en las Figuras 4 y 5, un electrodo transmisor 402, orientado hacia el cuerpo y situado en el transmisor-receptor 106, y la piel del usuario actúan como un condensador A. De la misma manera, la piel del usuario y un electrodo receptor 404, situado en el transmisor-receptor 206, actúan como un condensador B. Como se indica en la Figura 5, el transmisor-receptor de PAN 106, que actúa como transmisor, está acoplado capacitivamente con el transmisor-receptor de PAN 206, que actúa como

receptor. La realización mostrada en la Figura 5 es sólo a modo de ejemplo. En otra realización, el transmisor-receptor de PAN 206 puede actuar como el transmisor siendo el receptor el transmisor-receptor de PAN 106. El cuerpo humano actúa como un conductor capaz de transportar una corriente a través del cuerpo desde el transmisor-receptor 106 hasta el transmisor-receptor 206. La "puesta a tierra" incluye cualquier conductor y cualquier dieléctrico en el entorno que esté cerca del cuerpo del usuario, y actúa como un camino de retorno. El electrodo 406 situado en el transmisor-receptor 106 y la "puesta a tierra" actúan como un condensador C, y el electrodo 408 situado en el transmisor-receptor 206 y la "puesta a tierra" actúan como un condensador D. Además, es necesario que la "puesta a tierra" esté aislada eléctricamente del cuerpo humano para impedir el cortocircuitado del circuito de comunicación, actuando de esta manera de manera efectiva como condensador G. La Figura 5 ilustra un modelo de circuito eléctrico de una red de área personal en una realización ejemplar de la presente invención. Debido a que el electrodo 402 tiene una impedancia al cuerpo del usuario menor que la del electrodo 406, el transmisor está habilitado para proporcionar un potencial oscilante en el electrodo 406. El potencial oscilante produce como resultado una corriente de desplazamiento que es real y que se transfiere al cuerpo humano. El transmisor-receptor 106 puede modular de manera efectiva la corriente de desplazamiento para transmitir datos a lo largo del cuerpo humano al receptor. En una realización ejemplar, el transmisor-receptor 106 puede comprender un codificador/decodificador para codificar datos recibidos desde el microcontrolador 102 y circuitos para convertir los datos en una corriente de desplazamiento modulada. El transmisor-receptor 206 puede comprender un amplificador para amplificar una corriente de desplazamiento recibida, un convertidor analógico-digital para convertir la corriente eléctrica en datos y un decodificador para decodificar los datos transformándolos en bits de información para que sean procesados por el dispositivo anfitrión 200. La corriente de desplazamiento transmitida a lo largo del cuerpo del usuario es muy pequeña, de esta forma no sólo se reduce el consumo de potencia, sino que una corriente tan pequeña garantiza que la señal transmitida no se irradia lejos del cuerpo del usuario, por lo tanto, proporcionando una clara ventaja de seguridad sobre las técnicas de comunicación inalámbricas.

El sistema de comunicación de PAN anterior garantiza que sólo personas en contacto directo con un usuario son capaces de detectar las señales que se propagan a lo largo del cuerpo del usuario. De forma alternativa, en tecnologías inalámbricas convencionales, una señal transmitida puede ser detectada por cualquier persona con un receptor en el rango respectivo de la tecnología inalámbrica. Transmisores y receptores que utilizan Bluetooth® pueden transmitir-recibir señales en un rango de desde 9,1 metros hasta 30 metros (desde 30 pies hasta 100 pies). De esta manera, las técnicas de comunicación de PAN son intrínsecamente más seguras. Sin embargo, son deseables técnicas adicionales para codificar y cifrar la corriente transmitida de modo que la información médica privada de un usuario no pueda ser detectada o descifrada por cualquier persona que haga contacto con el usuario. Son deseables técnicas de codificación para impedir interferencias entre dispositivos PAN de modo que un marido y esposa, u otra persona conocida, que utilicen dispositivos PAN puedan agarrarse o darse la mano sin influir en la comunicación de datos de la red de área personal de cualquiera de los dos usuarios. De forma adicional, la señal transmitida a lo largo del cuerpo del usuario puede ser además cifrada de modo que cualquier información transmitida por contacto corporal será ininteligible para receptores no autorizados. Las técnicas y métodos específicos para codificación y cifrado no son específicos a la presente invención. En realizaciones ejemplares de la presente invención se puede implementar de manera efectiva cualquier versión de alta fiabilidad/pocos errores de un protocolo de conexión en red multi-usuario estándar a través de canal individual, tal como TCP/IP. Por ejemplo, técnicas/protocolos de enlace apropiados y gestión de claves de cifrado y algoritmos para uso en realizaciones ejemplares de la presente invención pueden ser similares a los utilizados actualmente en redes Bluetooth® y Wi-Fi. Una persona con experiencia ordinaria en la técnica apreciaría, que las técnicas de codificación y cifrado concretas implementadas en las realizaciones ejemplares de la presente invención, aunque son similares a las técnicas expuestas anteriormente, se pueden proporcionar en un protocolo más ligero, menos complejo.

Los componentes del transmisor-receptor necesarios para obtener la funcionalidad de la red de área personal ejemplar expuesta anteriormente, están ampliamente disponibles y tienen un coste relativamente bajo. Además, los transmisores-receptores 106 y 206 se pueden implementar en un único circuito integrado o se pueden incluir en el diseño SoC expuesto anteriormente, el cual es incluso más barato de producir y consumirá incluso menos potencia.

