



①9



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

①1 Número de publicación: **2 352 144**

⑤1 Int. Cl.:

A61B 18/12 (2006.01)

A61B 18/14 (2006.01)

A61N 1/36 (2006.01)

①2

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

⑨6 Número de solicitud europea: **06117004 .9**

⑨6 Fecha de presentación : **12.07.2006**

⑨7 Número de publicación de la solicitud: **1749492**

⑨7 Fecha de publicación de la solicitud: **07.02.2007**

⑤4 Título: **Aparato para diagnosticar y tratar disfunción neuronal.**

③0 Prioridad: **02.08.2005 US 704849 P**

④5 Fecha de publicación de la mención BOPI:
16.02.2011

④5 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
16.02.2011

⑦3 Titular/es: **NEUROTHERM, Inc.**
2 Debush Avenue
Middleton, Massachusetts 01949, US

⑦2 Inventor/es: **Rittman, William J., III**

⑦4 Agente: **Justo Bailey, Mario de**

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

Aparato para diagnosticar y tratar disfunción neuronal.

Campo

El sistema actualmente descrito se refiere generalmente al avance de la tecnología médica, a procedimientos y a sistemas para el tratamiento de dolor, trastornos neurológicos y otras enfermedades clínicas relacionadas con disfunción neuronal. Más específicamente, la presente divulgación se refiere a un sistema para producir lesiones terapéuticas o alteraciones de tejidos por medio de un generador de alta frecuencia conectado a un paciente mediante más de un electrodo. En las realizaciones a modo de ejemplo descritas más adelante, la energía terapéutica se suministra y se regula simultáneamente. Diversas realizaciones a modo de ejemplo específicas de este dispositivo contienen aplicaciones y diseños clínicos a modo de ejemplo específicos.

Antecedentes

El uso general de sistemas generadores de radiofrecuencia y de alta frecuencia que suministran salida eléctrica a electrodos que están conectados al cuerpo de un paciente es conocido en la bibliografía y la técnica clínica.

El documento US 6.006.129 se refiere a un dispositivo de ejercicio que mide, monitoriza e informa de información electromiográfica (EMG) al usuario con el fin de fortalecer músculos seleccionados. El dispositivo de ejercicio incluye un circuito de sensores sensible a la actividad eléctrica en músculos tensores y un circuito de control sensible a una señal de salida producida por el circuito de sensores. El dispositivo de ejercicio proporciona información al usuario respecto a la actividad muscular de un modo entretenido.

El documento EP 1493397 desvela un sistema de electrodos en grupo para uso con un generador de alta frecuencia para inducir volúmenes coherentes de ablación por calor de alta frecuencia dentro de tejidos elegidos como diana de un paciente. Los electrodos están configurados en una disposición para producir grandes volúmenes de ablación en tejidos que contienen anomalías tales como tumores cancerosos.

Por referencia, un ejemplo de generadores de lesión por calor de radiofrecuencia usados en la práctica clínica para el tratamiento de trastornos neuronales es Radionics RFG-3C+ (Burlington MA).

Este dispositivo es capaz de suministrar energía de alta frecuencia a un tejido de paciente mediante un electrodo adaptado, y tierra asociada o electrodo de referencia. Este dispositivo también puede suministrar pulsos de estimulación de baja frecuencia que se usan para localizar con precisión la colocación del electrodo antes del tratamiento.

Los parámetros que pueden medirse por estos dispositivos incluyen impedancia, voltaje de AF, corriente de AF, alimentación de AF y temperatura de la punta del electrodo. Los parámetros que pueden ser fijados por el usuario incluyen tiempo de suministro de energía, temperatura deseada del electrodo, frecuencias y duraciones de estimulación, y nivel de la salida de estimulación. En general, la temperatura del electrodo es un parámetro que puede controlarse por la regulación de la alimentación de salida de alta frecuencia.

Estos dispositivos tienen diversas interfaces de usuario que permiten la selección de uno o más de

estos parámetros de tratamiento, además de diversos procedimientos para visualizar los parámetros mencionados anteriormente.

En una aplicación de estos dispositivos, un paciente se queja de dolor de espalda o algún otro dolor de origen nociceptivo o neuropático. Entonces, un médico realiza bloques de diagnóstico con anestésico local inyectando el anestésico en las áreas que se sospecha que generan el dolor. Si el paciente recibe temporalmente alivio del dolor a partir de estas inyecciones, el médico concluye que los generadores de dolor estaban en la localización en la que puso estas inyecciones. Desafortunadamente, el origen del dolor es poco entendido; el dolor percibido en un cierto nivel en la espalda, por ejemplo, puede crearse en realidad a partir de muchas fuentes diferentes y múltiples.

