

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 446 340**

51 Int. Cl.:

A61N 1/36

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **11.03.1999 E 99912443 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **18.12.2013 EP 1064047**

54 Título: **Sistemas de electro-estimulador de nervios**

30 Prioridad:

18.03.1998 US 78413 P
17.12.1998 US 213558

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
07.03.2014

73 Titular/es:

UROPLASTY, INC. (100.0%)
5420 Feltl Road
Minnetonka, MN 55343 , US

72 Inventor/es:

MALANEY, JAMES;
MORRIS, ROBERT, A.;
STOLLER, MARSHALL, L. y
GLEASON, CURTIS, A.

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 446 340 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

Sistemas de electro-estimulador de nervios

Antecedentes de la invención

5 Los fisioterapeutas, quiroprácticos y otros proveedores de servicios médicos han utilizado la estimulación muscular y de nervios para tratar diversas dolencias. Estos proveedores de servicios médicos han utilizado la estimulación electrónica muscular (EMS, electronic muscle stimulation) y la estimulación eléctrica transcutánea nerviosa (TENS, transcutaneous electrical nerve stimulation) para el tratamiento de músculos y la rehabilitación de las articulaciones, así como de dolores crónicos. Los urólogos y los ginecólogos/obstetras han utilizado una forma de TENS para la estimulación del suelo pélvico para tratar la incontinencia y el dolor pélvico. Además, los proveedores de servicios médicos han venido utilizado una gran variedad de estimuladores implantables y percutáneos para tratar el dolor, para crear bloqueos locales de los nervios y para tratar la incontinencia, la enfermedad de Parkinson y la esclerosis múltiple.

15 La estimulación transcutánea, es decir, los estimuladores que no penetran físicamente en la superficie de la piel, son menos invasivos que los estimuladores implantables y percutáneos. Sin embargo, los estimuladores transcutáneos suelen requerir mayores niveles de corriente que los estimuladores implantables y percutáneos. Los mayores niveles de corriente pueden ocasionar irritación e incomodidad cuando se utilizan durante largos períodos. Además, dado que los estimuladores transcutáneos estimulan en la superficie de la piel, su lugar de destino generalmente abarca un área grande. De este modo, los estimuladores transcutáneos pueden no ser sumamente eficaces para la estimulación directa de los nervios.

20 Más típicamente, los proveedores utilizan estimuladores implantables cuando existe la necesidad de una estimulación directa o estimulación continua de los nervios. Los estimuladores implantables pueden liberar a un paciente de la necesidad de un tratamiento manual constante y frecuente. Sin embargo, los estimulantes implantables pueden ocasionar incomodidad, y a menudo ocasionan un dolor más grave en el lugar de implante.

25 Los estimuladores percutáneos proporcionan una estimulación directa del nervio sin la invasión de un implante. Sin embargo, los estimuladores percutáneos tradicionales necesitan estar muy cerca de un nervio de destino. El movimiento de la aguja de estimulación puede tener como resultado la pérdida de la capacidad de estimular el nervio de destino. Un proveedor de servicios médicos a menudo necesita volver a insertar y/o colocar la aguja percutánea durante el tratamiento. Además, la impedancia de carga que proporciona el tejido subcutáneo es baja. Esa impedancia baja puede resultar en la transmisión no deseada o accidental de niveles relativamente elevados de corriente. Esos niveles relativamente elevados de corriente pueden provocar daños a los tejidos y a los nervios.

30 La memoria descriptiva de patente internacional nº WO-A-97/49453 describe un método y un sistema para alterar o modificar la función del tejido nervioso en un paciente. A través de un electrodo se aplica una señal electromagnética al tejido neural.

35 Un objeto de la invención es proporcionar sistemas de estimulador que proporcionen la no invasión de los sistemas transcutáneos con la eficacia de los sistemas percutáneos.

Otro objeto de la invención es proporcionar sistemas y métodos con menos probabilidad de daño a los nervios y a los tejidos.

Incluso otro objeto de la invención es proporcionar sistemas baratos y duraderos de electro-estimulación de los nervios.