El análisis de un dispositivo médico convencional mostró un consumo de corriente en estado estacionario típico de hasta 15mA mientras se realizaban comunicaciones de RF. Dado que una red de área personal ejemplar de la presente invención transmite datos utilizando una señal de corriente ultra baja que se propaga sobre la piel del usuario, se puede conseguir transferencia de datos de forma razonable con 30nA de corriente. Los circuitos asociados necesarios para amplificar y obtener digitalmente los datos a partir de la señal eléctrica recibida podrían requerir hasta 1 mA de corriente adicional, consiguiendo todavía de ese modo un factor de reducción de 10 en el consumo de potencia para comunicaciones. La implementación de un sistema de comunicación PAN ejemplar en el dispositivo médico 100 y en el dispositivo anfitrión 200, obtiene de manera efectiva una reducción significativa en el consumo de potencia para el dispositivo, produciendo de esta forma como resultado componentes eléctricos menos caros, en menor número o de menor potencia para suministrar la potencia necesaria para operaciones del sistema. Una reducción en las necesidades de potencia consigue una reducción total de coste para el dispositivo médico 100 y reduce el número o el tamaño de componentes eléctricos, reduciendo también de esa forma el despilfarro. Además, las bajas necesidades de potencia del sistema de comunicación PAN así como la naturaleza portátil del

dispositivo médico 100 permiten que el dispositivo médico 100 utilice fuentes de energía alternativas para alimentar al dispositivo.

5 La Figura 6 ilustra una realización ejemplar del sistema de alimentación 108 para suministrar potencia necesaria al mecanismo de bomba 102, al microcontrolador 104 y al sistema transmisor-receptor de PAN 106. El sistema de alimentación 108 comprende una unidad 112 de recuperación de energía, una unidad 114 de almacenamiento y una unidad 116 de distribución de potencia. Tal como se usa en esta memoria, el término "recuperación" se debería considerar sinónimo de términos similares tales como "recogida", y se refiere al uso de cualquier fuente de energía disponible localmente. La unidad 112 de recuperación de energía comprende preferiblemente un circuito de recuperación de energía que utiliza energía cinética o el efecto Seebeck (térmica) para almacenar carga y crear tensión para que sea utilizada por los componentes de sistema del dispositivo médico 100. Las realizaciones ejemplares del dispositivo médico 100 como una bomba de parche portátil en contacto con la piel del usuario, proporcionan la oportunidad de una captura de energía eficiente y óptima procedente del cuerpo del usuario. Técnicas de recuperación de energía cinética y térmica son bien conocidas y, por consiguiente, por claridad y brevedad se omite una descripción detallada de aspectos bien conocidos de las mismas. Las técnicas de recuperación de energía cinética capturan energía recogiendo cantidades ínfimas e imperceptibles de energía procedentes del movimiento natural del usuario del dispositivo que se pueden convertir en carga utilizable para el dispositivo médico 100. Ejemplos de energía cinética que se pueden utilizar incluyen energía vibratoria y deceleración de extremidades. Estas realizaciones pueden particularmente ser preferidas cuando el dispositivo médico 100 se lleva sobre el brazo del usuario. Las técnicas de recuperación de energía térmica utilizan el efecto Seebeck para transformar una diferencia de temperatura entre el entorno ambiente y la piel del paciente, donde está adherido el dispositivo médico 100, en una tensión utilizable. Los diferenciales de temperatura entre segmentos opuestos de un material conductor producen como resultado flujo de calor y por consiguiente flujo de carga (corriente), dado que los portadores móviles, de alta energía, viajan por difusión desde zonas de alta concentración a zonas de baja concentración. Una técnica une de forma eléctrica termopilas que consisten en materiales de tipo n- y de tipo p- en la unión de alta temperatura, permitiendo de este modo flujo de calor para transportar los portadores de carga dominantes de cada material hasta el extremo de baja temperatura, estableciendo una diferencia de tensión entre electrodos de base de las termopilas en el proceso.

30 Una realización ejemplar de sistema de alimentación 108 utiliza un circuito o dispositivo de almacenamiento temporal para almacenar la carga recuperada hasta que ésta es suministrada para alimentar a un componente de sistema del dispositivo médico 100, tal como el transmisor-receptor de PAN 106. Una realización ejemplar de la presente invención utiliza un ultracondensador como unidad 114 de almacenamiento para almacenar la energía recuperada. Los ultracondensadores son ventajosos debido a su gran densidad de energía y a sus rápidos tiempos de carga, proporcionando de esta forma una opción apropiada para alimentar a los sistemas de un dispositivo médico 100 ejemplar. Una persona de experiencia ordinaria en la técnica debería apreciar, que la unidad 114 de almacenamiento puede comprender cualquier componente, circuitos o técnicas de almacenamiento temporal que se conoce en la técnica, y no está limitada particularmente a un ultracondensador. La unidad 116 de distribución de potencia, puede comprender un circuito de gestión de potencia u otro componente conocido para proporcionar el requisito de potencia necesaria desde la unidad 114 de almacenamiento de energía a cada dispositivo de sistema.