Una vez se ha identificado una localización, el médico decidirá suministrar energía de alta frecuencia a esta localización para destruir permanentemente el generador de dolor. Una tierra o placa de referencia se colocará sobre el muslo del paciente para proporcionar una vía de retorno de la energía de alta frecuencia. En la diana esperada se colocará un electrodo aislado con una pequeña punta sin aislar. Los pulsos de estimulación se suministrarán a una frecuencia sensorial (normalmente 50 Hz) y sobre el electrodo se pondrá un voltaje de estimulación. El médico está buscando un umbral muy bajo de respuesta del paciente (por ejemplo, inferior a ,5 V) para garantizar que el electrodo está próximo a los nervios sensoriales. Entonces, realizarán una prueba de estimulación a una frecuencia motora del músculo (por ejemplo, 2 Hz) y aumentarán la salida del voltaje de estimulación a 2 V. En este caso no están buscando una respuesta motora en las extremidades del paciente ya que esto indicaría que el electrodo estaba demasiado próximo a los nervios motores. El tratamiento en esta área podría producir parálisis. Tras completarse satisfactoriamente estas pruebas, la energía de alta frecuencia se suministra normalmente durante uno o más minutos, a la vez que se mantiene una temperatura de la punta del electrodo entre 70 y 90 grados. Alternativamente, la energía de alta frecuencia puede suministrarse durante uno o más minutos, pero en un modo pulsado en el que la energía de alta frecuencia está encendida durante un corto periodo de tiempo y apagada durante un largo periodo de tiempo, no produciéndose así ningún calentamiento apreciable (se hace referencia a la patente de EE.UU. de cesión común n° 6.161.048).

Aunque estos tratamientos son satisfactorios, tienen varios inconvenientes. En la práctica, la mayoría de los pacientes necesitan tratamientos en varias localizaciones nerviosas diferentes. Esto requiere colocar el electrodo, realizar la estimulación y suministrar la energía en cada localización y luego repetir el procedimiento, produciéndose así una gran cantidad de tiempo perdido, e incomodidad al paciente mientras que espera que se suministre la energía. Otro inconveniente es que, a pesar de la prueba de estimulación satisfactoria, el nervio diana no se destruye frecuentemente, no produciéndose la disminución de dolor. Al médico le queda determinar si el nervio diana no ha sido encontrado o si el generador de dolor se localiza en cualquier otro sitio en el cuerpo.

Sumario

Las desventajas anteriormente descritas y otras de la técnica se superan y alivian por el presente procedimiento y sistema para tomar la salida de energía de un

módulo generador de alta frecuencia y suministrar esta energía simultáneamente a más de un electrodo de tratamiento. En una realización a modo de ejemplo, la energía es regulada por un mecanismo de retroalimentación de forma que cada temperatura de la punta del electrodo se mantiene a un nivel fijado por el usuario. Esto reduce enormemente el tiempo de tratamiento, proveyendo al paciente de un período de incomodidad más corto, además de sin desperdiciar un valioso tiempo de estancia por procedimiento.

En realizaciones a modo de ejemplo adicionales, las mediciones de EMG se visualizan para permitir que el médico determine si el nervio diana ha sido destruido, además de visualizar los umbrales de estimulación sensorial pretratamiento y postratamiento para medir el grado de desensibilización del nervio diana. Con respecto a las mediciones de EMG, esto permite que el médico determine si el nervio diana ha sido tratado satisfactoriamente; si es así, entonces necesitan investigarse otras fuentes de generación de dolor. La capacidad de poder comparar los umbrales de estimulación sensorial pretratamiento y postratamiento permite que el médico eche un vistazo inmediato en la desensibilización inmediata del nervio diana.

Según una realización a modo de ejemplo, el dispositivo recibe la salida de un módulo que puede suministrar tanto energía de alta frecuencia, como pulsos de estimulación de baja frecuencia. El dispositivo está conectado a su vez a más de un electrodo de tratamiento. Estos electrodos tienen sensores de temperatura unidos a sus puntas que informan de la temperatura de la punta de cada electrodo al dispositivo. El dispositivo tiene una interfaz de usuario que permite que la salida de dicho módulo se conecte independientemente a cada dicho electrodo y también un medio que conecta todos los electrodos simultáneamente a la salida de dicho módulo. De esta forma, la salida de estimulación de baja frecuencia puede conectarse independientemente a cada uno de los electrodos del paciente, y entonces dichos electrodos pueden conectarse simultáneamente a la fuente de alimentación de alta frecuencia, permitiendo así la regulación de la temperatura de los tres electrodos simultáneamente. Esto permite tanto pruebas de estimulación sensorial como motora, además de que la monitorización de la impedancia se realice en cada electrodo uno a uno. Si se desea suministrar la energía terapéutica, el interfaz de usuario prevé un medio que conecta todos los electrodos juntos simultáneamente. Entonces, el dispositivo recibe la temperatura de la punta de cada uno de los múltiples electrodos, además de una temperatura fijada para cada electrodo que es elegida por el usuario. El dispositivo compara continuamente cada una de las temperaturas de los electrodos con la temperatura fijada. Si la temperatura de la punta del electrodo supera alguna vez la temperatura fijada, la energía de alta frecuencia se desconecta de ese electrodo. Similarmente, si la temperatura de la punta del electrodo es alguna vez inferior a la temperatura fijada, la energía de alta frecuencia o se queda conectada o se reconecta a ese electrodo.

Otra realización a modo de ejemplo de esta invención incorpora unos medios gráficos de visualización que permiten que las señales EMG se registren y se visualicen. Una provisión adicional prevé un altavoz y/o una salida de auriculares de manera que las señales EMG también puedan detectarse y analizarse audiblemente.