40 Otros objetos generales y más específicos de esta invención en parte serán obvios y en parte serán evidentes a partir de los dibujos y de la descripción que sigue.

Compendio de la invención

Según un aspecto de la presente invención, se proporciona un aparato para la electro-estimulación nerviosa como se especifica en la reivindicación 1.

45 En un aspecto, la presente invención se dirige a sistemas de electro-estimulador nervioso transcutáneo-percutáneo que sean mínimamente invasivos y que sean eficaces en la estimulación nerviosa directa. Un sistema según un aspecto de la invención incluye un generador de impulsos, un electrodo transcutáneo acoplado eléctricamente al generador de impulsos, y un electrodo percutáneo acoplado eléctricamente al generador de impulsos y que tiene un extremo para la inserción en el cuerpo del paciente. El generador de impulsos produce impulsos que se acoplan entre el electrodo transcutáneo y la aguja percutánea. El electrodo transcutáneo se coloca próximo al lugar de estimulación seleccionado sobre la superficie de la piel. Preferiblemente, el electrodo transcutáneo se coloca distal del lugar de estimulación. El electrodo percutáneo se inserta a través de la piel en las proximidades de un lugar interno de estimulación, preferiblemente en las proximidades del nervio a estimular. Los impulsos del generador de

impulsos atraviesan el lugar de estimulación interna al pasar entre el electrodo transcutáneo y el electrodo interno percutáneo.

5 En otro aspecto de esta invención, el electrodo transcutáneo permite la máxima dispersión de corriente en el lugar de aplicación. En una realización, la capa interna del electrodo está revestida con un metal sumamente conductor, tal como plata, para dispersar rápidamente la corriente estimuladora por toda la superficie del electrodo.

10 En otro aspecto de esta invención, dado que el sentido del campo eléctrico puede reducir la intensidad requerida, el sistema incluye un mecanismo para asegurar una polaridad particular de la corriente estimuladora. Según este aspecto de la invención, el sistema tiene un electrodo transcutáneo que se conecta fijamente al primer hilo conductor. Además, el primer y el segundo hilo conductor se combinan en un extremo en un único cable para interaccionar con el generador de impulsos. El cable es "con guía" para tener una interfaz con el generador de impulsos de modo que el electrodo transcutáneo siempre es positivo y el electrodo percutáneo siempre es negativo. En otras palabras, el cable se puede enchufar en el generador de impulsos solo de una manera.

15 En otro aspecto de esta invención, el circuito eléctrico del generador de impulsos tiene una salida de impulsos de corriente acoplada de CA, e incluye un elemento para medir la cantidad de corriente entregada directamente al paciente. Los estimuladores de pacientes son más seguros cuando los circuitos de salida son con acoplamiento de CA. Los circuitos con acoplamiento de CA garantizan que no pasa corriente de CC al cuerpo. Los estimuladores tradicionales consiguen una salida con acoplamiento de CA utilizando un transformador de corriente. Un sistema según una realización de la presente invención incluye unos circuitos que crean una salida con acoplamiento de CA y sin la necesidad de un transformador de corriente al utilizar un condensador de bloqueo de CC junto con las siguientes características de circuito: un circuito formador de impulsos, una fuente de tensión de aumento de CC-CC, un circuito de conmutación y un control de realimentación de sentido de la corriente/ajuste de estimulación.

20 En otro aspecto de esta invención, el circuito incluye un recorrido de descarga para el condensador de bloqueo de CC que tiene una constante de tiempo de descarga óptima para adaptarse a la anchura de impulso deseada, un ciclo de trabajo y un intervalo esperado de carga del impulso de salida. Un condensador puede servir como un bloqueo de CC que todavía deja paso a impulsos de corriente con tiempos de subida y bajada suficientemente rápidos. Sin embargo, después de varios impulsos el condensador puede cargarse si no se proporciona un recorrido de descarga. Esta tensión de carga acumulada se resta eficazmente de la tensión de alimentación disponible por lo que se entrega poca o nada de energía de impulso a la carga. El recorrido de descarga en este circuito se diseña preferiblemente para minimizar la posible caída durante el impulso de salida y todavía asegurar la descarga completa en el momento que llega el siguiente impulso.