Una realización ejemplar de sistema de alimentación 108 en el dispositivo médico 100 comprende preferiblemente una única fuente de alimentación tal como el componente 112 de recuperación de energía, que captura, por ejemplo, energía térmica o cinética procedente del cuerpo del usuario y del movimiento natural del usuario. En una realización ejemplar de la presente invención que comprende microcontrolador 104 de ultra baja potencia y sistema 106 transmisor-receptor de PAN de baja potencia, una única fuente de recuperación de energía puede ser suficiente para proporcionar las necesidades de potencia totales para el dispositivo médico 100. De forma adicional, una única fuente de recuperación de energía puede proporcionar necesariamente suficiente potencia para el dispositivo médico 100 en realizaciones que utilizan un microcontrolador 104 preprogramado y que no proporcionan un sistema transmisor-receptor de comunicaciones. La potencia suministrada al dispositivo médico debería ser suficiente para permitir el funcionamiento del dispositivo médico en un modo activo y en un modo de espera. En el modo de espera, el microcontrolador preferiblemente consume aproximadamente 10 microamperios de corriente pero no más de 20 microamperios. En el modo activo, el microcontrolador preferiblemente consume aproximadamente 10 miliamperios de corriente pero no más de 20 miliamperios.

55 En algunas realizaciones, el sistema de alimentación 108 puede comprender además una batería 118. La batería 118 puede comprender cualquiera de unidades de almacenamiento de energía bien conocidas, o un conjunto de dichas unidades, conocidas en la técnica incluyendo, pero no limitado a, pilas alcalinas estándar, pilas recargables y ultracondensadores. En dichas realizaciones, la unidad 116 de distribución de potencia puede gestionar de forma óptima la distribución de potencia desde la batería 118 y la unidad 114 de almacenamiento de recuperación de energía para proporcionar prestaciones incrementadas y vida extendida del dispositivo médico 100. Una realización de dispositivo médico 100 utilizaría la batería 118 para alimentación del almacenamiento a largo plazo o modo "apagado", y en un modo activo, por ejemplo durante un periodo de descarga a alta intensidad para que el mecanismo de bomba 102 dispense un fármaco al usuario. La unidad 114 de almacenamiento de energía recuperada se utiliza entonces preferiblemente para complementar el modo de reposo/espera del dispositivo médico

100, el cual se ha mostrado en algunos sistemas que es el mayor consumo de potencia total al sistema. Utilizando recuperación de energía como la fuente de alimentación única o parcial para una realización ejemplar del dispositivo médico 100, se podría alargar la vida del dispositivo o se podrían reducir los requisitos de la batería, incrementando de ese modo las prestaciones y reduciendo el coste en comparación con bombas de parche existentes.

En la Figura 7 se ilustra otra realización del sistema de alimentación 108 para ser utilizada en realizaciones ejemplares de la presente invención. En esta realización, el sistema de alimentación 108 comprende una pluralidad de unidades de recuperación de energía 112a, 112b y 112c. Las unidades de recuperación de energía 112a-c pueden comprender cualquier combinación de unidades de recuperación cinéticas, unidades de recuperación térmicas y fuentes de alimentación estándar tales como baterías, como se ha expuesto anteriormente. Además, si la realización concreta de dispositivo médico 100 comprende un sistema transmisor-receptor 106, se puede proporcionar una de las unidades de recuperación de energía 112a-c para recuperar energía de las comunicaciones recibidas desde el dispositivo anfitrión 200 en el transmisor-receptor. La Figura 7 ilustra tres unidades de recuperación de energía sólo a modo de ejemplo. Una persona con experiencia ordinaria en la técnica apreciaría que el sistema de alimentación 108 puede comprender cualquier número y combinación de unidades de recuperación de energía que sean apropiadas para el dispositivo médico concreto. Además, las unidades de recuperación de energía 112a-c no están limitadas a aprovechar energía cinética, energía térmica o energía de comunicaciones con un dispositivo anfitrión. También se pueden utilizar sistemas adicionales para aprovechar energía obtenida a partir de energía electromagnética, por ejemplo a partir de energía de RF, o cualquier otra fuente que sea viable para alimentar al dispositivo médico 100. La energía de RF penetra en el ambiente externo y puede ser capturada por el dispositivo médico 100 para alimentar directamente al dispositivo o para proporcionar una fuente de alimentación adicional para el dispositivo médico 100. Técnicas ejemplares para aprovechar energía de RF apropiadas para ser utilizadas en la presente invención se pueden encontrar en la Solicitud de Patente N° 2006/0281435 a John G. Shearer, et al., la cual es incorporada expresamente en esta memoria por referencia.

En la realización ilustrada en la Figura 7, una unidad 113 de gestión de entradas puede comprender simples rectificadores de tensión y bombas de carga para transformar la energía capturada de forma intermitente procedente de los dispositivos de recuperación de energía 112a-c en una tensión utilizable para almacenamiento en cualquiera de las unidades de almacenamiento 114a-c. Las unidades de almacenamiento 114a-c pueden comprender diferentes tipos de baterías recargables, ultracondensadores u otros dispositivos de almacenamiento temporal reconocidos en la técnica. Una de las unidades de almacenamiento 114a-c puede opcionalmente comprender una batería o un conjunto de baterías de un solo uso o desechable similar a la que se describe en la Figura 6. La unidad 116 de distribución de potencia del sistema se proporciona preferiblemente para gestionar y dividir la energía disponible procedente de las unidades de almacenamiento 114a-c entre los sistemas del dispositivo médico 100 que requieren diferentes tipos de potencia. Por ejemplo, la unidad 116 de distribución de potencia del sistema suministra de forma selectiva la potencia necesaria desde una unidad de almacenamiento apropiada al mecanismo de bomba 102 que requiere ráfagas cortas de corriente mayor a una tensión estable para inyectar un fármaco en el usuario, mientras el microcontrolador 104 y el sistema transmisor-receptor de PAN 106 ejemplar requieren corrientes más pequeñas para una funcionalidad óptima. Además, la unidad 116 de distribución de potencia del sistema designa de forma óptima una potencia incluso menor para alimentar al dispositivo médico 100 en un modo "apagado" durante el almacenamiento a largo plazo del dispositivo antes de que se utilice. El sistema de alimentación ilustrado en la Figura 7 preferiblemente consigue una combinación óptima de unidades de recuperación de energía y unidades de alimentación eléctrica estándar, tales como una batería, para proporcionar funcionalidad óptima para el dispositivo médico 100 y vida extendida, a coste mínimo.