Debe observarse que el presente sistema y procedimiento puede incorporarse en la fuente de alimentación de alta frecuencia, o puede ser un dispositivo periférico independiente que conecta de forma intermedia la fuente de alimentación de alta frecuencia y los electrodos.

Por al menos los motivos descritos anteriormente, este procedimiento y la invención proporcionan ventajas prácticas y clínicas en el tratamiento de dolor. Las ventajas adicionales serán evidentes en las siguientes descripciones detalladas.

Las características y ventajas anteriormente tratadas y otras del presente sistema se apreciarán y serán entendidas por aquellos expertos en la técnica a partir de la siguiente descripción detallada y de los dibujos.

Breve descripción de los dibujos

Con referencia ahora a las figuras, que son realizaciones a modo de ejemplo y en las que los elementos similares están numerados del mismo modo:

La Figura 1 representa una realización simple a modo de ejemplo del sistema actualmente descrito;

la Figura 2 ilustra un mecanismo de control por retroalimentación de temperatura a modo de ejemplo;

la Figura 3 es un esquema que ilustra un sistema a modo de ejemplo de cómo se mantiene la temperatura fijada del electrodo;

la Figura 4 es otra realización a modo de ejemplo que muestra la representación de la temperatura de cada uno de los electrodos en forma gráfica;

la Figura 5 es otra realización a modo de ejemplo que también ilustra la gráfica de la señal EMG;

la Figura 6 es otra realización a modo de ejemplo que muestra un procedimiento para representar umbrales de estimulación sensorial pre y postratamiento;

y la Figura 7 es otra realización a modo de ejemplo que muestra tres selecciones de modo distintas, además de un procedimiento a modo de ejemplo para seleccionar cada electrodo individualmente y otro procedimiento a modo de ejemplo para registrar umbrales de estimulación sensorial.

Descripción detallada

Con referencia a la Figura 1, se ilustra una realización a modo de ejemplo. El interruptor 20 de selección de modo permite que el usuario conecte independientemente cada electrodo, uno de los cuales se identifica como 60, a la fuente de alimentación de alta frecuencia. Esto permite que la fuente de alimentación de alta frecuencia se conecte selectivamente a cada electrodo con el fin de hacer mediciones de la impedancia o pruebas de umbrales de estimulación individuales. Una selección adicional en el interruptor de selección de modo permite que se suministre energía de alta frecuencia terapéutica a cada electrodo 60. La energía de alta frecuencia se suministra simultáneamente a cada electrodo y las temperaturas individuales de los electrodos se miden y se comparan continuamente con la temperatura fijada por el usuario, representada por 40 en la Figura 1. En esta realización, las temperaturas individuales de los electrodos se visualizan en un panel gráfico bidimensional identificado por 10 en la figura. Por tanto, dentro de los medios gráficos de visualización está una representación de temperatura frente al tiempo visualizada en forma gráfica. Las luces indicadoras, representadas por 30 en la Figura 1, indican que el electrodo está activo en ese momento particular. De esta forma, el usuario siempre sabe qué electrodo está activo cuan-

do la selección de modo se ha fijado a un electrodo particular, y también indicarán durante el tratamiento terapéutico a alta frecuencia qué electrodos van a activarse en cualquier momento dado.

Es muy importante observar dos cosas de esta figura -- una es que la fuente de alimentación de alta frecuencia que suministra la energía de alta frecuencia y/o los pulsos de estimulación de baja frecuencia podría incorporarse en este dispositivo o podría ser un unidad independiente separada, estando este dispositivo interpuesto entre la fuente de alimentación de alta frecuencia y los electrodos. Aunque la figura muestra que este dispositivo está conectado a la línea de CA (que requiere una salida eléctrica para que se conecte la unidad), también sería obvio un dispositivo accionado por batería.

También debe entenderse que la selección de modo podría hacerse de muchas formas y las características de esta interfaz de usuario podrían lograrse con o sin visualizaciones, y podrían usarse botones pulsadores para arriba/abajo en vez de botones selectores giratorios. Por ejemplo, la selección de modo podría conectar individualmente cada electrodo al dispositivo de alta frecuencia, y también podría tener una posición que conectara independientemente cada electrodo a cualquier circuito medidor de EMG, en el que entonces la señal EMG se mostrarla en una visualización gráfica bidimensional. Una posición adicional de la selección de modo sería el suministro de energía de alta frecuencia en la que se suministró energía de alta frecuencia o continua o pulsada simultáneamente a cada electrodo y se incorporó un circuito de retroalimentación para mantener cada punta del electrodo a una temperatura igual a la temperatura fijada.

También debe observarse que hay muchas manifestaciones ergonómicas de esta invención y que sería posible añadir visualizaciones, botones y/o indicadores adicionales para permitir y/o ayudar al operador en el control del dispositivo. Por ejemplo, la Figura 1 tiene una luz indicadora de RF encendida, representada por 50, que indicará siempre que está suministrando energía de alta frecuencia a las salidas de electrodos.