25 En otro aspecto de esta invención, el circuito de generador de impulsos incluye la opción de una configuración de descarga activa o pasiva. En la configuración pasiva, en el circuito de salida se puede incluir una resistencia de descarga paralela al condensador de bloqueo de CC y a la carga de salida. En la configuración activa, para descargar el condensador de bloqueo se puede utilizar un conmutador de tipo de transistor. El conmutador puede descargar momentáneamente el condensador cuando el impulso de salida no está activo.

30 En otro aspecto de esta invención, el circuito de salida eléctrica tiene fija la frecuencia y la anchura de impulso en un valor óptimo para una aplicación dada. El circuito de salida eléctrica sólo permite a los usuarios ajustar el umbral de corriente de estimulación. De este modo, el circuito de salida eléctrica impide que el usuario ajuste los parámetros a valores que se encuentran por debajo del nivel óptimo o incluso son perjudiciales, a la vez que hace que el dispositivo sea más fácil de usar.

35 En otro aspecto de esta invención, el electrodo percutáneo puede ser en forma de una aguja que tiene una parte revestida o aislada para permitir puntos de estimulación más precisa. En una realización, una parte del cuerpo de aguja está cubierto o revestido con un material eléctricamente aislante, mientras que la extremidad de aguja está expuesta para permitir el contacto eléctrico con el tejido del paciente.

40 En otro aspecto de esta invención, el generador de impulso es alimentado por batería y es lo suficientemente pequeño como para ser llevado cómodamente por el paciente. Por ejemplo, el generador de impulsos puede ser lo suficientemente pequeño como para llevarse en torno a una pierna o cualquier otra extremidad del cuerpo usando un pequeño envoltorio similar a un manguito de presión sanguínea.

Breve descripción de los dibujos

45 Estas y otras características y ventajas de la presente invención se entenderán más completamente por referencia a la siguiente descripción detallada junto con los dibujos adjuntos en los que los números de referencia similares hacen referencia a elementos similares y en los que:

La FIG. 1 es una ilustración de los componentes de un sistema de electro-estimulación nerviosa según una realización de la invención;

55 La FIG. 1A es una ilustración esquemática de un generador de impulsos del sistema de electro-estimulación nerviosa de la FIG. 1 según una realización de la invención; La FIG. 1B es una ilustración esquemática de un

generador de impulsos del sistema de electro-estimulación nerviosa de la FIG. 1 según una segunda realización de la invención;

La FIG. 2 es un diagrama de bloques de los circuitos del generador de impulsos de la FIG. 1;

5 La FIG. 2A es un diagrama esquemático del condensador de bloqueo y un circuito pasivo de descarga del generador de impulsos del sistema de electro-estimulación nerviosa de la FIG. 1;

La FIG. 2B es un diagrama esquemático del condensador de bloqueo y un circuito activo de descarga del generador de impulsos del sistema de electro-estimulación nerviosa de la FIG. 1;

La FIG. 3 es la forma de onda de la corriente de salida del sistema de estimulación de la FIG. 1;

10 La FIG. 4 muestra una vista en sección transversal del electrodo transcutáneo de la FIG. 1; y La FIG. 5 muestra una vista en sección transversal de la aguja percutánea de la FIG. 1.

Descripción detallada

15 La FIG. 1 muestra una realización de un sistema de estimulador combinado transcutáneo-percutáneo según la invención. El sistema 11 incluye un generador de impulsos 10, un primer hilo conductor 16 acoplado eléctricamente al generador de impulsos 10, un electrodo transcutáneo 14 acoplado eléctricamente al primer hilo conductor 16, un segundo hilo conductor 18 acoplado eléctricamente al generador de impulsos 10 y una aguja de electrodo percutáneo 12 acoplada eléctricamente al segundo hilo conductor 18.