La Figura 8 ilustra una realización ejemplar de sensor 300 de función corporal opcional representado en la Figura 3 para ser utilizada en conjunto con realizaciones ejemplares del dispositivo médico 100. Específicamente para el cuidado de la diabetes, la industria médica está migrando hacia sistemas en bucle cerrado para infusión de insulina. Sistemas ideales, denominados típicamente "páncreas artificial", proporcionarían realimentación en "tiempo real" o "tiempo cuasi-real" para control preciso de infusión de insulina. El sensor 300 de función corporal puede ser un sensor o biosensor de análisis transcutáneo y es preferiblemente un sensor de glucosa en sangre que se puede proporcionar como parte del dispositivo médico 100 o que se puede insertar en un punto diferente del usuario, e incluso puede ser quirúrgicamente implantable en el usuario. El sensor 300 se puede proporcionar como un sensor temporal o de un solo uso desechable o de forma alternativa se puede implementar para un uso repetido o consistente a lo largo de una duración extendida. En realizaciones que incluyen sensor 300 en el dispositivo médico 100, el sensor 300 recibe de forma óptima potencia del sistema de alimentación 108 y proporciona datos al transmisor-receptor 106 para su comunicación al dispositivo anfitrión 200. El dispositivo anfitrión 200 preferiblemente procesa cualquier dato recibido a través de la red de área personal ejemplar descrita anteriormente y modifica la tasa de infusión del usuario, si es necesario. El dispositivo anfitrión puede además realizar cualquiera de las funciones descritas en realizaciones ejemplares anteriormente. La Figura 8 ilustra el sensor 300 como un dispositivo implantable o insertado de otra manera en el usuario en un punto diferente al dispositivo médico 100. En esta realización ejemplar, el sensor 300 además comprende una unidad 302 de detección, una unidad 308 de recuperación de energía, y un sistema transmisor-receptor de PAN 306. La unidad 308 de recuperación de energía puede comprender cualquiera de las unidades de recuperación de energía descritas anteriormente y preferiblemente proporciona la única fuente de alimentación para el sensor 300. El transmisor-receptor de PAN 306 opera como se

5 ha explicado anteriormente para transmitir datos de detección recibidos desde la unidad 302 de detección. Los transmisores-receptores PAN 106 y 206 son capaces de recibir cualquier dato transmitido desde el transmisor-receptor de PAN 306 a través de la red de área personal ejemplar descrita anteriormente. Una realización ejemplar de sensor 300, de acuerdo con la presente invención, combina las ventajas del sistema 308 de recuperación de energía y del transmisor-receptor de PAN 306 para obtener coste mínimo y funcionalidad máxima en proporcionar control preciso de infusión de insulina para un usuario que utiliza el dispositivo médico 100.

