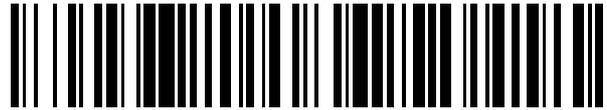


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 546 664**

51 Int. Cl.:

**A61N 1/378** (2006.01)

**A61N 1/372** (2006.01)

**H02J 7/02** (2006.01)

**H02J 7/04** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **18.08.2010 E 10745713 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **15.07.2015 EP 2477694**

54 Título: **Cargador externo útil con un dispositivo médico implantable que tiene un punto de ajuste de temperatura programable o variable en el tiempo**

30 Prioridad:

**18.09.2009 US 562694**

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

**25.09.2015**

73 Titular/es:

**BOSTON SCIENTIFIC NEUROMODULATION  
CORPORATION (100.0%)  
25155 Rye Canyon Loop  
Valencia, CA 91355, US**

72 Inventor/es:

**AGHASSIAN, DANIEL**

74 Agente/Representante:

**CARPINTERO LÓPEZ, Mario**

**ES 2 546 664 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

Cargador externo útil con un dispositivo médico implantable que tiene un punto de ajuste de temperatura programable o variable en el tiempo

**Referencia cruzada a solicitudes relacionadas**

- 5 La presente solicitud se basa en el documento US 2011/0071597 (Solicitud N° de Serie 12/562.964) presentada el 18 de septiembre de 2009.

**Campo técnico**

La presente invención se refiere en general a dispositivos médicos implantables, y más particularmente, a un cargador externo para un dispositivo médico implantable que tiene una regulación de la temperatura programable.

**10 Técnica antecedente**

Los dispositivos de estimulación implantables son dispositivos que generan y suministran estímulos eléctricos a los nervios y tejidos del cuerpo para la terapia de diversos trastornos biológicos, tales como marcapasos para tratar arritmia cardíaca, desfibriladores para tratar la fibrilación cardíaca, estimuladores cocleares para tratar la sordera, estimuladores retinianos para tratar la ceguera, estimuladores musculares para producir movimiento coordinado de las extremidades, estimuladores de la médula espinal para tratar el dolor crónico, estimuladores corticales y cerebrales profundos para el tratamiento de trastornos motores y psicológicos, y otros estimuladores neuronales para el tratamiento de la incontinencia urinaria, la apnea del sueño, la subluxación del hombro, etc. La presente invención puede encontrar aplicabilidad en todas estas aplicaciones, aunque la descripción que sigue generalmente se centra en el uso de la invención dentro de un sistema de Estimulación de la Médula Espinal (SCS), tal como el descrito en la patente US 6.516.227 ("la patente '227").

La estimulación de la médula espinal es un método clínico bien aceptado para reducir el dolor en ciertas poblaciones de pacientes. Como se muestra en las figuras 1A y 1B, un sistema de SCS incluye típicamente un generador de impulsos implantable (IPG) 100, que incluye una caja biocompatible 30. La caja 30 por lo general tiene la fuente o batería de circuitos y la potencia necesarias para que el IPG funcione. El IPG 100 se acopla a los electrodos 106 a través de una o más derivaciones de electrodos (se muestran dos de tales conductores 102 y 104), de tal manera que los electrodos 106 forman un conjunto de electrodos 110. Los electrodos 106 se portan en un cuerpo flexible 108, que también alberga los cables de señal individuales 112, 114, acoplados a cada electrodo. Los cables de señal 112 y 114 están conectados al IPG 100 a través de una interfaz 115, que puede ser cualquier dispositivo adecuado que permite que los conductores 102 y 104 (o una extensión de conductor, no mostrada) sean conectados de forma desmontable al IPG 100. La interfaz 115 puede comprender, por ejemplo, una disposición de conector electro-mecánica, incluyendo conectores de los conductores 38a y 38b configurados para acoplarse con conectores correspondientes 119a y 119b en los conductores 102 y 104. En el IPG 100 se ilustra en la figura 1A, hay ocho electrodos en el conductor 102, etiquetados E1-E8, y ocho electrodos en el conductor 104, etiquetados E9-E16, aunque el número de conductores y electrodos es específico de la aplicación y por lo tanto puede variar. La disposición de electrodos 110 se implanta típicamente a lo largo de la duramadre de la médula espinal, y el IPG 100 genera impulsos eléctricos que se entregan a través de los electrodos 106 a las fibras nerviosas dentro de la columna vertebral. El propio IPG 100 se implanta entonces típicamente algo distante en los glúteos del paciente.

Como se muestra en la figura 2, un IPG 100 típicamente incluye un conjunto de sustrato electrónico 14 que incluye una placa de circuito impreso (PCB) 16, junto con diversos componentes electrónicos 20, tales como microprocesadores, circuitos integrados, y condensadores, montado en la PCB 16. En última instancia, el circuito electrónico realiza una función terapéutica, tal como neuroestimulación. Un conjunto de conexión de interfaz 24 enruta las diversas señales de electrodo del conjunto de sustrato electrónico 14 a los conectores de conductor 38a, 38b, que son a su vez acoplados a los conductores 102 y 104 (véanse las figuras 1A y 1B). El IPG 100 comprende además un conector de cabezal 36, que entre otras cosas alberga los conectores de conductor 38a, 38b. El IPG 100 puede incluir además una antena de telemetría o bobina (no mostrada), que puede ser montada dentro del conector del cabezal 36, para la recepción y transmisión de datos a un dispositivo externo tal como un programador de mano o médico (no se muestra). Como se ha señalado anteriormente, el IPG 100 por lo general incluye también una fuente de alimentación, típicamente una batería recargable 26.

También se muestra en la figura 2 un cargador externo 12 que se utiliza para proporcionar energía al IPG 100, que se explica en más detalle a continuación. El cargador externo 12 en sí necesita energía para funcionar, y por lo tanto puede incluir su propia batería 70, que puede ser también una batería que es recargable utilizando una funda que se enchufa en la pared ("cuna") o una conexión de cable de alimentación igual al de un teléfono celular. Alternativamente, el cargador externo 12 puede carecer de una batería y en su lugar extraer su energía directamente al estar conectado a un enchufe de pared (no se muestra). En cualquier caso, una función primaria del cargador 12, como se discute más adelante, es para energizar una bobina de carga 17. El cargador externo 12 puede contener una o más placas de circuito 72, 74, que contienen la circuitería 76 necesaria para implementar esta funcionalidad. En una realización preferida, y como se muestra en la figura 2, la mayoría de la circuitería 76 puede estar ubicada en una placa de circuito ortogonal 74, lo que reduce la interferencia y el calentamiento que podrían ser producidos por

la bobina de carga 17, como se explica más detalladamente en la solicitud de patente publicación nº US 2008/0027500.

Otros detalles relativos a la estructura y función de los IPG típicos y los sistemas de IPG se divulgan en la patente US 7.444.181.

- 5 Si la batería 26 en el IPG 100 es recargable, será necesario cargar la batería 26 usando periódicamente el cargador externo 12, es decir, un cargador que es externo al paciente en el que se implanta el IPG 100. Debido a que el IPG 100 ya se puede implantar en un paciente, la recarga inalámbrica es en gran medida preferida para obviar la necesidad de reemplazar una batería con la potencia agotada 26 a través de la cirugía.

- 10 Para transmitir la energía de manera inalámbrica entre el cargador externo 12 y el IPG 100, y como se muestra en la figura 2, el cargador 12 incluye típicamente una bobina de corriente alterna (AC) energizada 17 que suministra energía 29 a una bobina de carga similar 18 situada en o sobre el IPG 100 a través del acoplamiento inductivo. En este sentido, la bobina 17 dentro del cargador externo 12 se envuelve en un plano 50, que se encuentra sustancialmente paralelo al plano 52 de la bobina 18 dentro del IPG 100, como se muestra esquemáticamente en la figura 3. Tales medios de transferencia de energía inductiva pueden ocurrir de forma transcutánea, es decir, a través del tejido del paciente 25. La energía recibida por la bobina 29 del IPG 100 18 puede entonces ser rectificadora y se almacena en una batería recargable 26 dentro del IPG 100, que a su vez alimenta el circuito electrónico que ejecuta el IPG 100. Alternativamente, la energía recibida 29 se puede utilizar para alimentar directamente los circuitos electrónicos del IPG 100, que puede carecer de una batería por completo.

- 20 Los cargadores externos 12 convencionales típicamente emplean interfaces de usuario relativamente simples 94, cuya simplicidad se justifica ya sea debido a la relativa simplicidad de la función de carga, o porque el cargador externo 12 puede no ser visible para el paciente mientras está en uso, lo que limita la utilidad de interfaces de usuario visuales más complejas. Por ejemplo, en una aplicación SCS en la que el IPG 100 se implanta típicamente en los glúteos, el cargador externo 12 está generalmente detrás del paciente mientras se carga para alinear el cargador externo 12 con el IPG 100. Además, el cargador externo 12 puede estar cubierto por la ropa mientras está en uso, reduciendo de nuevo la utilidad de una interfaz de usuario visual. La interfaz de usuario 94 del cargador externo convencional 12 de la figura 2, por lo tanto normalmente solamente comprende un interruptor de encendido/apagado que activa el cargador 12, un LED para indicar el estado del interruptor de encendido/apagado, y un altavoz para emitir un "bip" en varias ocasiones, como cuando el cargador no está correctamente alineado con el IPG 100 o cuando la carga se ha completado.

- 30 La carga por inducción entre las dos bobinas 17, 18 puede producir un calentamiento significativo en el cargador externo 12. Si no se controla, dicho calentamiento del cargador externo podría, posiblemente, molestar o lesionar al paciente. Esta posibilidad de lesión se agrava debido a que el cargador externo 12 a menudo se sostiene contra el tejido del paciente 25 durante la carga. Por ejemplo, en un sistema de SCS, el cargador externo 12 se sostiene generalmente en su lugar contra los glúteos del paciente mediante una "riñonera".

- 35 El documento US 2009/0118796 se refiere a un sistema de controlador/cargador externo integrado utilizable con un dispositivo médico implantable. El sistema comprende dos componentes principales: un controlador externo y un montaje de bobina de carga externa que es acoplable al mismo. Cuando el conjunto de bobina de carga externa está acoplado al controlador externo, el sistema se puede utilizar para enviar y recibir telemetría de datos hacia y desde el dispositivo médico implantable, y para enviar energía al dispositivo. Específicamente, el controlador externo controla telemetría de datos por la activación de al menos una bobina dentro del controlador externo, y el controlador externo controla la transmisión de potencia por la activación de una bobina de carga en el conjunto de la bobina de carga externa.

- 45 El documento US 2009/0112291 se refiere a un sistema de carga de un dispositivo médico implantable que tiene una bobina secundaria. El sistema de encadenamiento incluye una fuente de alimentación externa que tiene al menos una bobina primaria, una modulación, el circuito acoplado operativamente a la bobina primaria y capaz de conducir de una manera caracterizada por un parámetro de carga, y un sensor en comunicación con el circuito de modulación y capaz de detectar una condición que indica una necesidad de ajustar el parámetro de carga durante un proceso de carga. El parámetro puede ser variado para que los datos detectados por el sensor cumplan con un requisito de umbral individual predeterminado, que puede estar basado en una preferencia del paciente.

- 50 En consecuencia, los cargadores externos de la técnica anterior han incorporado la monitorización de la temperatura y un circuito de control para detectar las temperaturas de un cargador externo, y para controlar la carga en consecuencia. Por ejemplo, y como se muestra en la figura 2, un cargador externo de la técnica anterior 12 puede incluir uno o más sensores de temperatura 92, que, por ejemplo pueden comprender termistores o termopares colocados por conductor de calor epoxi a la carcasa del cargador externo 12. Un orificio 90 en la placa de circuito 72 puede ayudar a conectar el sensor de temperatura 92 a la circuitería de detección de temperatura (no mostrado) residente en cualquiera de las placas de circuitos 72 o 74. La circuitería de monitorización y control de temperatura generalmente detecta la temperatura, T(EC), del cargador externo, y, en particular establece una temperatura máxima, Tmax (EC) para el cargador externo. La temperatura máxima Tmax (EC) puede ser ajustada a 41°C (~106°F) por ejemplo, que la temperatura es elegida de forma conservadora por el fabricante del cargador externo

12 como una temperatura que no debe incomodar o dañar a un adulto sano normal.

La circuitería de monitorización y de control de la temperatura en el cargador externo 12 pueden funcionar como se ilustra en la figura 4, que muestra la temperatura del cargador externo,  $T(EC)$ , durante una sesión típica de carga. Inicialmente, la circuitería de carga en el cargador externo 12 está activada, es decir, una CA fluye a través de la bobina 17 en el cargador externo 12 como se ha discutido anteriormente. Mientras esto ocurre, la  $T(EC)$  aumenta. Eventualmente, la  $T(EC)$  es igual a  $T_{max}(EC)$ . En este punto, el circuito de detección de temperatura informaría al microcontrolador en el cargador externo 12 que suspenda la carga, es decir, que cese el flujo de corriente a través de la bobina 17. Una vez que la corriente cesa, la  $T(EC)$  comenzará a caer. En algún punto por ejemplo después de algún tiempo de duración o cuando se alcanza una  $T(EC)$  mínima ( $T_{min}(EC)$ ) como se ilustra, la carga se puede activar hasta que de nuevo la  $T(EC)$  alcanza la  $T_{max}(EC)$ , etc. El resultado es que la carga es una función cíclica entre estados activo e inactivo.