20 En la FIG. 1A se ilustra un generador de impulsos 10 según un aspecto de la invención e incluye un alojamiento eléctricamente aislante 13 para los componentes electrónicos y unos orificios de conexión 22, 23 para el primer y el segundo hilo conductor 16 y 18, respectivamente. Como alternativa, los hilos conductores se pueden combinar en un solo cable en un extremo para la conexión con una única interfaz en el generador de impulsos. El generador de impulsos 10 puede incluir un interruptor de encendido/apagado y un control de intensidad 20.

25 Haciendo referencia nuevamente a la FIG. 1, según una realización de la invención, el generador de impulsos 10 es un pequeño generador de impulsos de mano que funciona con batería que produce pequeños impulsos de corriente que pasan entre un electrodo transcutáneo 14 y una aguja percutánea 12. El electrodo 14 se coloca 'aguas abajo', es decir, distal, del lugar seleccionado de estimulación 15 en la superficie de la piel. La aguja de electrodo percutáneo 12 se inserta a través de la piel en una ubicación y a una profundidad que lleva la extremidad a las proximidades de un nervio o de unos nervios a estimular. Los impulsos de corriente atraviesan el lugar de estimulación interna al pasar desde el electrodo transcutáneo 14 a la aguja de electrodo percutáneo interno 12, como indica la flecha i en la FIG. 1.

30 Ventajosamente, la densidad de corriente y la subsiguiente intensidad generada de campo eléctrico entre el electrodos de superficie y la aguja percutánea es mayor que la generada por los tradicionales estimuladores percutáneos. Una mayor intensidad de campo eléctrico facilita la ubicación del lugar de los electrodos transcutáneos y de la aguja percutánea. Por otra parte, la impedancia de carga a través de la superficie de la piel es mucho mayor que la impedancia interna. Esta impedancia de carga relativamente alta reduce la probabilidad de daño a los tejidos y a los nervios debido a los impulsos de alta corriente. El electrodo transcutáneo también crea una interfaz capacitiva que atenúa la corriente continua perjudicial. Además, el sistema, según una realización de la invención, sólo tiene una aguja percutánea, lo que disminuye la invasión del procedimiento de estimulación nerviosa.

35 El sistema 11 de la presente invención es particularmente adecuado para el tratamiento de la incontinencia urinaria de urgencia según el siguiente ejemplo de procedimiento. El electrodo transcutáneo 14 se coloca en la piel del paciente distal en el lugar seleccionado de estimulación 15. La aguja percutánea 12 se coloca para penetrar en la piel del paciente y se hace avanzar a las proximidades del lugar de estimulación 15. El generador de impulsos 10 se activa luego para generar impulsos de corriente. Los impulsos de corriente del generador de impulsos 10 atraviesan el lugar interno de estimulación 15 al pasar desde el electrodo transcutáneo 14 a la aguja percutánea 15.

45 Los expertos en la técnica apreciarán que el sistema de estimulación nerviosa de la presente invención es eficaz no sólo para el tratamiento de la incontinencia de urgencia, sino también puede ser eficaz para estimulación muscular y nerviosa para tratar otras numerosas situaciones, entre ellas, por ejemplo, rehabilitación de músculos y articulaciones, dolor crónico, enfermedad de Parkinson y esclerosis múltiple. Además, el sistema se puede utilizar para controlar el dolor y crear bloqueos de los nervios, así como en cualquier otra aplicación en la que sea deseable proporcionar estimulación eléctrica muscular y/o nerviosa.

50 La intensidad de corriente necesaria para producir el resultado deseado, p. ej., alivio sintomático a un paciente, puede variar, por lo menos en parte, en función del sentido del campo eléctrico. De este modo, el sistema 11 puede incluir un mecanismo para asegurar una polaridad particular de la corriente estimuladora. Esto puede lograrse mediante la conexión del electrodo transcutáneo 14 al primer hilo conductor 16 y la combinación del primer y el segundo hilo conductor 16, 18 en un único cable 17 en un extremo para la conexión con la interfaz del generador de impulsos 10, como se ilustra en la FIG. 1B. Además, el cable 17 puede ser 'con guía' para evitar que el cable se

enchufe al revés. Con estas medidas de salvaguarda, durante un impulso de corriente, la corriente fluye desde el electrodo transcutáneo a la aguja percutánea.