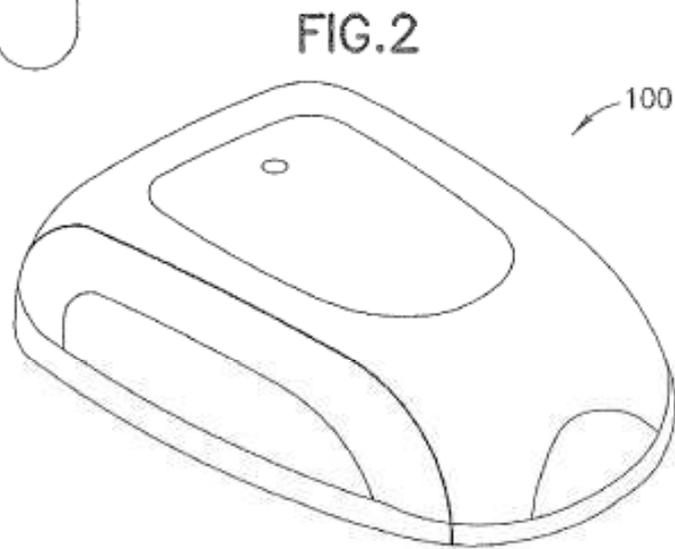
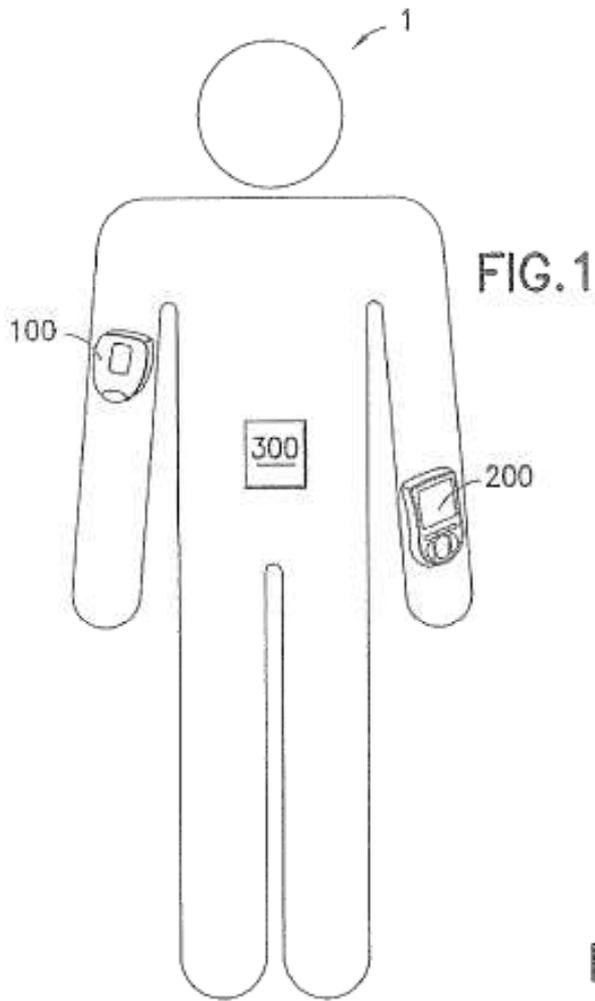
10 Una persona de experiencia ordinaria en la técnica apreciaría que los rasgos de las realizaciones ejemplares anteriores se pueden proporcionar de manera similar en varias aplicaciones y no están limitados a la descripción anterior. Cualesquiera otros dispositivos para la superficie de la piel, portátiles, implantables y de mano pueden utilizar todos ellos los rasgos y técnicas anteriores para proporcionar una red de área personal basada en el cuerpo de dispositivos complejos, de baja potencia a coste mínimo. Además de los dispositivos de bomba de parche de insulina descritos en esta memoria, otros dispositivos de infusión de insulina no de bomba para pacientes de 15 necesidades diversas se pueden implementar con los rasgos expuestos anteriormente, tales como un dispositivo de bolígrafo de insulina programable o un controlador en combinación con un parche de absorción de insulina o un parche de gel electrosensible. Además, otra información fisiológica tal como presión sistólica, ritmo cardíaco y otras métricas se pueden todas ellas monitorizar y capturar por medio de un respectivo dispositivo utilizando la red de área personal ejemplar. De forma similar, desfibriladores implantables y otros dispositivos se pueden controlar todos ellos desde un único dispositivo maestro/anfitrión. Una red de área personal ejemplar puede soportar teóricamente 20 muchos más que sólo dos o tres dispositivos. Dicha red también se puede utilizar para comunicar a cualquier dispositivo estacionario cuándo el usuario hace contacto físico con ellos. Una realización podría proporcionar transmisión automática de datos tal como introducción de registros de paciente almacenados en un dispositivo de mano o portátil cuando se toca un ordenador provisto de un transmisor-receptor de PAN compatible. Otra realización podría proporcionar a personal de emergencia datos inmediatos relativos a las funciones fisiológicas de un paciente 25 simplemente haciendo contacto piel con piel para establecer un enlace de comunicaciones entre dispositivos compatibles sobre cada persona. Como se ha expuesto anteriormente, cada una de estas realizaciones se puede implementar en un PAN seguro, para garantizar privacidad del usuario y seguridad de información médica sensible.

REIVINDICACIONES

- 5 1. Una combinación de un dispositivo médico portátil (100) en contacto con el cuerpo de un usuario para administrar terapia farmacológica al usuario y un dispositivo anfitrión portátil (200) adaptado para comunicarse con el dispositivo médico, comprendiendo el dispositivo médico:
- 10 un microcontrolador (104) acoplado eléctricamente a un mecanismo de bomba (102), un primer transmisor-receptor (106), y un sistema de alimentación eléctrica (108), en donde:
- 15 el microcontrolador envía órdenes al mecanismo de bomba para administrar un fármaco al usuario; el primer transmisor-receptor (106) comprende un primer electrodo (402) acoplado capacitivamente a una superficie exterior de la piel del usuario y un segundo electrodo (406) acoplado a un potencial de referencia, en donde la impedancia entre el segundo electrodo y el potencial de referencia es mayor que la impedancia entre el primer electrodo y la superficie exterior de la piel del usuario, y en donde el