Aunque el sistema de carga se ilustra en la figura 4 asegura de que el cargador externo 12 nunca supera una temperatura máxima de seguridad predefinida,  $T_{max}(EC)$ , los inventores consideran que dicho régimen no es óptimo, porque no permite diferencias entre los pacientes, y no proporciona ninguna manera de controlar las características de calentamiento del cargador externo 12. Por ejemplo, si un paciente no es especialmente sensible al calor, ese paciente puede ser capaz de tolerar una  $T_{max}(EC)$  más alta, tales como  $42^{\circ}C$  por ejemplo. Sin embargo, si la  $T_{max}(EC)$  está limitada a  $41^{\circ}C$  por el fabricante del cargador externo 12, la carga no se llevará a cabo tan agresivamente como ese paciente podría tolerar: la corriente en la bobina de carga 17 se limitaría, o la carga sería suspendida por una mayor cantidad de tiempo. En cualquier caso, el resultado es que la carga se realizará demasiado lentamente para ese paciente. Esto es un inconveniente, ya que los pacientes generalmente querrían que la carga se produzca lo más rápidamente posible. Por otro lado, si un paciente es inusualmente sensible al calor por alguna razón, tal vez debido a una condición médica, el paciente podría estar más cómodo con una  $T_{max}(EC)$  inferior, por ejemplo  $40^{\circ}C$  por ejemplo. En este caso, si  $T_{max}(EC)$  fuera limitada a  $41^{\circ}C$  por el fabricante, ese paciente percibiría la carga como demasiado caliente.

#### Breve descripción de los dibujos

Las figuras 1A y 1B ilustran un generador de impulsos implantable (IPG), y la manera en que un conjunto de electrodos está acoplado al IPG de acuerdo con la técnica anterior;

La figura 2 ilustra el IPG en relación con un cargador externo de acuerdo con la técnica anterior;

La figura 3 ilustra la relación de las bobinas de carga en el cargador externo y en el IPG durante la carga de acuerdo con la técnica anterior;

La figura 4 ilustra la regulación de la temperatura del cargador externo durante la carga de la batería del IPG de acuerdo con la técnica anterior;

Las figuras 5A y 5B ilustran dos realizaciones de un cargador externo mejorado que permiten el ajuste de los valores de temperatura del cargador externo;

La figura 6 ilustra la monitorización de temperatura y circuitos de control para una realización de los cargadores externos de las figuras 5A y 5B;

La figura 6A ilustra la monitorización de la temperatura y la circuitería de control para otra realización de los cargadores externos de las figuras 5A y 5B;

La figura 7 ilustra la regulación de la temperatura del cargador externo durante la carga de la batería del IPG de acuerdo con la realización ilustrada en la figura 6A;

La figura 8 ilustra la monitorización de la temperatura y una circuitería de control para un cargador externo que tiene un programa de temperatura de tiempo de carga variable almacenado;

La figura 9 ilustra la regulación de la temperatura del cargador externo durante la carga de la batería del IPG de acuerdo con la realización ilustrada en la figura 8;

La figura 10 ilustra otro ejemplo de regulación de la temperatura del cargador externo durante de carga de la batería del IPG de acuerdo con la realización ilustrada en la figura 6A;

Las figuras 11A y 11B ilustran dos realizaciones de un cargador externo mejorado que permita que el paciente seleccione entre varios programas de temperatura de carga;

La figura 12 ilustra un esquema de monitorización de la temperatura y la circuitería de control para los cargadores externos de las figuras 11A y 11B;

La figura 13 ilustra la regulación de la temperatura del cargador externo durante la carga de la batería del IPG de acuerdo con las realizaciones ilustradas en las figuras 11A y 11B;

La figura 14 ilustra un esquema de la supervisión de la temperatura y la circuitería de control para otra realización de un cargador externo;

Las figuras 15-17 ilustran diferentes ejemplos de regulación de la temperatura del cargador externo de la batería durante la carga del IPG para la realización de la figura 14; y

- 5 La figura 18 ilustra la programación del ajuste de la temperatura de un cargador externo mediante la interfaz de usuario de un dispositivo diferente, como un controlador externo o un ordenador.

### Descripción de realizaciones

10 Se divulga un cargador externo mejorado para cargar la batería dentro o proporcionar energía a un dispositivo médico implantable. El cargador externo mejorado incluye circuitería para detectar la temperatura en la parte del cargador externo que se aplica al paciente y para el control de la carga para evitar que una temperatura máxima se exceda. El cargador externo en algunas realizaciones incluye una interfaz de usuario para permitir que un paciente ajuste la temperatura máxima del cargador externo. La interfaz de usuario se puede utilizar para seleccionar las temperaturas máximas constantes, o puede permitir al usuario elegir entre una serie de programas de carga, pudiendo dichos programas controlar que la temperatura máxima varíe con el tiempo. Como alternativa, un programa de carga en el cargador externo puede variar el punto de ajuste de temperatura máxima automáticamente. Mediante el control de la temperatura máxima del cargador externo durante la carga de estas maneras, el tiempo necesario para la carga se puede minimizar sin dejar de garantizar una temperatura que sea cómoda para ese paciente.

20 Las realizaciones descritas no se limitan a utilizar con un sistema generador de impulsos implantable (IPG), pero más genéricamente son utilizables con cualquier sistema de dispositivo médico implantable en el que un dispositivo médico implantado se beneficie o requiere de una carga inalámbrica desde una fuente externa. Por ejemplo, las realizaciones descritas pueden utilizarse como parte de un sistema que implica un marcapasos, un desfibrilador, un estimulador coclear, un estimulador retiniano, un estimulador configurado para producir el movimiento coordinado de un miembro, un estimulador cerebral cortical y profundo, o en cualquier otro sistema de estimulador neural configurado para tratar la incontinencia urinaria, la apnea del sueño, la subluxación del hombro, etc. Las realizaciones descritas también se pueden utilizar como parte de un sistema en el que el dispositivo médico implantado comprende un sensor o un dispositivo activo que no implique la estimulación eléctrica (por ejemplo, una bomba de fármaco).

30 Las figuras 5A y 5B ilustran dos realizaciones de un cargador externo 200 que permite el ajuste del punto de ajuste de temperatura máxima ( $T_{max}(EC)$ ) para el cargador externo 200. En la realización de la figura 5A, una interfaz de usuario de interruptor deslizante 210 permite al paciente cambiar los ajustes del cargador externo 200, entre Normal, Confort y Rápida (indicados como H, M, y L, respectivamente, en la figura 5A). La figura 5B proporciona una interfaz de usuario diferente, incluyendo una pantalla 215 y botones para permitir la selección de una "velocidad de carga". Aunque se indica al usuario como una configuración "de velocidad", la realidad subyacente del ajuste es un ajuste a  $T_{max}(EC)$  (y posiblemente también un ajuste a  $T_{min}(EC)$ ). Por supuesto, el texto que acompaña a las interfaces de usuario también podrían referirse a la "temperatura" si eso fuera más intuitivo para el paciente, e incluso podría hacer referencia a la configuración real de  $T_{máx}(EC)$  (por ejemplo, "42°C", "41°C", "40°C"). Aunque no se ilustra en la figura 5B, la interfaz de usuario podría permitir alternativamente al paciente aumentar o disminuir la intensidad/temperatura del ajuste de carga (por ejemplo, en incrementos de 0,5°C) sin que el paciente elija una configuración absoluta. Aunque tres ajustes se muestran en las figuras 5A, 5B, otros números de configuración se pueden proporcionar y designar en cualquier forma deseable. Además, otras interfaces de usuario pueden ser utilizadas más allá de las descritas para la selección de la temperatura máxima, y ninguna interfaz de usuario particular es importante para la implementación.

45 La figura 6 ilustra una realización de una circuitería de monitorización y control de la temperatura 250 utilizable en el cargador externo 200 de las figuras 5A y 5B. A modo de visión general, la circuitería de control de temperatura y de control 250 opera para detectar la temperatura,  $T(EC)$ , de la parte aplicada del cargador externo 200, y para controlar la temperatura entre  $T_{max}(EC)$  y  $T_{min}(EC)$ , mediante la habilitación o inhabilitación selectiva de la bobina de carga 17 durante la carga. En esta realización, dos termistores 602, 612 permiten el control de la temperatura de más de una porción del cargador externo 200, sesgado por las resistencias 604, 614. Aunque dos termistores 602, 614 se ilustran en la figura 6, el número de termistores es sólo ilustrativo y cualquier número de termistores se puede emplear para supervisar el mayor número de porciones del cargador externo 200 como se desee.

55 Las tensiones producidas por los termistores 602, 604 se convierten en valores digitales por un convertidor de lógica analógica a digital 620 del microcontrolador 251. La lógica 620 puede ser incorporada en el microcontrolador 251 como se ilustra, o puede ser una lógica externa separada del microcontrolador como se desee. La  $T_{max}(EC)$  y los valores de  $T_{min}(EC)$  se almacenan entonces en el microcontrolador 251, de cualquier manera deseada, tal como en una memoria (no mostrada) o en los registros del microcontrolador 251. Si la tensión digitalizada de los termistores 602, 612 supera la  $T_{máx}(EC)$ , luego el firmware en el microcontrolador 251 puede desactivar la bobina de carga 17 o reducir la velocidad de carga. Del mismo modo, si la tensión digitalizada de los termistores 602, 612 es menor que la  $T_{min}(EC)$ , el firmware puede activar la bobina de carga 17 o aumentar la velocidad de carga. La lógica de síntesis

digital directa 630 y la lógica del amplificador 232 se puede utilizar para controlar la bobina de carga 17 por el microcontrolador 251.

5 La figura 6A ilustra otra realización de una circuitería de monitorización y de control de la temperatura 250 utilizable en el cargador externo 200 de las figuras 5A y 5B. A modo de visión general, la circuitería de control de temperatura y de control 250 opera para detectar la temperatura,  $T(EC)$ , de la parte aplicada del cargador externo 200, y para controlar la temperatura entre  $T_{max}(EC)$  y  $T_{min}(EC)$ , mediante la habilitación o inhabilitación selectiva de la bobina de carga 17 durante la carga. En el circuito de la figura 6A,  $T_{max}(EC)$  y  $T_{min}(EC)$  son compensadas por una cantidad predeterminada, y por lo tanto la selección del paciente en la interfaz de usuario de una velocidad de carga/temperatura particular actúa para establecer tanto la  $T_{max}(EC)$  como la  $T_{min}(EC)$ . Sin embargo, esto no es estrictamente necesario, y en otras implementaciones de circuito,  $T_{max}(EC)$  y  $T_{min}(EC)$  puede cada una ser seleccionada por separado por el paciente, o solamente se puede seleccionar la  $T_{max}(EC)$  con la  $T_{min}(EC)$  siendo preestablecida y no seleccionable. Sin embargo, los circuitos de monitorización de la temperatura y de control que ejecutan tales variaciones no se muestran por razones de simplicidad, pero, como un experto en la técnica apreciará, se implementaría fácilmente dados los detalles de circuitería que siguen.

15 El paciente utiliza la interfaz de usuario (ya sea interruptor deslizante 210, o pantalla/botones 215/220, por ejemplo), para introducir una velocidad/temperatura de la carga. Esta indicación se envía al microcontrolador 251 del cargador externa 200, que a su vez genera una señal de control asociada, como L, M o H (que, para facilitar la ilustración, coincide con las selecciones de baja, media, y alta de la interfaz de usuario en la figura 5A). Estas señales de control son a su vez se envían a una red resistiva variable 93, cuya funcionalidad se describirá más adelante.

20 La circuitería de monitorización y control de la temperatura 250 comprende, además, dos divisores de tensión 258 y 259, un circuito de control de la  $T_{max}$  260, y un circuito de control de la  $T_{min}$  261. El divisor de tensión 258 incluye un termistor 92 (véase la figura 2), y dos resistencias R1 y R2. Estos elementos, en conjunción con el voltaje de la batería del cargador externo 200 (Vdd), generan dos señales de control:  $V_{polarización(max)}$ , que se envía al circuito de control  $T_{max}$  260, y  $V_{polarización(min)}$ , que se envía al circuito de control  $T_{min}$  261. El divisor de tensión 259 incluye la red resistiva 93 y el resistor variable R3, dichos elementos generan un voltaje de referencia,  $V_{ref}$ , que se envía a ambos circuitos de control 260 y 261. Como se discutirá más adelante, la relación entre  $V_{polarización(max)}$  y  $V_{ref}$  establece la  $T_{max}(EC)$ , mientras que la relación entre  $V_{polarización(min)}$  y  $V_{ref}$  establece la  $T_{min}(EC)$ . Estas temperaturas  $T_{max}(EC)$  y  $T_{min}(EC)$  son por defecto establecidas por las distintas resistencias a valores seguros que no va a lesionar o causar molestias a la mayoría de los pacientes.