La Figura 2 es un diagrama de control lógico que indica un mecanismo de retroalimentación básico a modo de ejemplo para cada uno de los electrodos de control de la temperatura. La alimentación de AF, identificada como 10A en la figura, es suministrada al sistema. La temperatura del electrodo que recibe esta energía de AF, además de la temperatura fijada por el usuario, se mide y se alcanza un punto de decisión, representado por 20A en la figura. Si la temperatura del electrodo es superior a la temperatura fijada por el usuario, la alimentación de AF se apaga para ese electrodo. Esta acción se representa por el bloque 30A en la Figura 2. Entonces, este procedimiento empieza de nuevo, comparándose de nuevo la temperatura del electrodo con la temperatura fijada por el usuario. En cambio, si la temperatura medida para ese electrodo particular es inferior a la temperatura fijada por el usuario, la AF permanece encendida y, de nuevo, la temperatura del electrodo se compara posteriormente con la temperatura fijada por el usuario. De esta forma se realiza la retroalimentación de temperatura, que mantendrá la temperatura del electrodo al mismo nivel que la temperatura fijada por el usuario.

La Figura 3 es un esquema más detallado de un mecanismo de control por retroalimentación a modo

de ejemplo. Obsérvese que este circuito solo es representativo del suministro de energía de AF, y por claridad se han omitido otras conexiones. Como una ilustración de cómo funciona el circuito, el electrodo 2 se ha elegido como un ejemplo. Sin embargo, las mismas descripciones se aplican al electrodo 1 y al electrodo 3, y de hecho debe enfatizarse que esta realización permite un control de temperatura de más de un electrodo. En otras palabras, con este dispositivo pueden controlarse dos, tres, cuatro o más electrodos diferentes.

10B representa en la figura el electrodo 2. Como puede verse por 11B, y 12B, un sensor de temperatura se incorpora en el electrodo que informa de la temperatura en la punta del electrodo, además de un medio para aplicar la energía de alta frecuencia al electrodo. Se informa de la temperatura mediante 21B al control 2, identificado por 30B en la figura. El control 2 también tiene una entrada identificada como la temperatura 20B fijada, y compara estas dos señales para determinar si abrir o cerrar el interruptor S2 (identificado por 50B). Es importante observar que S2 es un interruptor genérico y puede lograrse eléctricamente y/o mecánicamente y/o ópticamente. Por tanto, la energía de alta frecuencia, representada por 40B en la figura, se conecta a y se desconecta del electrodo 2 mediante el interruptor S2. Como el interruptor S2 se está abriendo y cerrando por el control 2 (que está constantemente comparando la temperatura fijada por el usuario con la temperatura informada de la punta del electrodo y determinando si suministrar energía de AF al electrodo 2), se establece un circuito de retroalimentación que mantendrá la temperatura del electrodo 2 a la temperatura fijada por el usuario.

En la Figura 4 se ilustra otra realización a modo de ejemplo de la interfaz de usuario. Como se identifica por 10D y 40D, es evidente que la temperatura del electrodo y/u otros parámetros pertinentes no necesitan ser visualizados en unos medios bidimensionales de visualización. Estos podrían representarse, por ejemplo, por dígitos LED o LCD. 30D representa de nuevo unos medios gráficos bidimensionales de visualización que en este caso muestran la temperatura. De nuevo, no son necesarios unos medios gráficos de visualización para realizar el sistema y procedimiento actualmente descritos. Para demostrar opciones a modo de ejemplo para la interfaz de usuario, el selector de modo ha sido representado por una serie de botones que están asociados a luces indicadoras identificadas por 20D en la figura y la Temp fijada se ha identificado como flechas hacia arriba/abajo como se muestra por 50D. Las salidas de los electrodos se han representado esquemáticamente por 60D.

En la Figura 5 se muestran realizaciones a modo de ejemplo adicionales del dispositivo en las que esta vez la selección 20E de modo tiene una posición para EMG, además de una posición de suministro de energía de alta frecuencia. En los medios bidimensionales de visualización puede representarse una señal EMG, identificándose así la actividad electrofisiológica de un nervio antes y/o después del tratamiento a alta frecuencia. Para completar, 60E identifica las salidas de los electrodos, en las que de nuevo se han ilustrado tres, aunque con el presente sistema y procedimiento es posible cualquier número superior al. La interfaz de usuario Temp fijada se ha representado en este diagrama como un botón 50E, aunque como se menciona anteriormente hay otras formas contempla-

das para lograr esta interfaz de usuario. 40E identifica la temperatura fijada real. 10E está indicando que las visualizaciones de temperatura de los electrodos (--) no son relevantes ya que indicarían temperatura corporal (37°C), aunque si se deseara podría visualizarse esta temperatura.

La Figura 6 es una realización a modo de ejemplo que muestra un gráfico 30F de estimulación sensorial que se visualiza sobre el dispositivo. En este diagrama particular, cada electrodo tiene asociado una línea fina y una línea gruesa 35F que indica umbrales sensoriales pre- y postestimulación para cada electrodo. De nuevo, hay muchas formas contempladas por las podrían representarse estos parámetros, y esto es sólo un ejemplo de una de las muchas formas para lograr una representación de estos parámetros que son identificables para el usuario. El interruptor de selección de modo, identificado como 20F, tiene parámetros tanto para la energía de alta frecuencia como la estimulación. Los guiones (--), indicados por 10F en la figura, representan temperatura, que es irrelevante en este modo ya que sin suministro de energía no hay calentamiento terapéutico y todos los electrodos leerán temperatura corporal (que por supuesto se visualizarla) Las salidas de los electrodos, representadas por 60F, indican de nuevo que tres conexiones a cualquier número de electrodos superior a uno deberían estar cubiertas dentro del alcance que se contempla para esta invención. Temp fijada se representa por 5F en la figura, y su valor asociado se representa por 40F en la figura y se representa como una visualización de dos dígitos.