El generador de impulsos 10 tiene una salida de corriente con acoplamiento de CA e incluye un elemento para medir la cantidad de corriente suministrada directamente al paciente. Los estimuladores de pacientes son más seguros cuando los circuitos de salida son con acoplamiento de CA. Los circuitos con acoplamiento de CA aseguran que no pasa corriente de CC al cuerpo de un paciente. Los estimuladores tradicionales a menudo logran el acoplamiento de CA utilizando transformadores de corriente. Sin embargo, un transformador es a menudo muy grande y pesado. La tensión producida por un transformador en una placa de circuito y las estructuras internas de soporte pueden ocasionar fallos en el circuito. El circuito de salida del transformador usualmente mide la corriente primaria y realmente no mide la corriente secundaria entregada.

Con referencia a la FIG. 2, una realización de esta invención incluye unos circuitos que crean una salida con acoplamiento de CA sin la necesidad de un transformador de corriente al utilizar un condensador de bloqueo de CC 40 junto con las siguientes características de circuito: un control de corriente 30 que incluye preferiblemente un circuito formador de impulsos, un convertidor de tensión de aumento de CC-CC 38, un circuito de conmutación 37, y un control de realimentación de sentido de corriente/ajuste de estimulación 46. Como resultado, el generador de impulsos 10 es una fuente de corriente. Un controlador 44, tal como un circuito integrado MAX773, disponible de Maxim Integrated Products de Sunnyvale, California, controla el funcionamiento del generador de impulsos 10, incluso cuando sirve como controlador de realimentación para el convertidor de CC-CC 38 y para impulsar un detector de baja tensión 32. Un indicador de tensión baja 34 y un indicador de encendido/apagado 36 también son impulsados por el controlador 44. El control de realimentación 46 de sentido/ajuste de estimulación se adapta para medir la corriente real entregada a la piel del paciente. Además, el ajuste 20 de control de intensidad de paciente permite que el paciente ajuste la corriente entregada.

El generador de impulsos 10 puede incluir un recorrido de descarga en forma de un circuito de descarga 42 para el condensador de bloqueo de CC 40. El circuito de descarga 42 tiene una constante de tiempo de descarga óptima para adaptarse a la anchura deseada de impulso, el ciclo de trabajo y el intervalo esperado de carga del impulso de salida. Un condensador, tal como un condensador de bloqueo de CC 40, puede servir como un bloqueo de CC y todavía dejar paso a impulsos de corriente con tiempos de subida y bajada suficientemente rápidos. Sin embargo, después de varios impulsos el condensador puede cargarse si no se proporciona un recorrido de descarga. Esta tensión de carga acumulada se resta eficazmente de la tensión de alimentación disponible por lo que se entrega poca o nada de energía de impulso a la carga. El recorrido de descarga en esta realización minimiza la posible caída durante el impulso de salida y todavía asegura la descarga completa en el momento que llega el siguiente impulso.

El circuito de descarga 42 puede proporcionarse en una configuración activa o pasiva. En la configuración activa, para descargar el condensador de bloqueo 40 se utiliza un conmutador 112, de tipo de transistor, tal como BSS123LT de Motorola, Inc., como se ilustra en la FIG. 2B. El conmutador 112 puede descargar momentáneamente el condensador cuando el impulso de salida no está activo. Durante una descarga activa, el circuito de descarga 42 puede ser controlado por el controlador 44 mediante una conexión eléctrica 43 (FIG. 2).

En la configuración pasiva, en el circuito de salida se incluye una resistencia de descarga 102 paralela al condensador de bloqueo CC y a través de la carga de salida 103 a través del electrodo percutáneo, como se ilustra en la FIG. 2A. Durante la descarga pasiva, el circuito de descarga 42 se acopla (como muestra la línea de trazos 45 en la FIG. 2) a la aguja percutánea 12, así como al electrodo transcutáneo 14. El controlador 44 no interacciona con el circuito de descarga 42 en la configuración pasiva de descarga y no es necesario que la conexión 43 esté presente.