30 El circuito de control de  $T_{máx}$  260 comprende un comparador 252 para recibir  $V_{polarización(max)}$  y  $V_{ref}$ , un transistor 252, y una resistencia de polarización R4. Si  $V_{polarización(max)} > V_{ref}$ , el comparador 252 emite un lógico 1, que enciende el transistor 256. Esto supera el efecto de la resistencia de polarización R4, y por lo tanto lleva la señal de control  $T_{máx}$  a un lógico 0. Por el contrario, si  $V_{polarización(max)} < V_{ref}$ , entonces el transistor 256 está apagado, y  $T_{máx}$  se lleva a un lógico 1 por la resistencia de polarización R4. En términos generales,  $T_{máx}$  indica al microcontrolador 251 si se habilita la carga ( $T_{máx} = 0$ ) o si se deshabilita la carga ( $T_{máx} = 1$ ), como se discutirá más adelante. Circuitos de control  $T_{min}$  261 se construyen y funcionan de manera similar al circuito de control  $T_{máx}$  260, y por lo tanto tales detalles no son reiterados.

40 En el inicio de la carga, y antes de que el cargador externo 200 haya tenido tiempo para calentarse,  $V_{polarización(max)}$  está dispuesto a ser mayor que  $V_{ref}$ . Como se acaba de exponer, esto establece una condición de  $T_{máx} = 0$ , lo que indica a la circuitería habilitada para la carga 230 asociada con el microcontrolador 251 que la carga se puede activar, es decir, que la corriente puede fluir a través de la bobina 17. La circuitería habilitada para la carga 230 se muestra como parte del microcontrolador 251, pero puede ser separada del mismo. Dado que la  $T(EC)$  aumenta durante la carga, la resistencia del termistor 92 aumenta, haciendo que el voltaje  $V_{polarización(max)}$  disminuya. Cuando la temperatura  $T(EC)$  alcanza  $T_{máx}(EC)$ , el  $V_{polarización(max)}$  se hace menor que  $V_{ref}$ , que establece la  $T_{máx} = 1$ . Esto indica a la circuitería habilitada para la carga 230 que la  $T_{máx}(EC)$  se ha alcanzado, y por lo tanto que la carga debe ser desactivada. Los bordes de aumento de la  $T_{máx}$  pueden conectarse en la circuitería habilitada para la carga 230 para asegurar que la bobina 17 permanece desactivada y no se convierte en activa en cuanto el cargador externo 200 se enfríe ligeramente por debajo de  $T_{máx}(EC)$ , lo que establecería la línea de la  $T_{máx}$  a una lógica 0 de nuevo.

50 Una vez que la carga está desactivada y el cargador externo 200 se comienza a enfriar, eventualmente sea adecuado permitir la carga una vez más, y tal es la función del circuito de control  $T_{min}$  261. En el circuito de control  $T_{min}$  261, un comparador 253 compara  $V_{ref}$  y  $V_{polarización(min)}$ . En un principio, es decir, una vez que el enfriamiento comienza,  $V_{ref} > V_{polarización(min)}$ , el comparador 253 emite un lógico 1, y las señales de control  $T_{min}$  se señala a 0 por el transistor 257, lo que indica que la carga no debe ser activada. Como la  $T(EC)$  sigue bajando, la resistencia del termistor 92 disminuye, y el  $V_{polarización(min)}$  aumenta. Eventualmente, cuando  $T(EC)$  alcanza la  $T_{min}(EC)$ ,  $V_{polarización(min)} > V_{ref}$ , causando que el comparador 253 emita una lógica 0, que establece  $T_{min} = 1$ . Esto indica a la circuitería habilitada para la carga 230 que se ha alcanzado la  $T_{min}(EC)$ , y por lo tanto que se debe habilitar la carga una vez más. Al igual que con  $T_{máx}$ , solamente los bordes ascendentes de la señal de control  $T_{min}$  están conectados a la circuitería habilitada para la carga 230, evitando la desactivación de la carga de la bobina 17, tan pronto como la temperatura  $T(EC)$  se eleva ligeramente por encima de  $T_{min}(EC)$ .

La configuración por defecto de la  $T_{max}(EC)$  en una realización se ajusta a  $41^{\circ}C$  mientras que la  $T_{min}(EC)$  está ajustada a  $39^{\circ}C$ , aunque estos valores se pueden adaptar para adecuarse a una aplicación particular. Como un experto en la técnica se dará cuenta, el establecimiento de dichos valores por defecto se pueden lograr mediante el establecimiento de las resistencias que varían en los divisores de tensión 258 y 259, que es una cuestión de diseño rutinario. Los valores por defecto en una realización se pueden ajustar a una intensidad/temperatura medias de carga, es decir, cuando  $M = 1$ .

El ajuste a  $T_{max}(EC)$  (y  $T_{min}(EC)$ ) en el ejemplo ilustrado de circuitería de monitorización y de control de la temperatura 250 se produce a través de las señales de control L, M y H, que como se señaló anteriormente resultan de la selección del paciente de la intensidad/temperatura de carga en la interfaz de usuario del cargador externo 200. El objetivo de estas señales de control es afectar  $V_{ref}$  al afectar la resistencia de la red resistiva variable 93 en el divisor de voltaje 259. En este sentido, tanto la  $T_{max}(EC)$  como la  $T_{min}(EC)$  se elevan cuando  $V_{ref}$  se baja, es decir, cuando se eleva la resistencia de la red resistiva variable 93. Por el contrario, la  $T_{max}(EC)$  y la  $T_{min}(EC)$  se bajan cuando  $V_{ref}$  se eleva, es decir, cuando se baja la resistencia de la red resistiva variable 93.

Una red resistiva variable de ejemplo 93 para la consecución de tal funcionalidad se muestra en la figura 6A, que comprende tres resistencias de resistencia R, 2R, 3R, respectivamente, y cerrada por las señales de control H, M y L. Cuando el paciente selecciona el ajuste H, un transistor cortocircuita la resistencia R, y la red resistiva variable de resistencia total 93 es  $2R + 3R = 5R$ , una resistencia relativamente alta que resulta en un  $V_{ref}$  inferior, y por lo tanto una  $T_{max}(EC)/T_{min}(EC)$  más alta. Cuando el paciente selecciona el ajuste M, la resistencia 2R está en cortocircuito, proporcionando una resistencia total de  $R + 3R = 4R$ , cuya resistencia más pequeña en última instancia baja  $T_{max}(EC)/T_{min}(EC)$ . Cuando el paciente selecciona la configuración L, la resistencia 3R está en corto, proporcionando una resistencia aún más pequeña de  $R + 2R = 3R$ , lo que disminuye  $T_{max}(EC)/T_{min}(EC)$  aún más. Sin embargo, debe tenerse en cuenta que la red resistiva 93 se ilustra, y sus señales de control, son simplemente ejemplos, y que otros circuitos y señales de control podrían ser utilizados. Además, otras técnicas que no implican redes resistivas se pueden utilizar para afectar al  $V_{ref}$ , y por lo tanto a la  $T_{max}(EC)$  y la  $T_{min}(EC)$ . Por ejemplo, la selección de intensidad/temperatura de la carga de un paciente en la interfaz de usuario puede ser almacenada y utilizada para ajustar la tensión de salida de un generador de tensión de referencia de banda prohibida. Tal realización prescindiría de la necesidad de un divisor de tensión 259.

Una vez que la  $T_{max}(EC)$  ha sido establecida por el usuario, se almacena preferiblemente en una memoria de parámetro de temperatura no volátil 275 en el cargador externo 200 (figura 6A), cuya la memoria puede estar situada en el microcontrolador 251 o externa al microcontrolador 251.

La figura 7 ilustra el funcionamiento de la circuitería de monitorización y de control de la temperatura 250 de la figura 6A para las intensidades/temperaturas de carga alta, media y baja (H, M y L) seleccionadas por el paciente. Como se ilustra en cada uno de los gráficos, la temperatura externa  $T(EC)$  se eleva desde su estado inicial a  $T_{max}(EC)$ , entonces oscila entre  $T_{max}(EC)$  y  $T_{min}(EC)$  para el resto de la sesión de carga. Tenga en cuenta que el máximo de puntos de ajuste de temperatura disminuye con el ajuste seleccionado por el paciente ( $T_{max1}(EC) > T_{max2}(EC) > T_{max3}(EC)$ ). (Los puntos de ajuste de la  $T_{min}(EC)$  también disminuyen en esta realización, pero como se ha señalado anteriormente esto no es estrictamente necesario). Por otra parte, tenga en cuenta que los valores de  $T_{max}$  más altas reducen el tiempo necesario para completar la carga ( $t_1 < t_2 < t_3$ ). Esto es comprensible, ya que una temperatura más alta permisible permitirá una mayor potencia de salida del cargador externo 200 (por ejemplo, una mayor corriente en la bobina 17), que a su vez reduce el tiempo necesario para cargar la batería 26 en el IPG 100 (ver la figura 2). Como resultado, la carga puede ser optimizada para cada paciente particular: es decir, puede elegirse una  $T_{max}(EC)$  que es lo suficientemente pequeña para ser cómoda, pero lo suficientemente más grande para que se reduzca al mínimo el tiempo necesario para cargar.

En otra realización ilustrada en la figura 8, el cargador externo 200 varía la  $T_{max}(EC)$  (y de nuevo en este ejemplo, la  $T_{min}(EC)$ ) con el tiempo. Esto no se produce por una selección del paciente en la interfaz de usuario, sino por ejecutar automáticamente un programa de temperatura ("prog temp 1") en el microcontrolador 251 al iniciar una sesión de carga.

El programa de temperatura almacenado emite señales de control S1-S3 en momentos concretos, como se muestra a la derecha en la figura 8. En el ejemplo ilustrado, el programa de temperatura establece una señal de control S1 para un tiempo  $t_1$ , seguida por una señal de control S2 para un tiempo  $t_2$ , y seguida por una señal de control S3 para un tiempo  $t_3$ . Las señales de control S1, S2, y S3 controlan la red resistiva variable 93 de manera similar a las señales de control H, M y L de la figura 6A. Por lo tanto, y como se muestra en la figura 9, las señales de control S1-S3 establecen un punto de ajuste de temperatura máxima alto ( $T_{max1}(EC)$ ) durante  $t_1$ , un  $T_{max2}(EC)$  medio durante el tiempo  $t_2$ , y un  $T_{max3}(EC)$  bajo durante el tiempo  $t_3$ . (De nuevo, las correspondientes temperaturas mínimas  $T_{min1}(EC)$ - $T_{min3}(EC)$  también se reducen, pero esto no es estrictamente necesario).

Este programa de temperatura variable es lógico a partir de la consideración de la carga de calor y el confort de los tejidos del paciente. Inicialmente, el programa elige una  $T_{max1}(EC)$  alta en el supuesto de que el tejido del paciente aún no ha sido objeto de ningún calor, y por lo tanto probablemente puede tolerar el calor relativamente intenso desde el cargador externo 200 por lo menos durante un corto periodo de tiempo ( $t_1$ ). Durante este corto periodo de tiempo, la carga de la batería del IPG se aceleraría de manera beneficiosa. A medida que el tejido se calienta, el

paciente puede llegar a no tolerar la alta temperatura máxima relativa de  $T_{max1}(EC)$ . Por lo tanto, la temperatura máxima se reduce a  $T_{max2}(EC)$  para un tiempo  $t_2$ . Aunque esta temperatura más baja tendería a reducir la incomodidad, sería también alargaría el tiempo necesario para cargar la batería del IPG, y por lo tanto  $t_2$  puede ser mayor que  $t_1$  como se muestra (aunque esto no es estrictamente necesario). Por las mismas razones, la temperatura máxima de nuevo se puede reducir a  $T_{max3}(EC)$ , aunque de nuevo esto puede alargar el tiempo necesario para cargar (es decir,  $t_3 > t_2 > t_1$ ).

Los parámetros del programa de temperatura (es decir,  $T_{max}(EC)$  -  $T_{max3}(EC)$ ,  $t_1$  -  $t_3$ ) podrían ser especificados y almacenados por la fabricación del cargador externo 200. Alternativamente, estos parámetros podrían ser definidos y almacenados por el paciente después de la fabricación usando la interfaz de usuario del cargador externo. Aunque el programa de temperatura podría ser implementado en un microcódigo residente en microcontrolador del cargador externo 251, también podría fácilmente ser implementado usando componentes de los circuitos discretos como un experto en la materia que se beneficie de esta descripción podrá apreciar.

Aunque la figura 9 ilustra un programa de temperatura que varía la intensidad/temperatura de carga en intervalos discretos, otros programas de temperatura ejecutables en el microcontrolador 251 pueden efectuar una suave varianza de la  $T_{max}(EC)$  (y la  $T_{min}(EC)$ ), como se muestra en la figura 10. Tal suavidad se puede lograr de muchas maneras, de nuevo como apreciará un experto en la técnica que tenga beneficio de esta descripción.

Las figuras 11A y 11B ilustran ejemplos de un cargador externo mejorado 200 en el que el paciente puede seleccionar uno de una pluralidad de programas de temperatura del cargador externo predefinidos, cada uno de los cuales varía la  $T_{max}(EC)$  de diferentes maneras. Similar a un ejemplo anterior (véanse las figuras 5A y 5B), la interfaz de usuario puede emplear un simple interruptor deslizando 210 o una pantalla/botones 215/220 para seleccionar entre los programas de temperatura P1, P2, y P3. Como se ilustra en la figura 11B, la pantalla 215 puede proporcionar una descripción de cada programa ("[desc n]") para informar al paciente sobre las características básicas de los programas, de manera que el usuario puede hacer una selección significativa. Como antes, las interfaces de usuario ilustradas no son obligatorias, y otras formas podrían ser utilizadas.