La Figura 7 es otra realización a modo de ejemplo. Se ilustra un botón de selección de modo, 10G, que permite que el usuario seleccione entre modos EMG, de AF y de estimulación. Cuando se selecciona modo de estimulación o EMG, un dígito(s) representado

por 90G indica qué electrodo se selecciona, ya que en estos modos es importante seleccionar un electrodo cada vez, y saber qué electrodo se selecciona. La selección de electrodos se hace por el botón identificado como 50G en la figura. En esta realización particular, la temperatura fijada por el usuario se identifica como un botón indicado por 30G, y el valor de temperatura fijada se representa por 80G en la figura, y se incorpora dentro de unos medios gráficos bidimensionales 20G de visualización. Una gráfica de tiempo frente a temperatura se indica por 110G en la figura, y las temperaturas individuales de los electrodos, si se selecciona AF en la selección de modo, se indica por 100G en la figura. 40G indica de nuevo tres salidas, y 70G representado por las líneas de puntos indica que se contemplan más de tres electrodos o menos de tres electrodos (siempre que el número de electrodos sea superior a uno). 60G identifica un botón de registro. Este botón se usa en el modo de estimulación ya que el usuario debe identificar qué umbral de voltaje de estimulación va a aguardarse para la futura visualización.

Mientras que la divulgación se ha descrito con referencia a realizaciones a modo de ejemplo, aquellos expertos en la técnica entenderán que pueden hacerse diversos cambios y los equivalentes pueden ser sustituidos por elementos de los mismos sin alejarse del alcance de la divulgación. Además, pueden hacerse muchas modificaciones para adaptar una situación o material particular a las enseñanzas de la divulgación sin alejarse del alcance esencial de la misma. Por tanto, se pretende que la divulgación no se limite a la realización particular desvelada como el mejor modo contemplado para llevar a cabo esta divulgación, sino que la divulgación incluya todas las realizaciones que se encuentran dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema para realizar procedimientos de modificación nerviosa en el cuerpo de un paciente, que comprende:

un dispositivo (10) en conexión con al menos dos electrodos (60), en el que están incorporados sensores de temperatura (11B) en las porciones de punta de dichos electrodos (60); una fuente de energía de alta frecuencia operativamente asociada a tal dispositivo, en el que dicha energía de alta frecuencia puede suministrarse independientemente y simultáneamente a cada dicho electrodo (60); y un circuito de control por retroalimentación configurado para regular el suministro de energía a cada dicho electrodo (60) de manera que se mantenga una temperatura fijable por el usuario en las porciones de la punta del electrodo de manera que se trate un nervio diana,

comprendiendo dicho dispositivo además una interfaz de usuario que visualiza señales EMG que se registran a partir de cada uno de los electrodos (60) para determinar si el nervio diana se trató satisfactoriamente.

2. Un sistema según reivindicación 1, en el que dichos electrodos están al menos parcialmente aislados eléctricamente sobre al menos parte de un eje de

dicho electrodo (60).

3. Un sistema según reivindicación 1 ó 2, que comprende además una interfaz de usuario que permite al usuario fijar la temperatura deseada de cada uno o todos los electrodos (60).

4. Un sistema según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el que dicha fuente de energía de alta frecuencia también puede suministrar pulsos de estimulación de baja frecuencia (1-1000 Hz).

5. Un sistema según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en el que dicha interfaz de usuario comprende además al menos unos medios (40D) de visualización configurados para visualizar la representación gráfica de la temperatura de cada punta de electrodo, y/o el tiempo frente a la temperatura de cada uno de dichos electrodos (60).

6. Un sistema según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en el que la interfaz de usuario también puede suministrar representaciones audibles de la señal EMG.

7. Un sistema según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en el que la interfaz de usuario también puede registrar y visualizar umbrales de estimulación sensorial seleccionables por el usuario de cada uno de dichos electrodos.