- 20 segundo electrodo (406) proporciona un potencial oscilante para provocar una corriente de desplazamiento en el cuerpo del usuario, y se comunica con un dispositivo anfitrión (200) situado sobre el cuerpo del usuario o cerca de él por medio de una red de área personal que transmite datos a lo largo del cuerpo del usuario modulando la corriente de desplazamiento, en donde dicho dispositivo anfitrión monitoriza o controla al dispositivo médico; y
- 25 el sistema de alimentación eléctrica proporciona de forma selectiva potencia al microcontrolador, al mecanismo de bomba y al primer transmisor-receptor suministrada desde un componente (112) de recuperación de energía que recupera energía del cuerpo del usuario,
- comprendiendo el dispositivo anfitrión
- 30 un segundo transmisor-receptor (206) acoplado capacitivamente al primer transmisor-receptor (106) y que comprende un tercer electrodo (404) acoplado capacitivamente a una superficie exterior de la piel del usuario y un cuarto electrodo (408), en donde se proporciona un primer condensador C para conectar el primer transmisor-receptor a tierra, se proporciona un segundo condensador D para conectar el segundo transmisor-receptor (206) a tierra y se proporciona un tercer condensador G para conectar la piel del usuario a tierra.
- 35 2. El dispositivo médico de la reivindicación 1, en el cual el transmisor-receptor de la red de área personal se comunica con el dispositivo anfitrión por medio de un campo eléctrico generado sobre la piel del usuario en un punto de contacto del dispositivo médico sobre el cuerpo del usuario.
- 40 3. El dispositivo médico de la reivindicación 1, en el cual el componente de recuperación de energía almacena energía obtenida por una diferencia térmica entre el cuerpo del usuario y un ambiente externo cuando el dispositivo médico está en contacto con el cuerpo del usuario.
- 45 4. El dispositivo médico de la reivindicación 1, en el cual el componente de recuperación de energía almacena energía generada por el movimiento del usuario cuando el dispositivo médico está situado sobre el cuerpo del usuario.
- 50 5. El dispositivo médico de la reivindicación 1, en el cual el dispositivo médico incluye una bomba de parche para administrar insulina por vía transdérmica al usuario.
- 55 6. El dispositivo médico de la reivindicación 1, en el cual el componente de recuperación de energía proporciona al menos una parte de las necesidades de energía del dispositivo médico.
- 60 7. El dispositivo médico de la reivindicación 6, que comprende además una fuente de potencia adicional para proporcionar al menos una parte de potencia al mecanismo de bomba cuando se administra activamente un fármaco al usuario, en el cual dicho componente de recuperación de energía alimenta al dispositivo médico cuando se encuentra en un estado de menor potencia.
- 65 8. El dispositivo médico de la reivindicación 1, en el cual el transmisor-receptor se comunica además con al menos un sensor implantable en el cuerpo del usuario, o en contacto continuo de otra manera con el cuerpo del usuario, por medio de la red de área personal.
9. El dispositivo médico de la reivindicación 1, en el cual el transmisor-receptor se comunica además con un sensor de un solo uso temporal o desechable, por medio de la red de área personal.
10. El dispositivo médico de la reivindicación 1, que comprende además al menos un sensor acoplado eléctricamente al microcontrolador.