La figura 12 ilustra la circuitería de monitorización y de control de la temperatura 250 para los cargadores externos 200 de las figuras 11A y 11B. Muchos de los elementos representados en la figura 12 se discutieron en las realizaciones anteriores, y tales detalles no se repiten aquí. Sin embargo, como nota particular, con esta realización, se almacena una pluralidad de programas de temperatura (P1-Pn) para su ejecución por el microcontrolador 251. Como con la realización de la figura 8, la ejecución de un determinado programa resulta en la emisión de una pluralidad de señales de control S1-Sn. De acuerdo con ejemplos anteriores, las señales de control se envían a un divisor de tensión 259 para afectar a su resistencia, lo que afecta en última instancia al  $V_{ref}$ , y por lo tanto afecta a (al menos) la  $T_{max}(EC)$ . Sin embargo, como antes, un divisor de tensión 259 no es estrictamente necesario; por ejemplo, las señales de control S1-Sn podrían ser enviadas a un generador de tensión de referencia de banda prohibida 259 en su lugar.

Para ilustrar el funcionamiento del circuito 250 de la figura 12, supongamos que el paciente puede elegir entre tres programas de temperatura como se ilustra en la figura 13, cada uno de los cuales establece los valores de  $T_{max}(EC)/T_{min}(EC)$  de manera diferente. En un primer programa de ejemplo (P1), el cargador externo 200 establece el valor  $T_{max1}(EC)$  en  $41^{\circ}C$  y el valor  $T_{min1}(EC)$  en  $39^{\circ}C$ , y se carga utilizando ese rango de temperatura durante toda la sesión de carga. En un segundo programa de ejemplo (P2), el cargador externo 200 establece inicialmente la  $T_{max2}(EC)$  a  $43^{\circ}C$  y la  $T_{min2}(EC)$  a  $41^{\circ}C$ , luego disminuye continuamente esos valores con el tiempo. En un tercer programa de ejemplo (P3), el cargador externo 200 establece inicialmente la  $T_{max3}(EC)/T_{min3}(EC)$  en valores de  $40^{\circ}C/38^{\circ}C$  para los primeros cinco minutos, luego disminuye a  $38^{\circ}C/36^{\circ}C$  para los próximos diez minutos, y finalmente en  $37^{\circ}C/35^{\circ}C$  para el resto de la sesión de carga.

Aunque las realizaciones descritas anteriormente permiten el ajuste de los ajustes de temperatura la  $T_{max}(EC)$  y  $T_{min}(EC)$  juntos, otras realizaciones pueden permitir el control independiente sobre cada ajuste como se señaló anteriormente, o pueden permitir el control sólo sobre la  $T_{max}(EC)$ . Otras realizaciones no requieren el uso de una  $T_{min}(EC)$  en absoluto, tal como con la circuitería de monitorización y control de la temperatura 250 de la figura 14. En esta realización, los valores de temperatura  $T_{max}(EC)$  y  $T_{min}(EC)$  se combinan de manera efectiva en un solo valor  $T_{ajuste}(EC)$ . De manera similar a la realización de la figura 6A, divisores de tensión 258 y 259 en conjunción con los circuitos de control  $T_{ajuste}$  282 derivan una señal de control  $T_{ajuste}$ , dicha señal se envía a la circuitería habilitada para la carga 230. Aquí,  $T_{ajuste}$  está cerrada en ambos flancos ascendente y descendente de la circuitería habilitada para la carga 230, y por lo tanto va a oscilar entre un lógico 1 cuando  $T(EC) > T_{ajuste}(EC)$ , que desactivará la carga, y una lógica 0 cuando  $T(EC) < T_{ajuste}(EC)$ , lo que permitirá a la carga. Para evitar que el circuito 250 conmute demasiado rápidamente entre los estados activo e inactivo, la circuitería habilitada para la carga puede emplear cualquiera de una serie de técnicas de filtrado digital o de integración digital.

La figura 15 ilustra el funcionamiento de la circuitería de monitorización y de control de la temperatura 250 de la figura 14. Cuando el cargador externo 200 supera  $T_{ajuste}(EC)$ , la carga se suspende hasta que la temperatura desciende por debajo de  $T_{ajuste}(EC)$ , momento en el cual la carga se reanuda. Por lo tanto, la temperatura  $T(EC)$  del cargador externo 200 oscila alrededor del valor  $T_{ajuste}(EC)$ .

El uso de un único punto de referencia de temperatura,  $T_{ajuste}(EC)$ , también se puede utilizar en conjunción con realizaciones que tienen programas de temperatura almacenados en el cargador externo, como el ejemplo de programa único de las figuras 8-10 y el ejemplo de programa múltiple de las figuras 11a-13. Las figuras 16 y 17 ilustran respectivamente el funcionamiento de la circuitería de monitorización y de control de la temperatura 250 de esas realizaciones basado en programas tal como los modificados por la figura 14 para proporcionar una única señal de control,  $T_{ajuste}$ , a la circuitería habilitada para la carga 230.

En una realización, el cargador externo 200 suspende la carga después de una sesión de carga de cuatro horas de carga, o cuando el IPG 100 indica por telemetría de nuevo que el IPG 100 está totalmente cargado. Esta longitud máxima para una sesión de carga, alternativamente, puede hacerse ajustable por el paciente, utilizando la interfaz de usuario del cargador externo, por ejemplo. Si la suspensión se produce antes de que el IPG 100 esté totalmente cargado, el cargador externo puede indicar a través de la interfaz de usuario que la carga era incompleta, como un recordatorio para el paciente para continuar la carga más tarde.

En las realizaciones descritas hasta este punto, la programación de las temperaturas  $T_{max}(EC)/T_{min}(EC)$  o  $T_{ajuste}(EC)$  en el cargador externo 200 mejorado se produce mediante el uso de una interfaz de usuario en el cargador externo 200. Sin embargo, esto no es estrictamente necesario. Por ejemplo, en la figura 18, la interfaz de usuario relevante aparece en un controlador externo 300, que es utilizado tradicionalmente por el paciente para controlar la configuración de la terapia del implante. En el ejemplo mostrado, la interfaz de usuario del controlador externo 300 comprende una pantalla y botones, y por lo tanto es similar a la interfaz de usuario de la figura 5B que se ha descrito anteriormente. Una vez que se introduce el ajuste de velocidad/temperatura de carga en el controlador externo 300, puede ser transmitido de forma inalámbrica al cargador externo 200 y se almacena en su memoria 275 (figura 6A). Dicha transmisión inalámbrica puede comprender un enlace de comunicación de corto alcance tal como Bluetooth, por ejemplo, como se describe con más detalle en el documento US 2010/0305663 (solicitud de patente US No. Serie 12/476.523) presentada el 2 de junio de 2009. Alternativamente, la intensidad/temperatura de carga se puede programar en el cargador externo 200 mediante el uso de una conexión por cable al ordenador del paciente o del médico 350 por ejemplo. En cualquier caso, se conserva la capacidad del paciente para programar la temperatura después de la fabricación.

Aunque se prevé que los cargadores externos 200 descritos normalmente se utilicen para cargar una batería 26 dentro del IPG 100, el cargador externo 200 también se puede utilizar con IPGs u otros dispositivos médicos implantables que carecen de una batería. Esto podría ocurrir por ejemplo en un sistema en el que el IPG recibe continuamente de forma inalámbrica energía del cargador externo 200, que a su vez IPG rectifica y utiliza esta energía sin almacenamiento.

Aunque en una realización preferida el cargador externo 200 emplea un termistor, otros dispositivos sensores de temperatura pueden ser utilizados, tales como termopares, detectores de temperatura de resistencia (RTD), circuitos de unión semiconductores, y/o circuitos que emplean tales dispositivos.

Los diversos ejemplos de circuitería de monitorización y de control de la temperatura 250 se utilizan para activar o desactivar la carga en relación con la consideración de los puntos de ajuste  $T_{max}(EC)/T_{min}(EC)$  o  $T_{ajuste}(EC)$ . Sin embargo, dicha activación o desactivación del cargador externo no es estrictamente necesaria para controlar la temperatura del cargador 200 externo. Por ejemplo, en lugar de desactivar completamente el cargador externo 200 cuando se excede la  $T_{max}(EC)$ , la circuitería habilitada para la carga 230 (figura 6A) podría en cambio reducir el flujo de corriente a través de la bobina de carga 17, en lugar de restringirlo por completo. Alternativamente, la circuitería habilitada para la carga 230 podría empezar un actual ciclo de trabajo a la bobina 17. En resumen, hay muchas maneras diferentes en que la potencia de salida del cargador externo 200 podría ser controlada para mantener la temperatura del cargador externo en línea con los puntos de ajuste de temperatura descritos en este documento, y las técnicas descritas no se limitan a las realizaciones ilustradas.

Además, aunque las realizaciones descritas anteriormente proporcionan una interfaz de usuario para permitir a un paciente programar el cargador externo 200, en otras realizaciones, la interfaz de usuario se puede omitir, lo que permite la programación del cargador externo 200 sólo por parte de la fábrica. Alternativamente, una interfaz clínica puede ser proporcionada para permitir que un médico programe el cargador externo 200, incluso si el cargador externo 200 no tiene ninguna interfaz de usuario para la programación por parte del paciente del cargador externo 200.

El uso del término "programación" no debe interpretarse como que requiere la capacidad de programar software que controla el cargador externo 200, pero debe entenderse que incluye cualquier técnica para controlar o modificar la funcionalidad del cargador externo 200 para modificar sus características de funcionamiento, tales como ajustes de temperatura máxima, incluyendo las técnicas de hardware y circuitería para llevar a cabo tal control o modificación.

En resumen, un cargador externo 200 permite a un paciente controlar la temperatura máxima del cargador externo 200 durante la carga. Esta regulación de la temperatura controlada puede proporcionar una carga más rápida con una mayor comodidad y seguridad.

Aunque se han mostrado y descrito realizaciones particulares de la presente invención, debe entenderse que la

discusión anterior no pretende limitar la presente invención a estas realizaciones. Será obvio para los expertos en la técnica que varios cambios y modificaciones pueden hacerse sin apartarse del espíritu y alcance de la presente invención. Por lo tanto, la presente invención está concebida cubrir alternativas, modificaciones y equivalentes que puedan estar comprendidas dentro del alcance de la presente invención definida en las reivindicaciones.

**REIVINDICACIONES**

1. Un cargador externo (200) para su uso con un dispositivo médico implantable, que comprende:
  - 5 una bobina (17) para la producción de energía que puede ser recibida por el dispositivo médico implantable para alimentar o cargar el dispositivo médico implantable;
  - circuitería de monitorización y de control de la temperatura (250) para detectar una temperatura del cargador externo (200) y el control de la activación de la bobina de acuerdo con un punto de ajuste de temperatura; y
  - 10 una memoria (275) que comprende un programa de temperatura para indicar el punto de ajuste de temperatura a la circuitería de monitorización y de control de la temperatura (250) durante una sesión de carga, **caracterizado porque** el punto de ajuste de temperatura varía automáticamente durante una sesión de la carga.
2. El cargador externo de la reivindicación 1, en el que el punto de ajuste de temperatura disminuye durante la sesión de carga.
- 15 3. El cargador externo de la reivindicación 1, en el que el punto de ajuste de temperatura se ajusta a una primera temperatura durante un primer período de tiempo y se ajusta a una segunda temperatura durante un segundo período de tiempo.
4. El cargador externo de la reivindicación 3, en el que la primera temperatura es mayor que la segunda temperatura, y en el que el primer periodo de tiempo es menor que el segundo período de tiempo.
- 20 5. El cargador externo de la reivindicación 1, en el que el programa de temperatura se ejecuta automáticamente en un inicio de la sesión de carga.
6. El cargador externo de la reivindicación 1, en el que la circuitería de monitorización y de control de la temperatura desactiva la activación de la bobina después de un tiempo de carga predeterminado.
7. El cargador externo de la reivindicación 1, en el que
  - 25 la memoria comprende una pluralidad de programas de temperatura para indicar el punto de ajuste de temperatura a la circuitería de monitorización y de control de la temperatura durante una sesión de carga, en el que los programas de temperatura son seleccionables por el usuario.
8. El cargador externo de la reivindicación 7, que comprende además una interfaz de usuario para permitir al usuario seleccionar el programa de temperatura.
- 30 9. El cargador externo de la reivindicación 7, en el que al menos uno de los programas de temperatura varía el punto de ajuste de la temperatura durante una sesión de carga.
10. El cargador externo de la reivindicación 7, en el que la memoria está contenida dentro de un microcontrolador.
11. El cargador externo de la reivindicación 8, que comprende además:
  - 35 circuitería de control configurada para desactivar o reducir la activación de la bobina cuando la temperatura del cargador externo durante una sesión de carga está por encima de una temperatura máxima programable; en el que
    - la interfaz de usuario está configurada para programar la temperatura máxima programable, y
    - en el que la temperatura máxima programable varía con el tiempo durante la sesión de carga.
- 40 12. El cargador externo de la reivindicación 11, en el que la interfaz de usuario está configurada para la entrada directa de la temperatura máxima programable.
13. El cargador externo de la reivindicación 11, en el que la interfaz de usuario está configurada para seleccionar la temperatura máxima programable de una pluralidad de temperaturas máximas predefinidas.
- 45 14. El cargador externo de la reivindicación 11, en el que la interfaz de usuario está configurada para seleccionar un programa de una pluralidad de programas de temperatura, estableciendo el programa seleccionado una primera temperatura máxima programable durante una primera parte de una sesión de carga y una segunda temperatura máxima programable durante una segunda parte de la sesión de carga.
15. El cargador externo de la reivindicación 11, en el que la primera temperatura máxima programable es mayor que la segunda temperatura máxima programable.