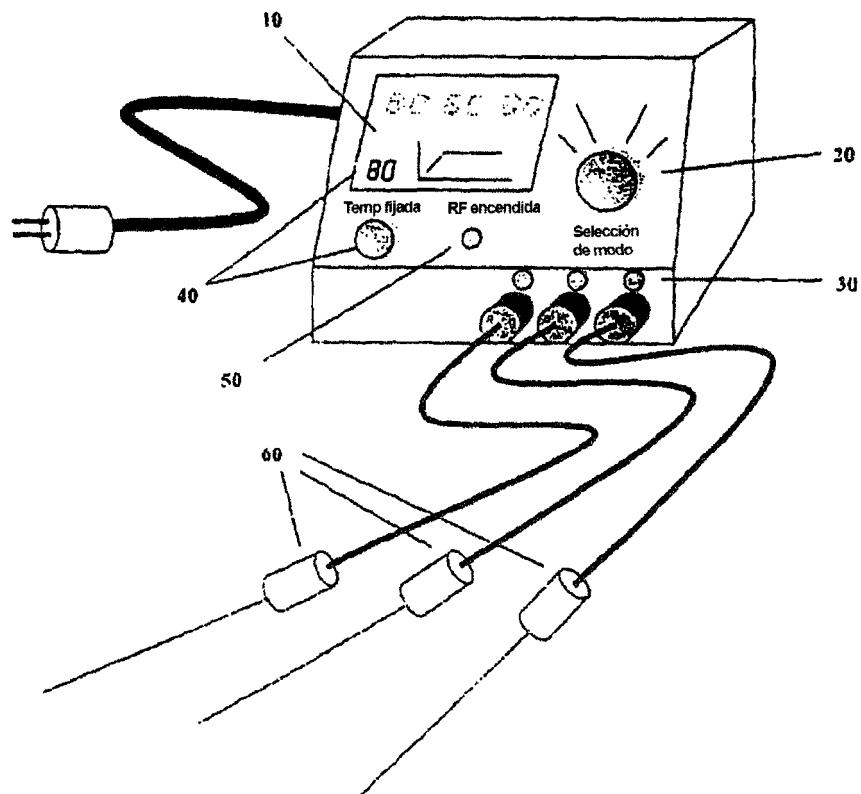


Figura 1

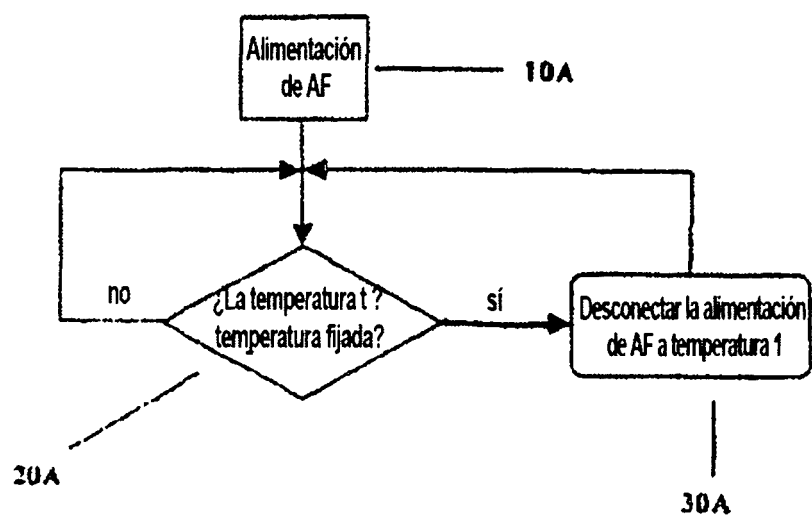


Figura 2