ES 2 703 604 T3

11. El dispositivo médico de la reivindicación 1, en el cual el microcontrolador comprende un microcontrolador de ultra baja potencia.
- 5 12. El dispositivo médico de la reivindicación 11, en el cual dicho microcontrolador de ultra baja potencia opera en un rango de hasta 3,6 V.
- 10 13. El dispositivo médico de la reivindicación 12, en el cual dicho microcontrolador de ultra baja potencia consume además no más de 20 microamperios de corriente en un modo de espera y 20 miliamperios de corriente en un modo activo.
14. El dispositivo médico de la reivindicación 1, en el cual el transmisor-receptor se comunica además con una pluralidad de sensores por medio de la red de área personal.



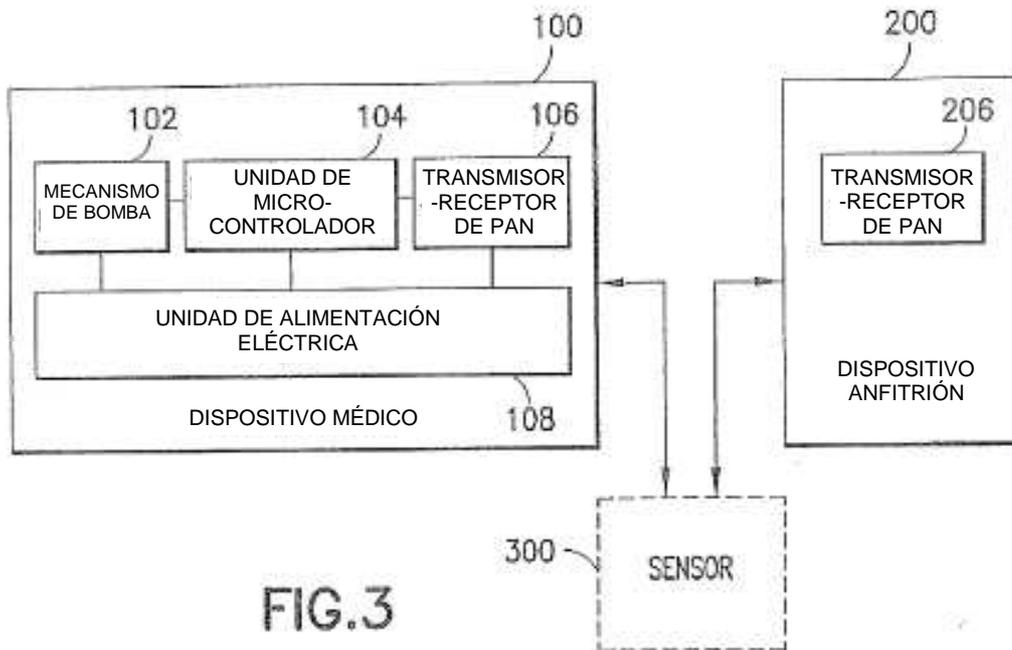


FIG.3

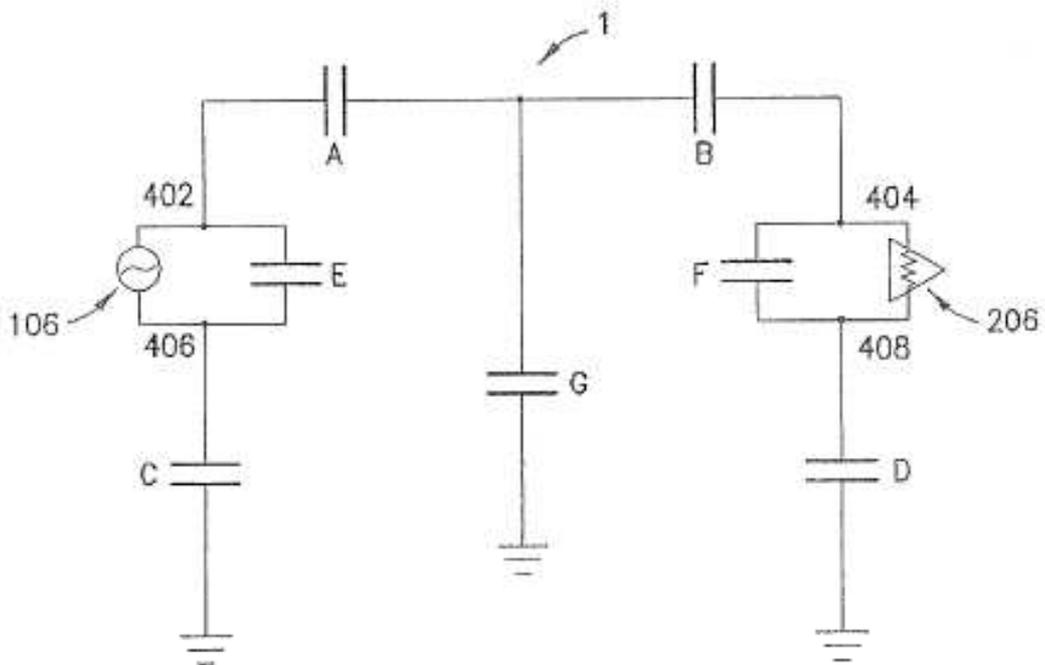


FIG.5

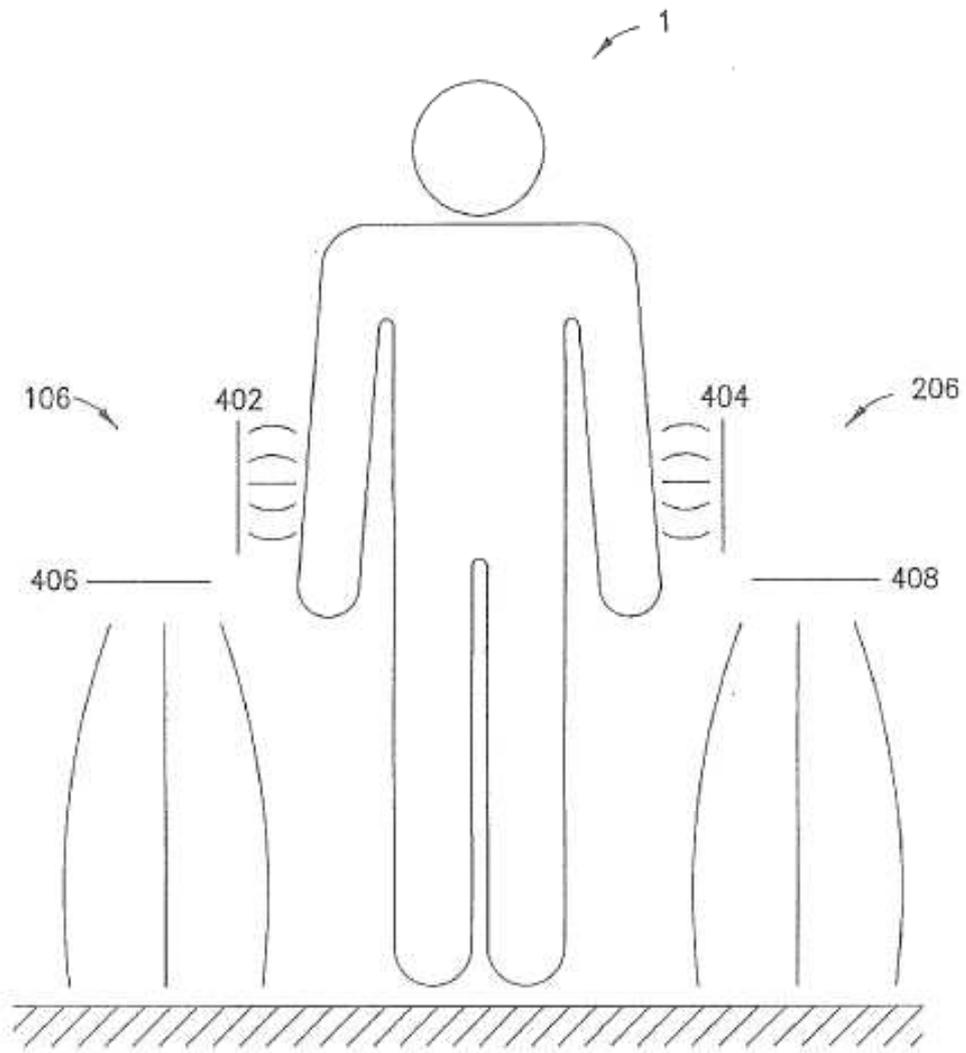


FIG.4

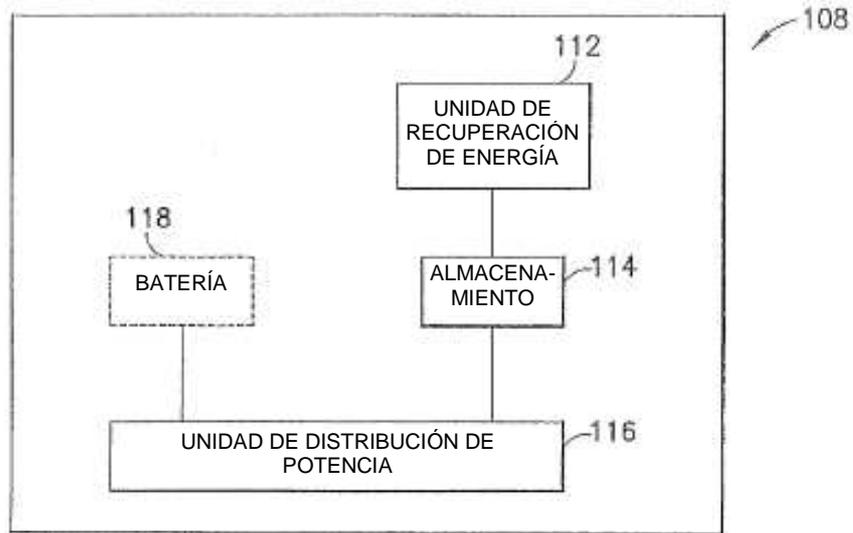


FIG.6

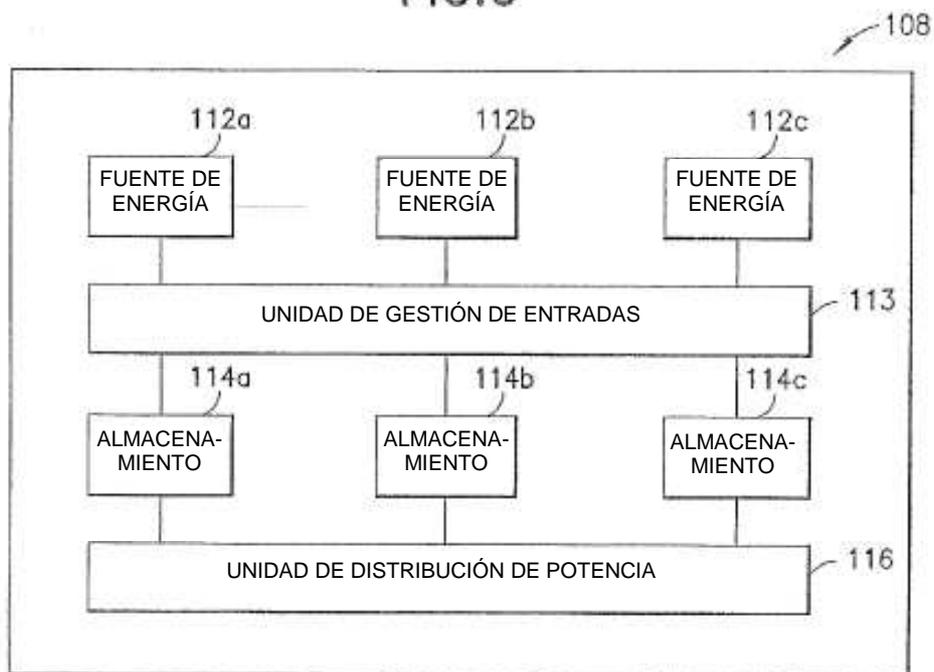


FIG.7

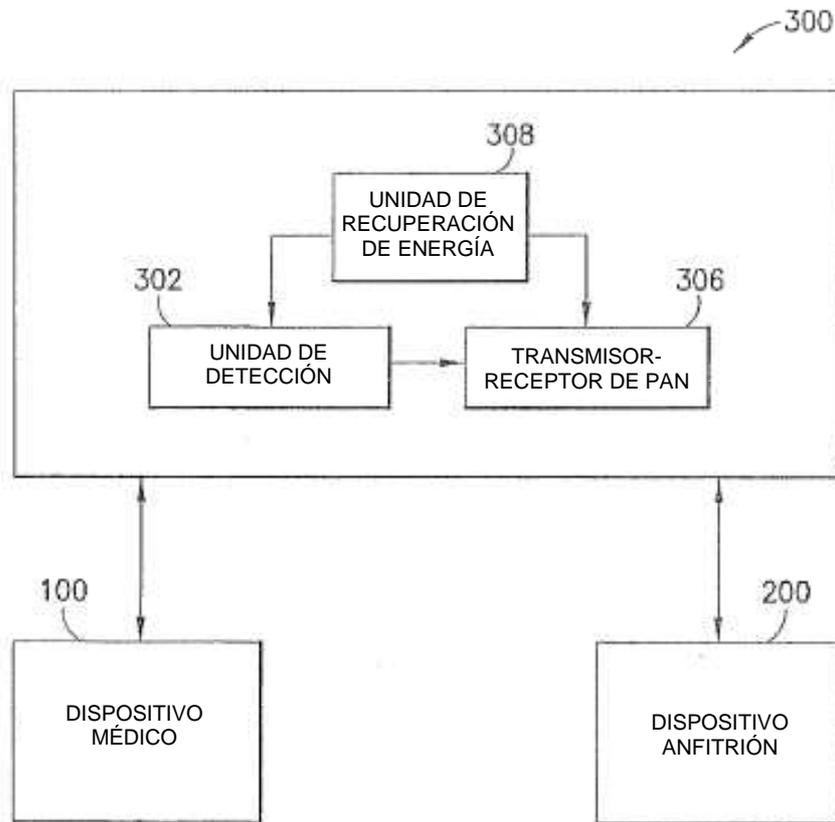


FIG.8