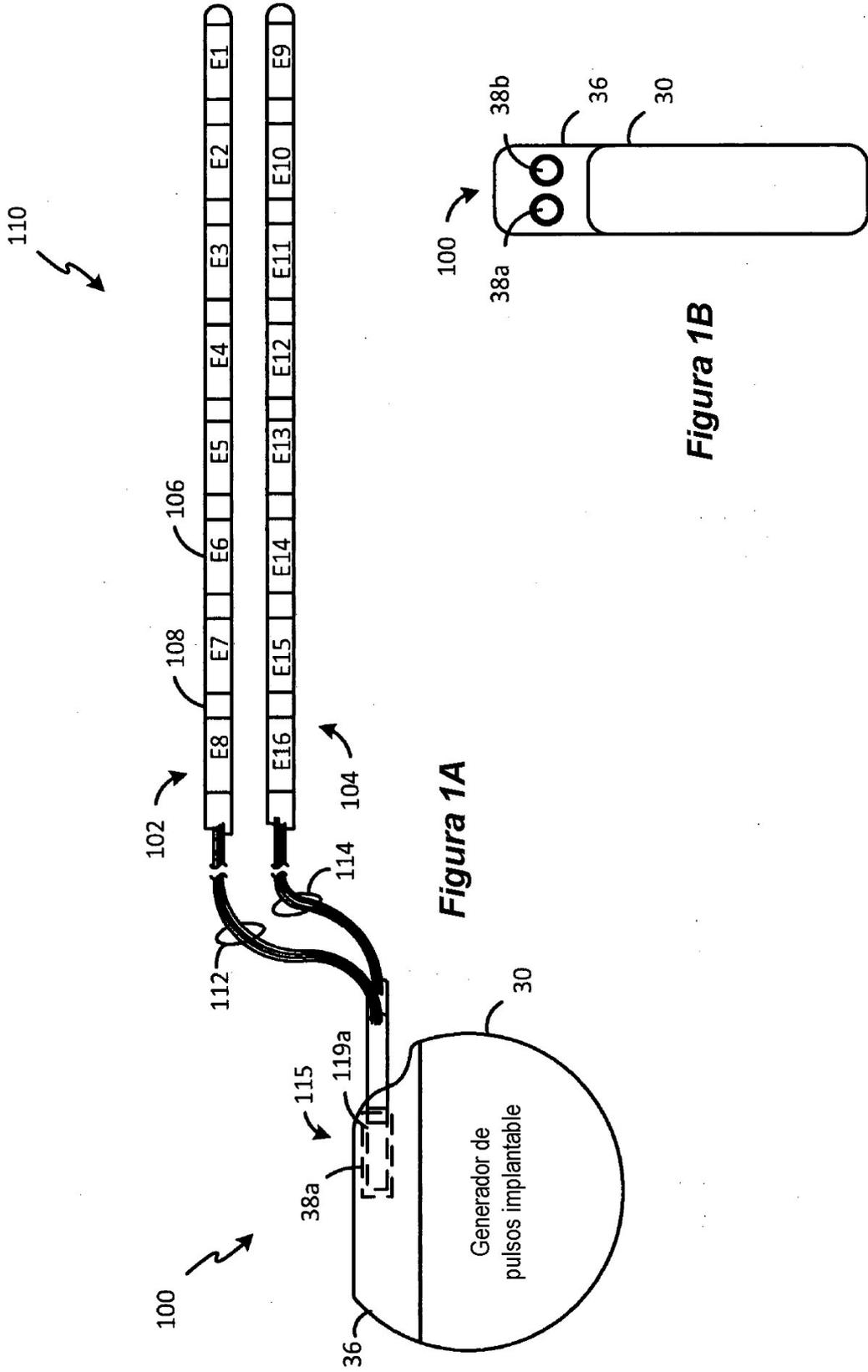
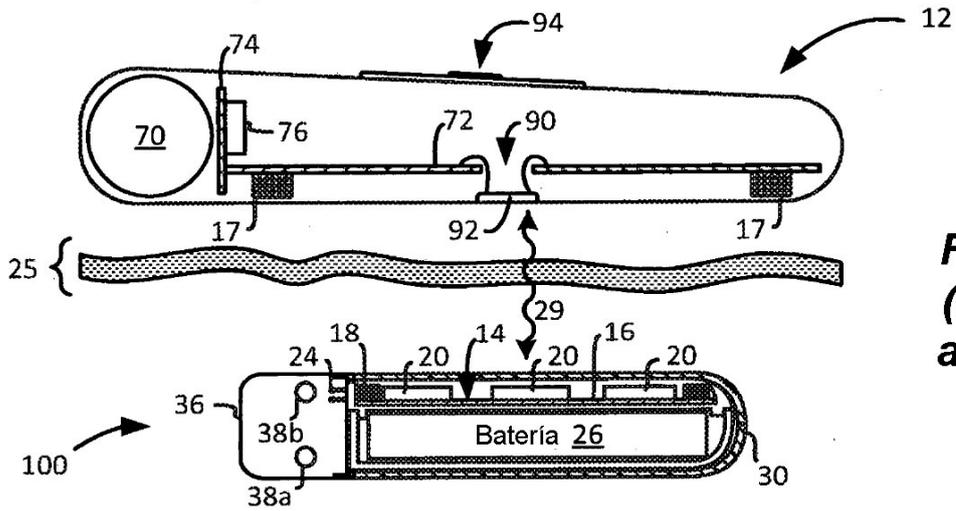
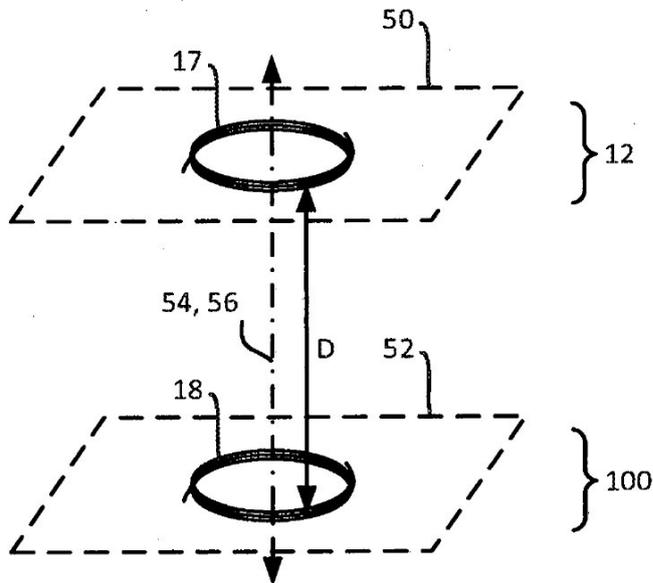