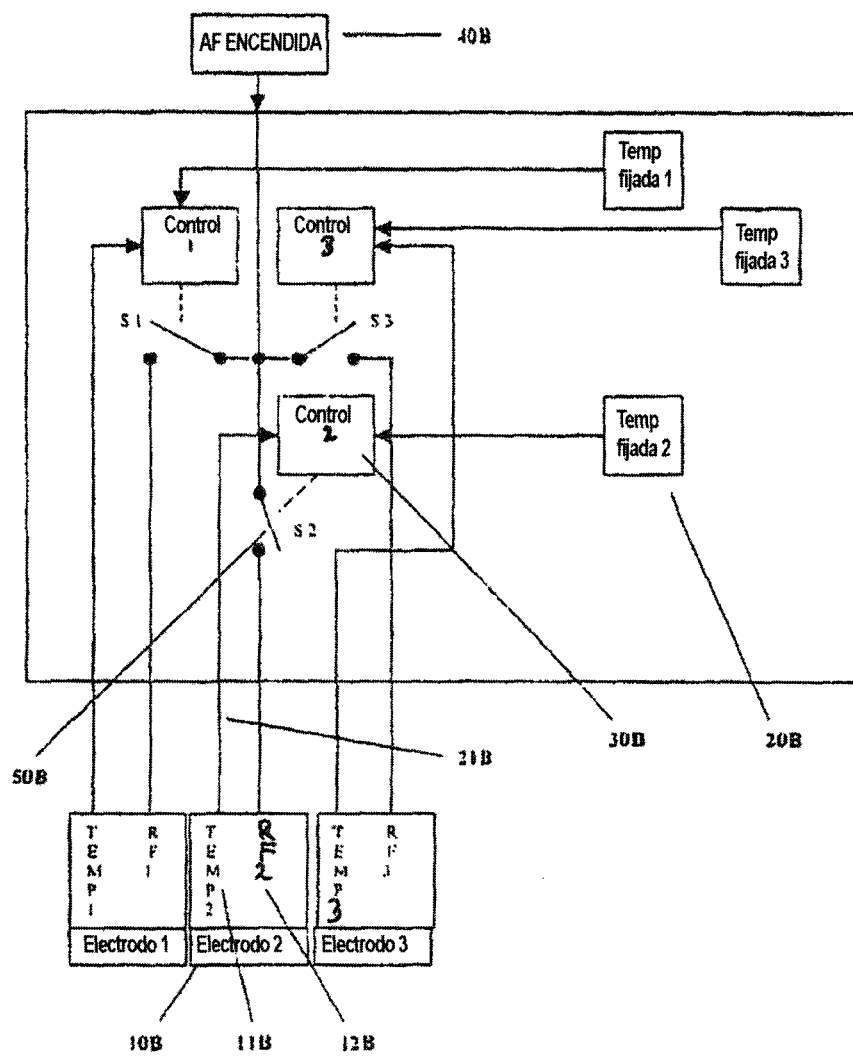


Figura 3

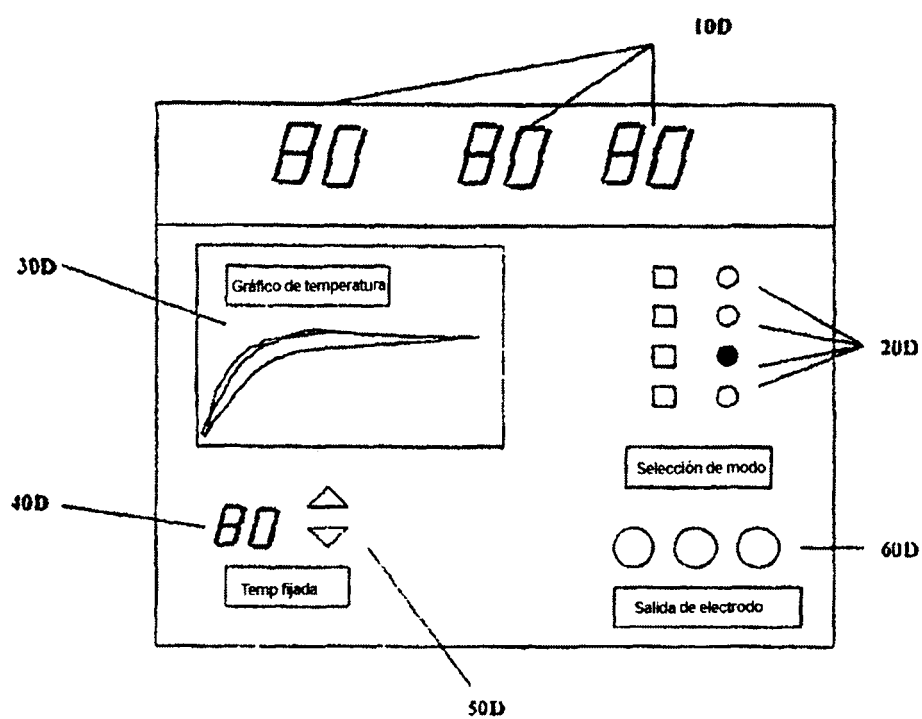


Figura 4

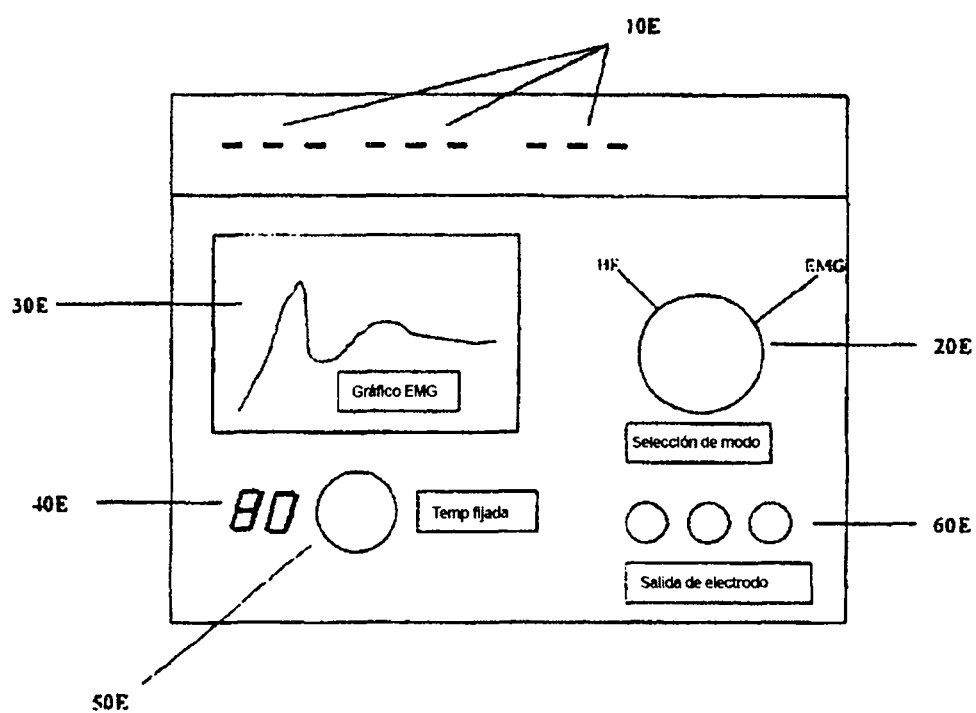