Figura 1A

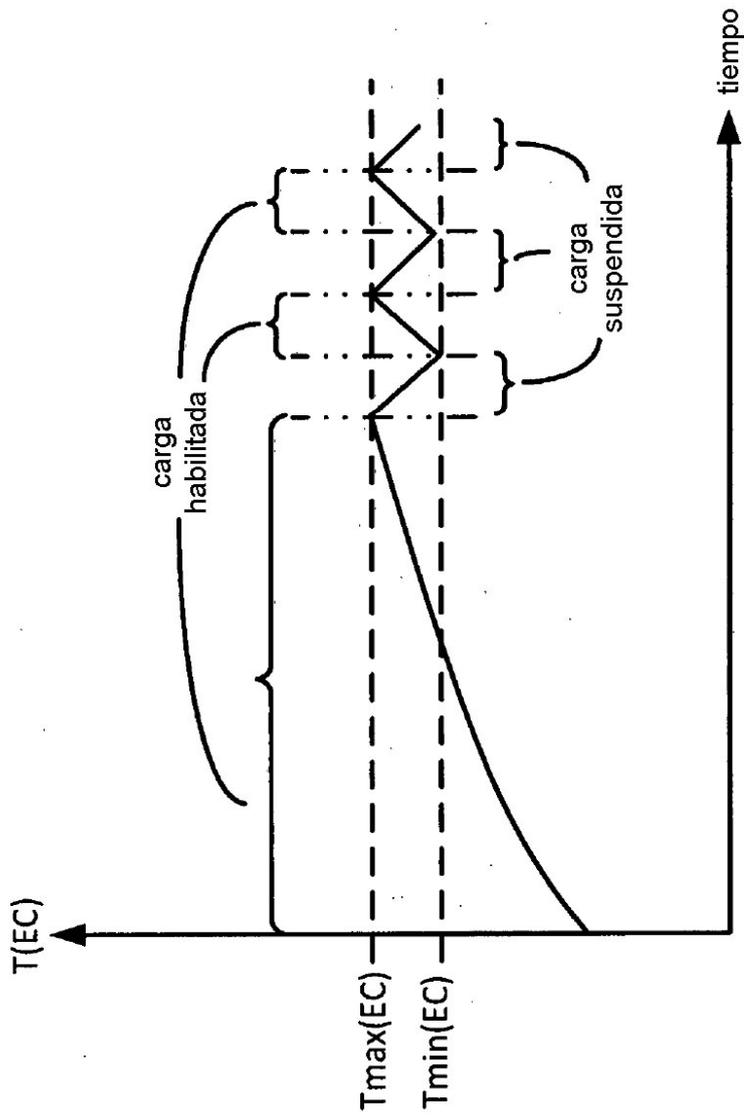
Figura 1B



**Figura 2**  
**(técnica anterior)**



**Figura 3**  
**(técnica anterior)**



**Figura 4**  
**(técnica anterior)**

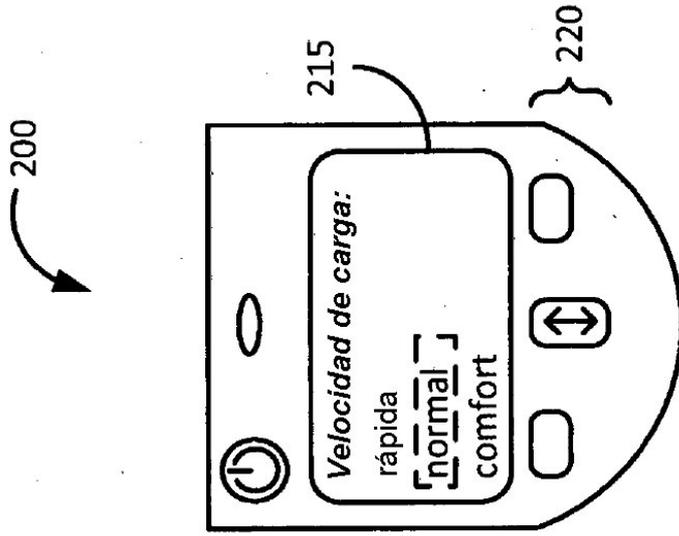


Figura 5B

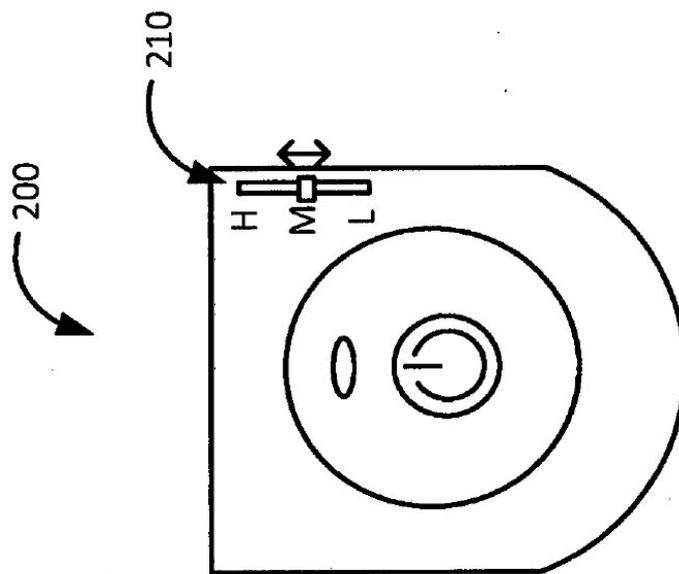


Figura 5A

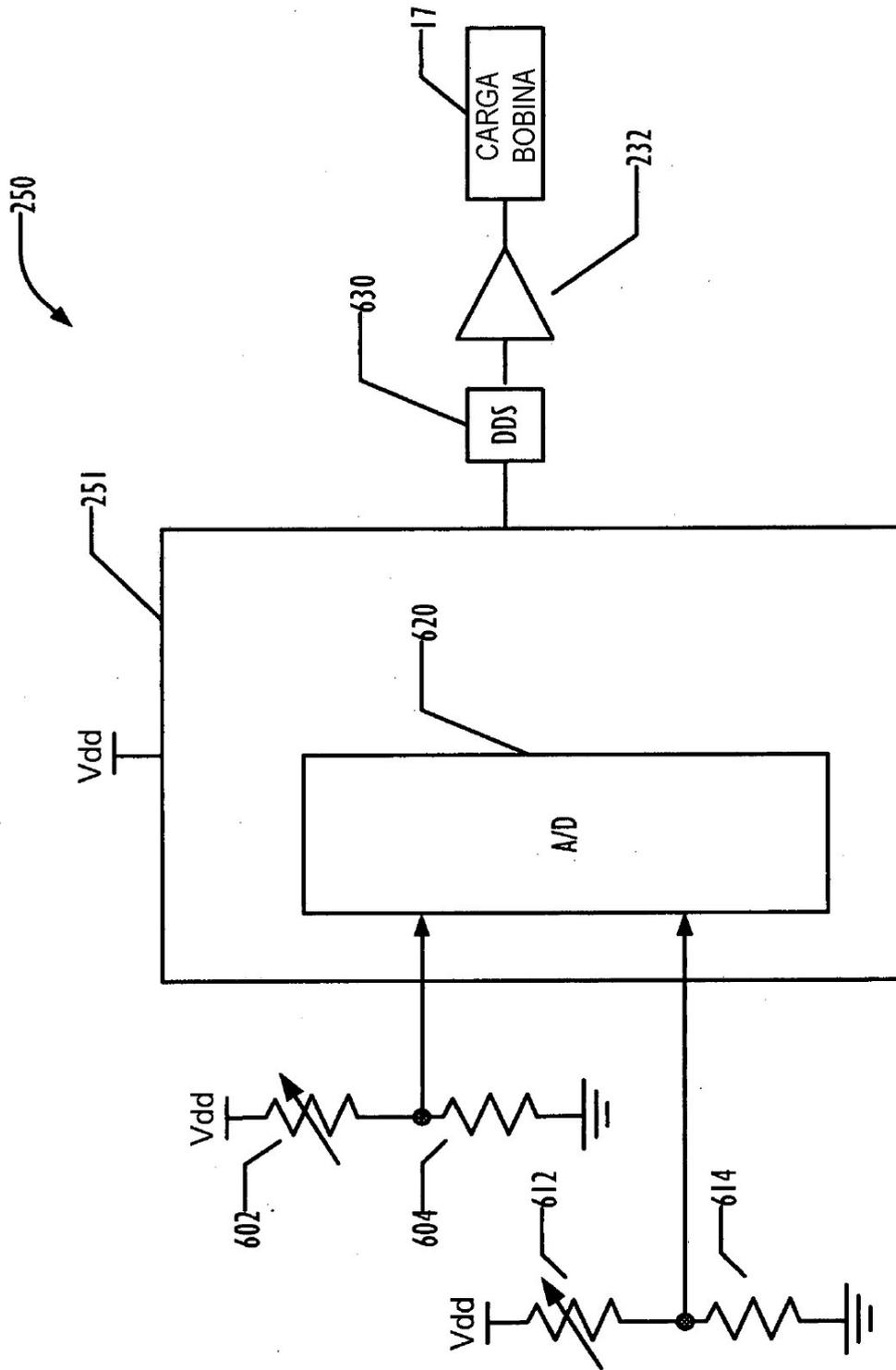


Figura 6

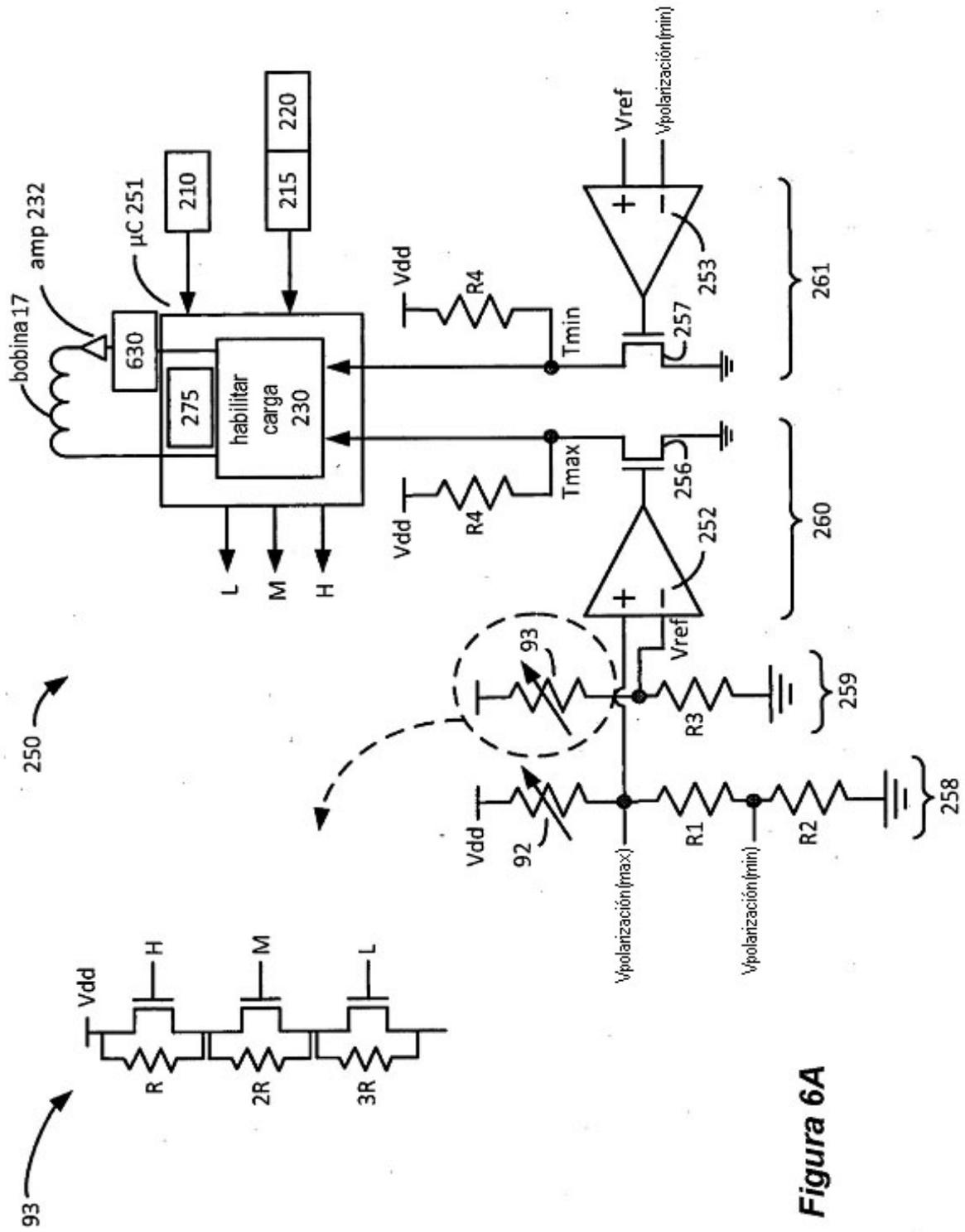


Figura 6A

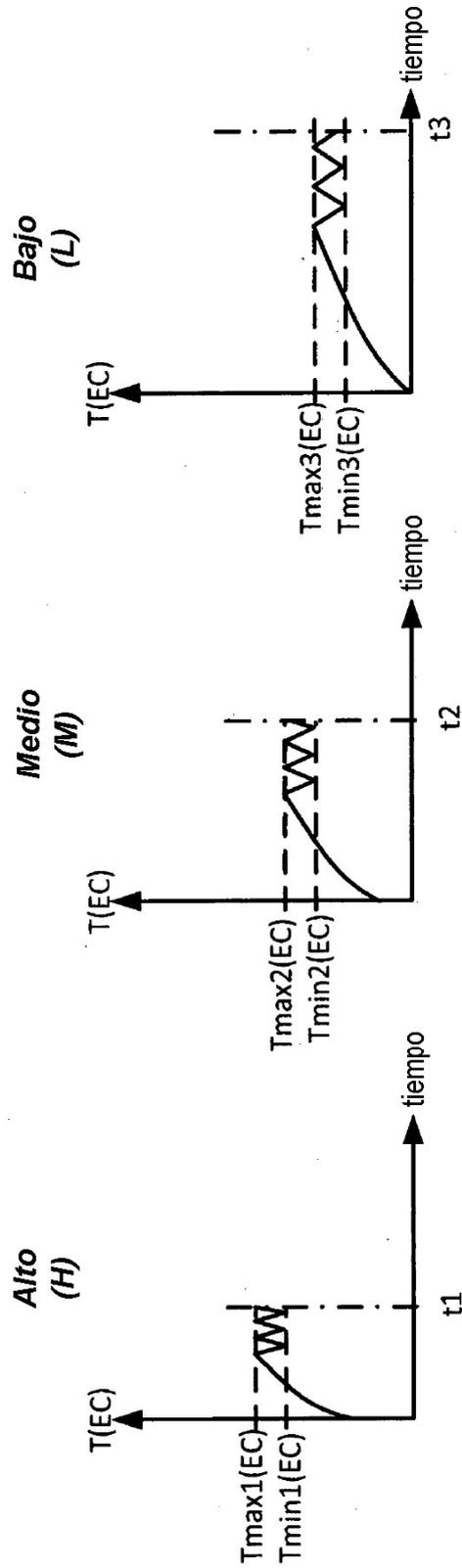


Figura 7

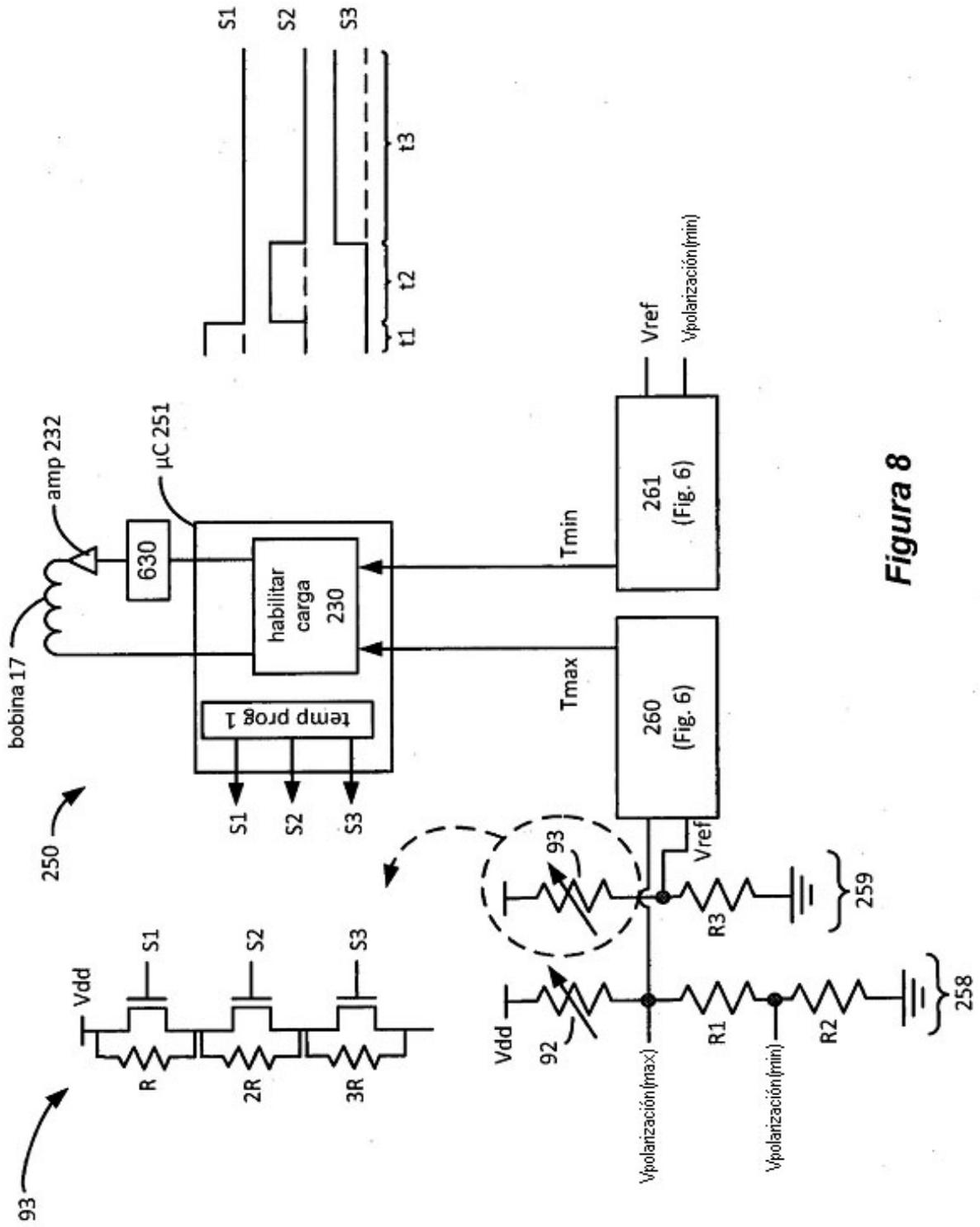


Figura 8

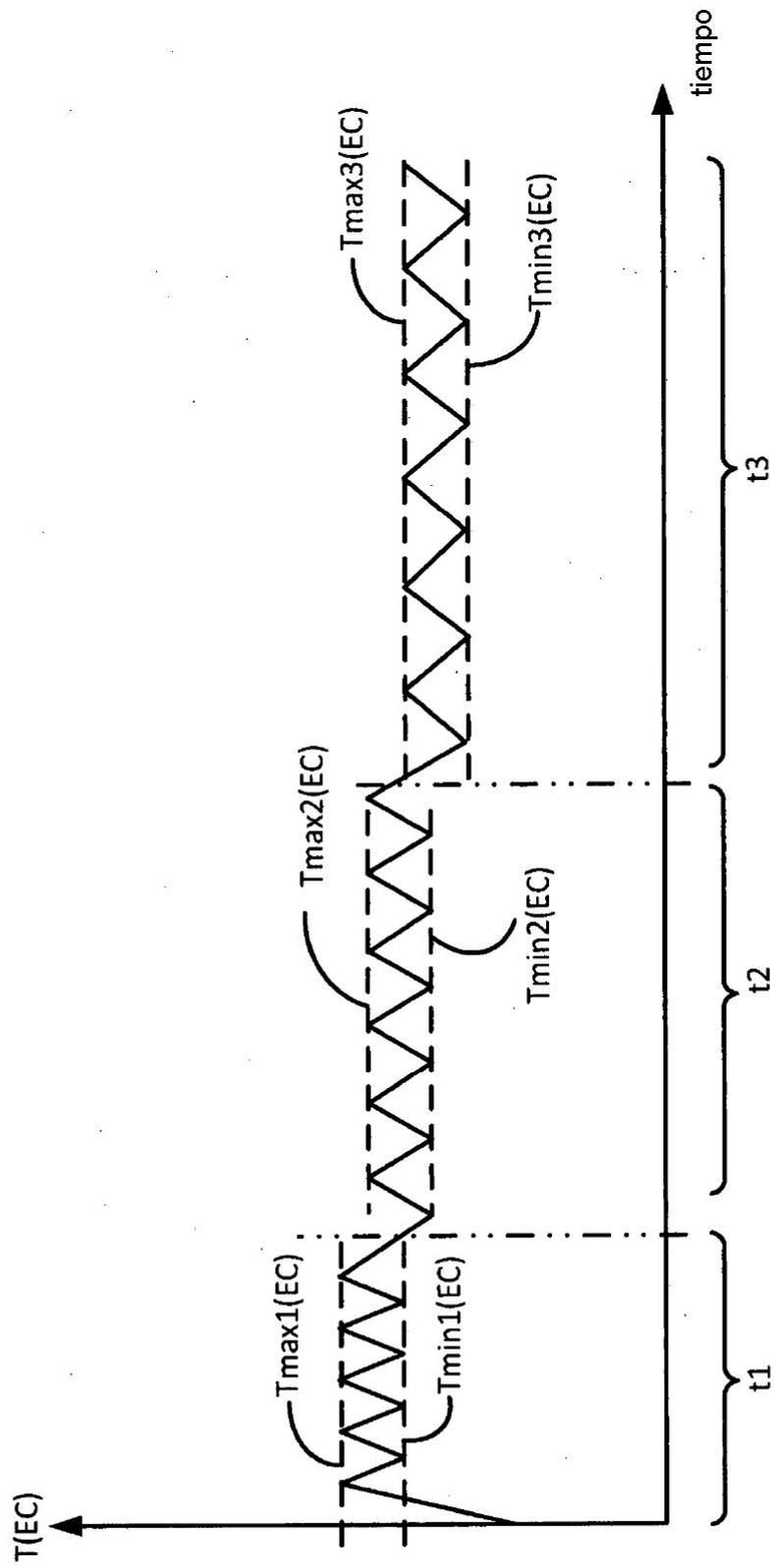
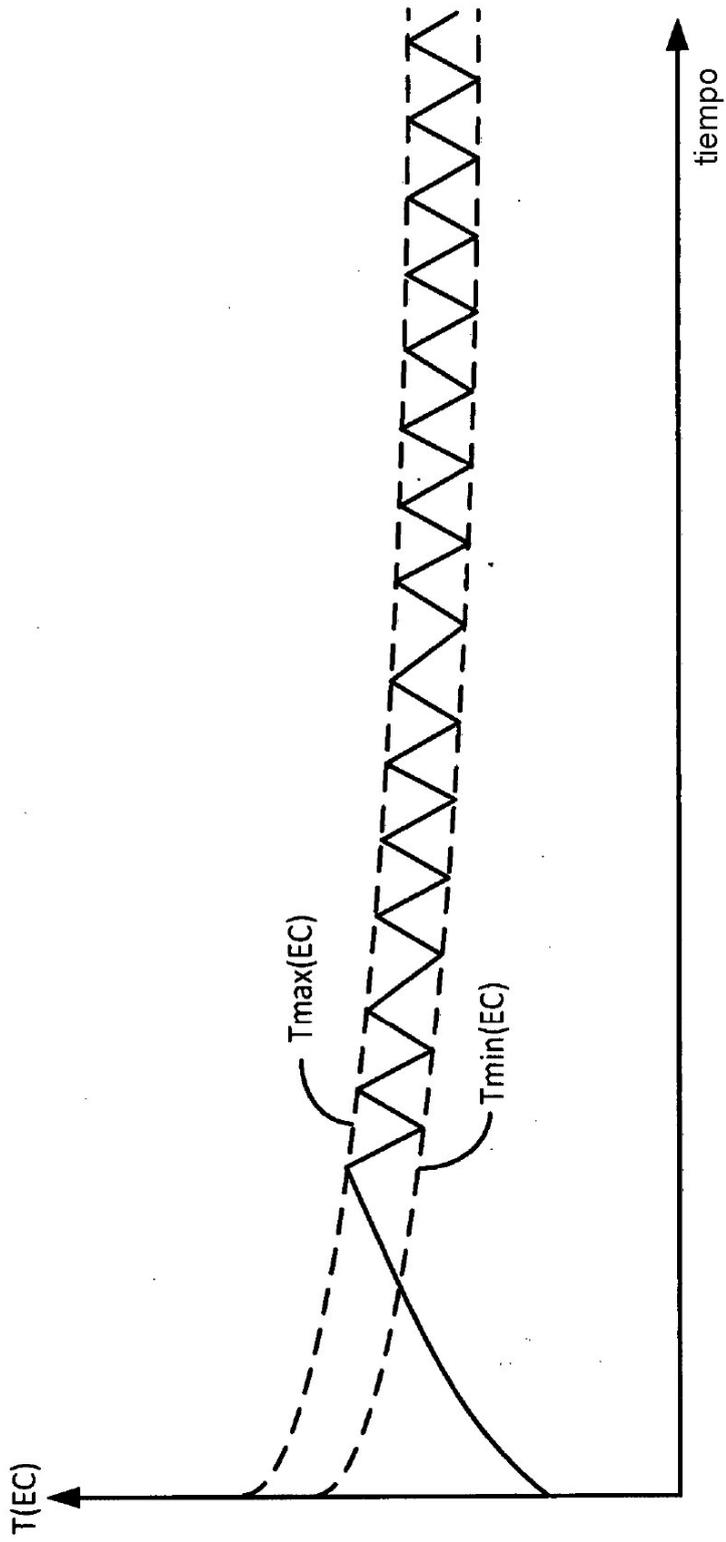