Figura 5

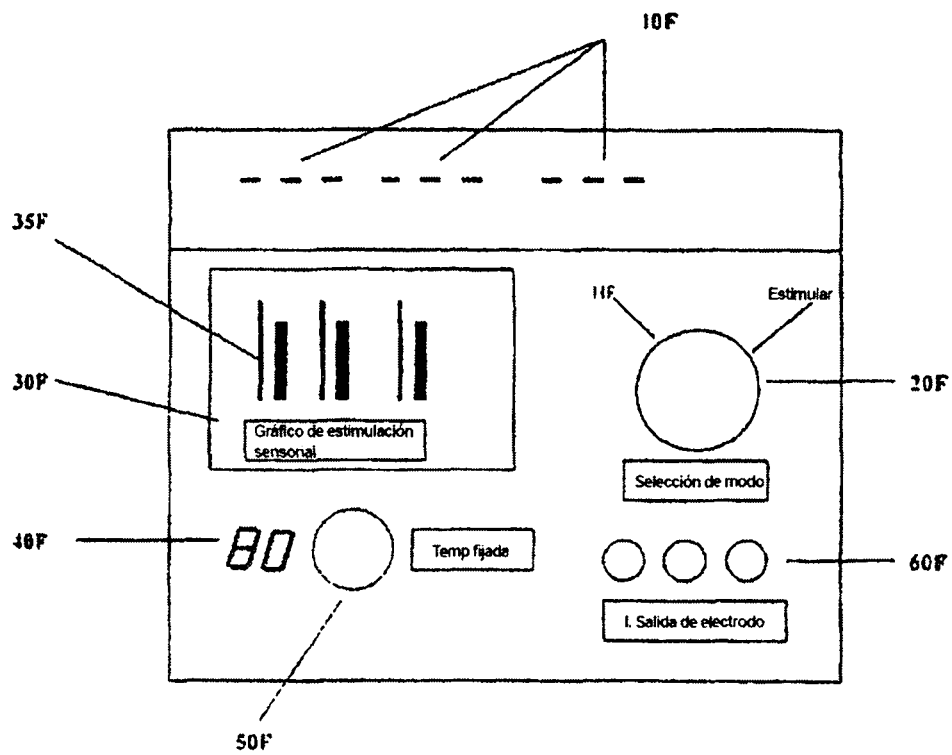


Figura 6

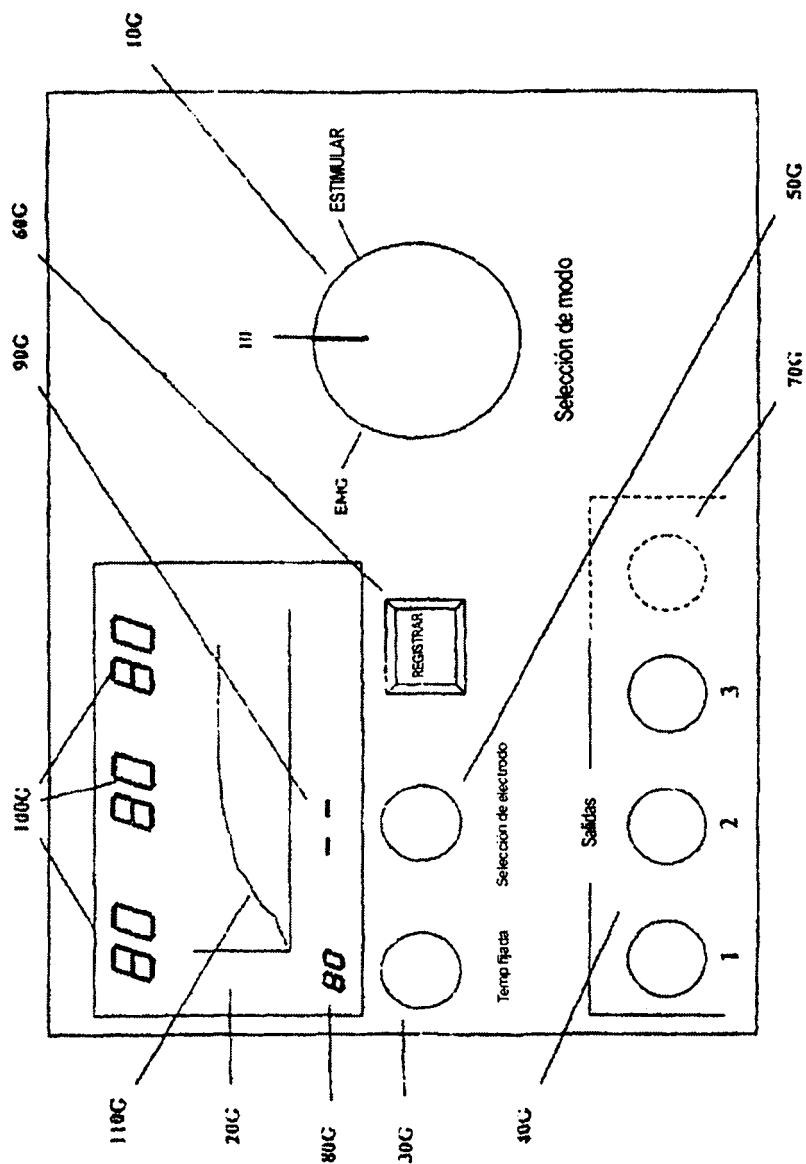


Figura 7