Figura 9



**Figure 10**

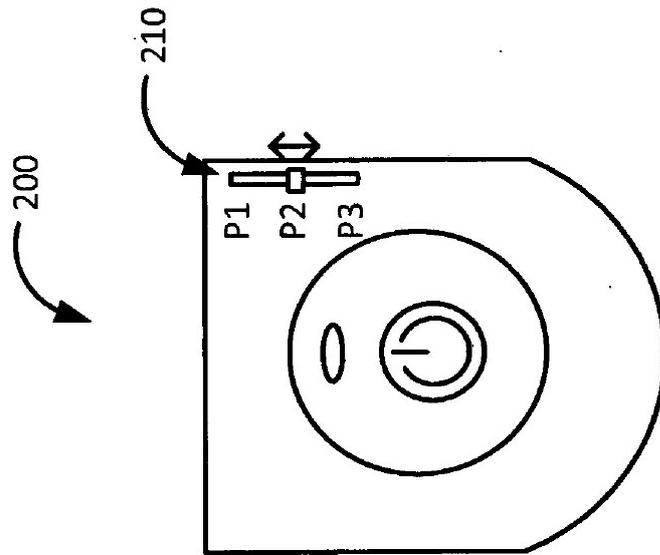


Figura 11A

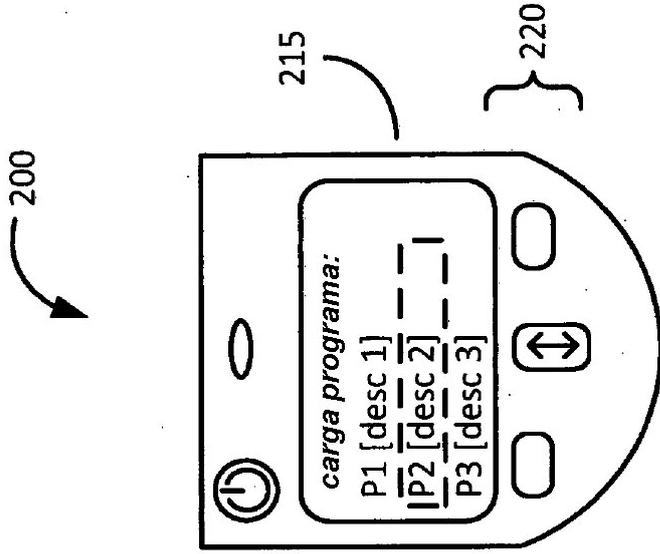


Figura 11B



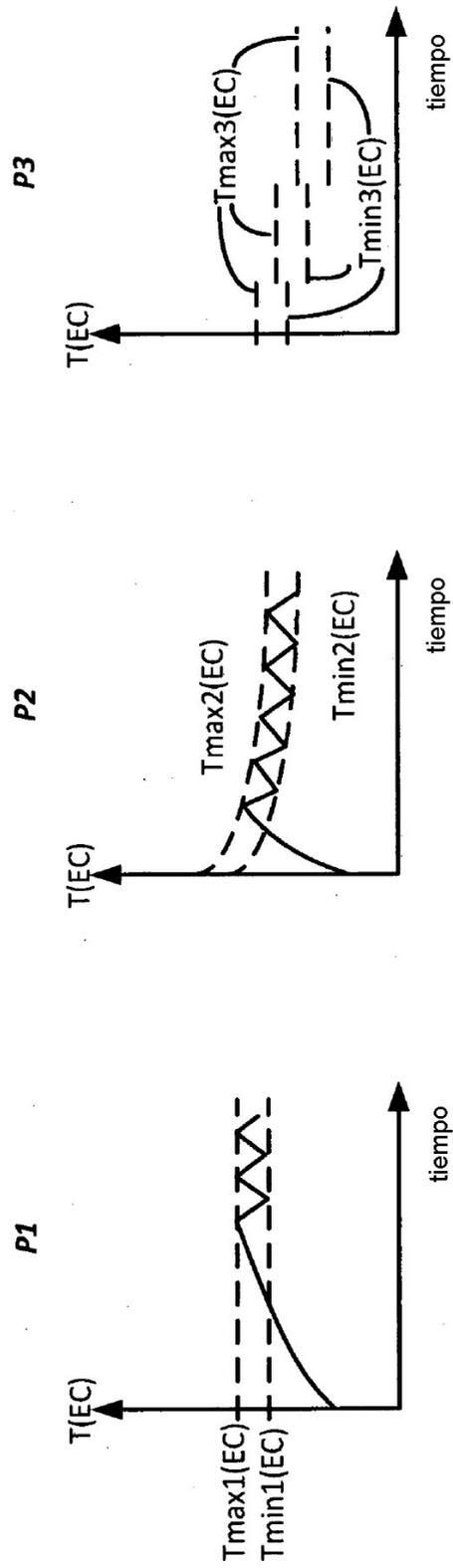


Figura 13

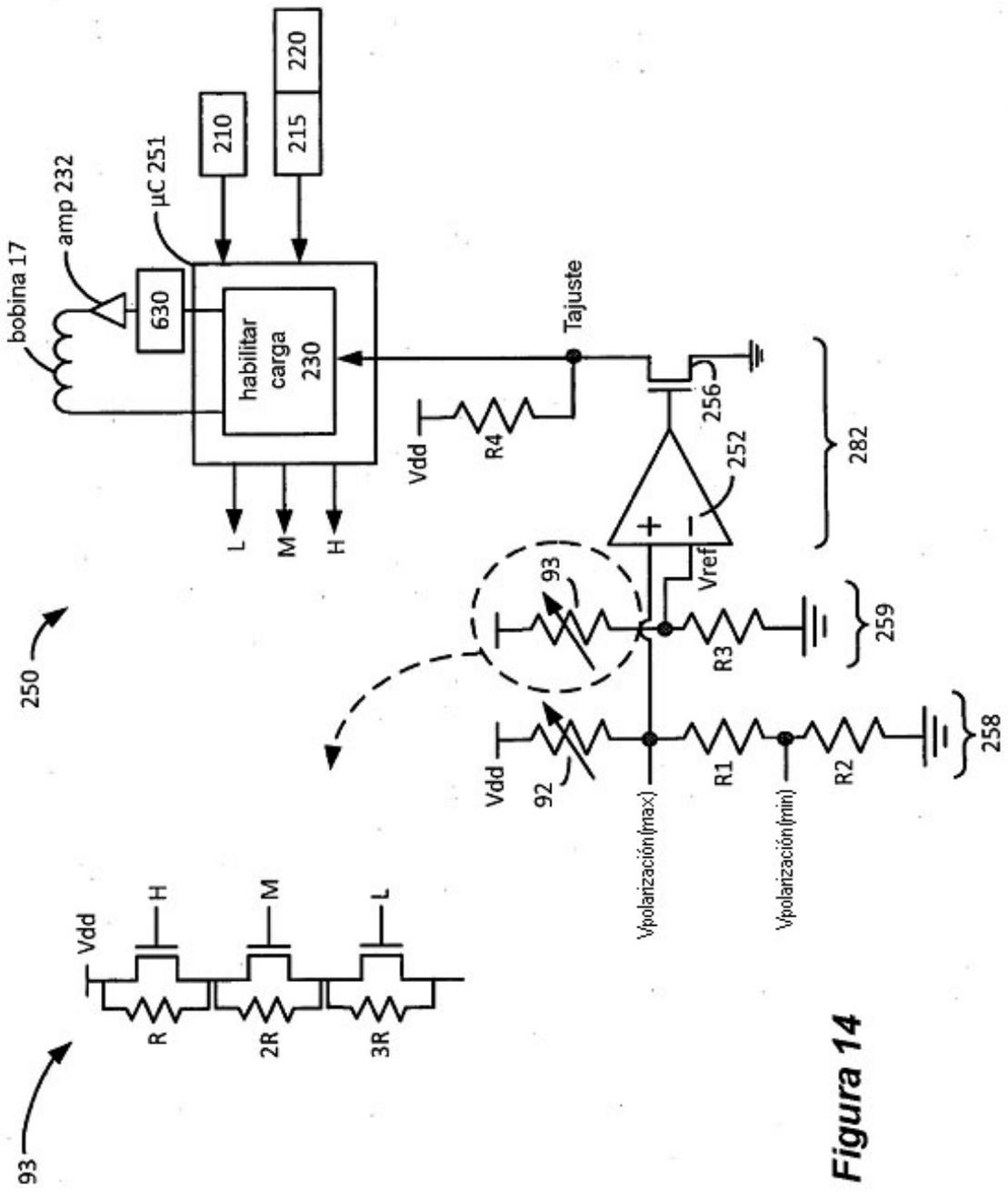
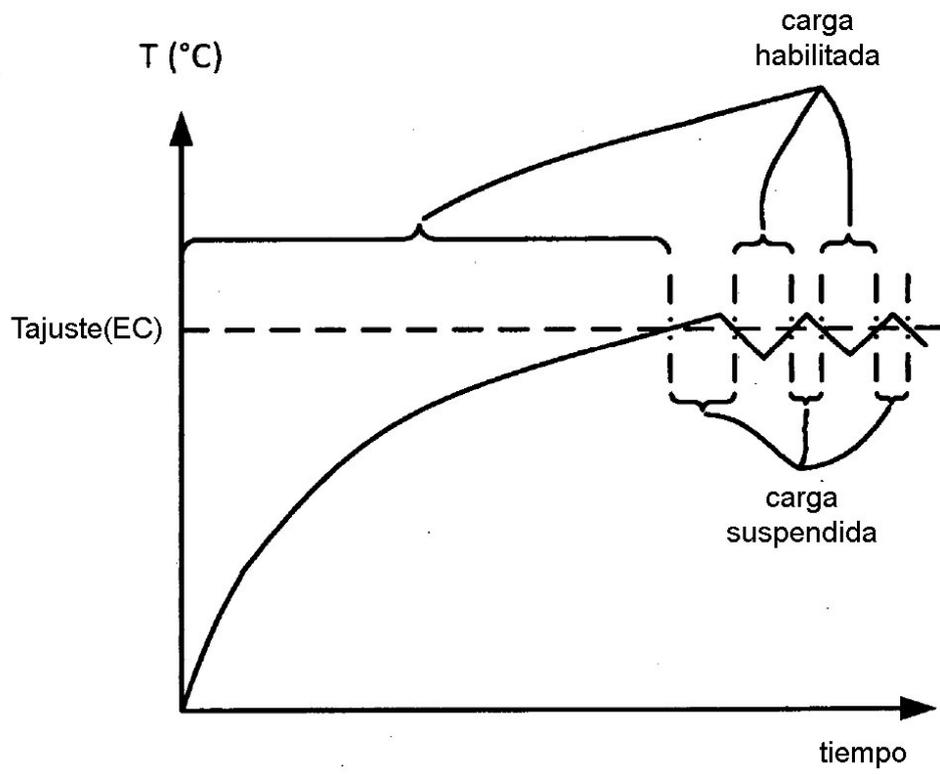


Figura 14



**Figura 15**

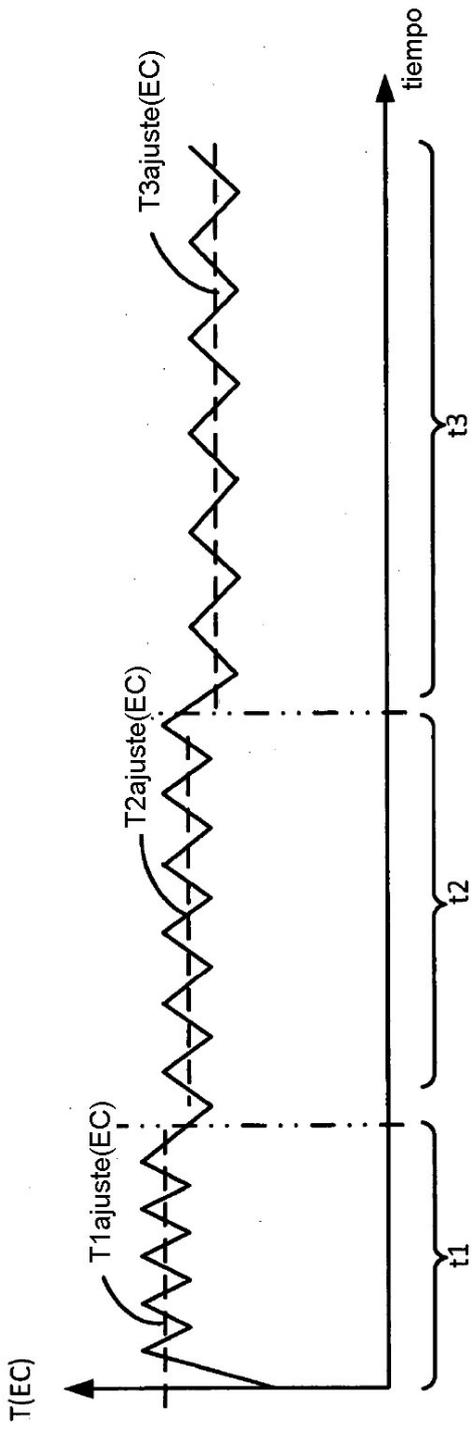


Figura 16

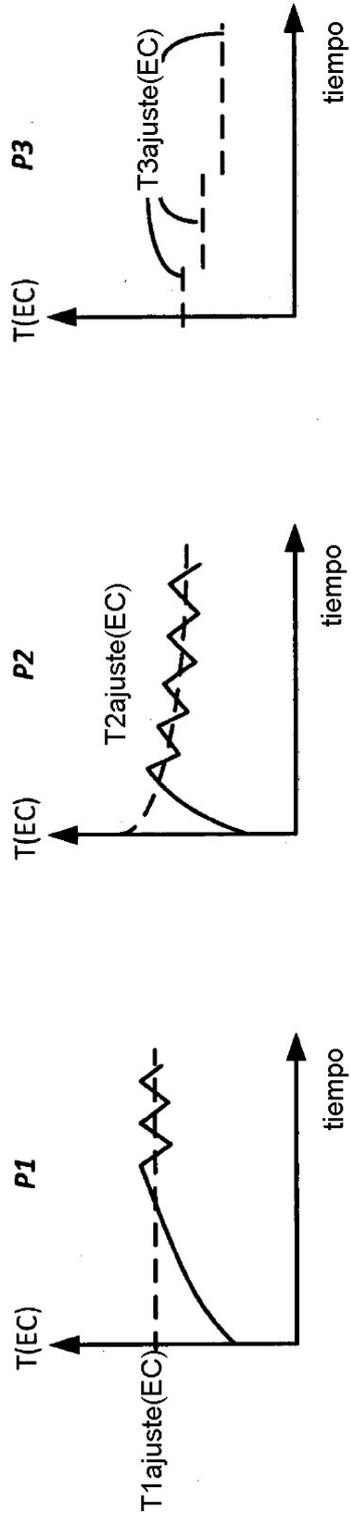
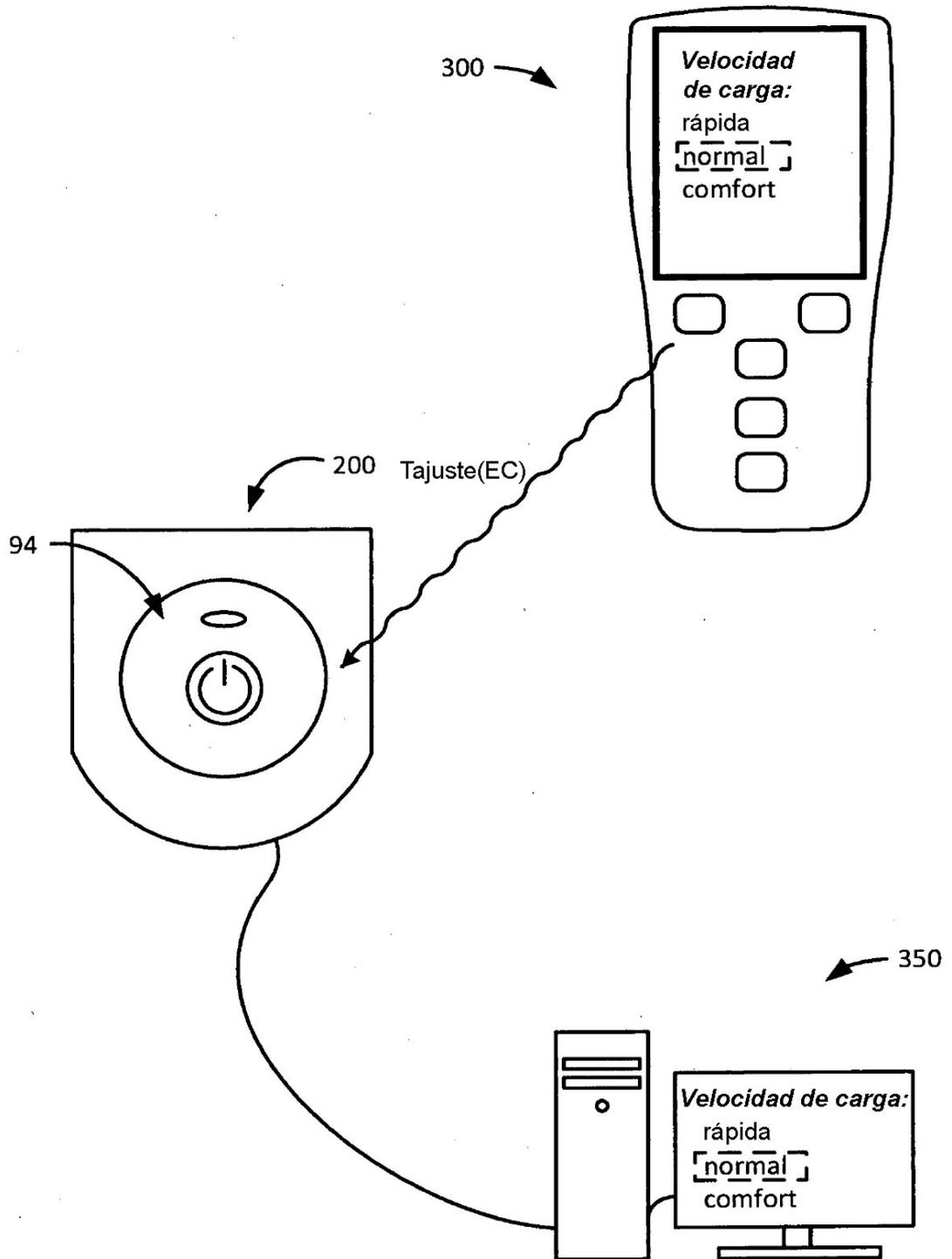


Figura 17



**Figura 18**