El generador de impulsos 10, a través del control de realimentación 46 de sentido de corriente/ajuste de estimulación, puede tener la frecuencia y anchura de impulso fijas en un valor óptimo para una aplicación dada y sólo permitir al usuario ajustar el umbral de corriente de estimulación. Esto evita que el usuario ajuste los parámetros a unos valores que se encuentren por debajo del nivel óptimo mientras que facilita el uso del dispositivo en comparación con los estimuladores que permiten el ajuste de la frecuencia y de la anchura de impulso.

El generador de impulsos 10 es alimentado por batería a través de la batería 24 y preferiblemente es lo suficientemente pequeño como para ser llevado o sujetado cómodamente por el paciente. Por ejemplo, el generador de impulsos puede ser lo suficientemente pequeño como para llevarse en torno a una pierna o cualquier otra extremidad del cuerpo usando un pequeño envoltorio similar a un manguito de presión sanguínea. Además, el generador de impulsos puede ser lo suficientemente pequeño como para ser sostenido a mano, montado en un cinturón o del tamaño de un bolsillo.

Con referencia a la FIG. 3, una forma de onda de salida preferida 48 producida por un generador de impulsos según una realización de la invención tiene una anchura de impulso 52 de 100-300 ms, una intensidad de impulsos 50 de 1-10 mA, y un tiempo de ciclo de impulso 56 de 20-80 ms. Se apreciará que un generador de impulsos 10 según una realización de la invención puede proporcionar otras formas de onda, con diferentes anchuras de impulso, tiempos de ciclo de impulso, o intensidades de impulso, para conseguir un resultado terapéutico.

5 Con referencia a la FIG. 4, el electrodo transcutáneo 14 según una realización de la invención se diseña para ofrecer la máxima señal de dispersión al tener una capa de contacto interno 64 revestida con un material sumamente conductor, tal como la plata. Los electrodos tradicionales, que se utilizan en aplicaciones de monitorización, no tienen una capa interna sumamente conductiva. La ausencia de una capa interna sumamente conductiva es menos importante para los circuitos de monitorización de alta impedancia de entrada ya que experimentan poco flujo de corriente. Para los estimuladores de mayor nivel de corriente, sin embargo, pueden producirse unos puntos calientes si el electrodo se construye de materiales de baja conductividad.

10 De este modo, en una realización preferida, el electrodo transcutáneo se construye para tener una alta conductividad, p. ej., para evitar "puntos calientes". La FIG. 4 muestra un electrodo transcutáneo 14 con un hilo conductor conectado 16, y que incluye una serie de capas que incluyen espuma no conductiva 60, adhesivo sensible a la presión 62, plata 64, película de carbono 66 e hidrogel hipoalergénico biocompatible 68. Estas capas se presionan o emparedan juntas para formar el electrodo transcutáneo 14.

15 Con referencia a la FIG. 5, la aguja de electrodo percutáneo 12 ilustrada se construye de acero inoxidable de grado médico o de otro metal biocompatible. El diámetro de la aguja es preferiblemente pequeño (menos de 24 mm) lo que minimiza el trauma durante la inserción. Parte de la aguja extendida puede consistir en un asidero de metal o de plástico 70, p. ej., para proporcionar un agarre seguro para el usuario, al mismo tiempo que se minimiza el riesgo de descarga para el usuario.

20 En otro aspecto de la invención, la aguja preferiblemente puede revestirse de teflón o un material aislante similar 72 excepto para una zona de extremidad expuesta 74. Esto permite una mayor densidad de campo en la extremidad para obtener un funcionamiento de mayor precisión. La zona expuesta de extremidad de aguja debe tener un área superficial suficientemente grande como para no crear un campo de corriente local demasiado alto que pueda producir irritación o dolor. Por ejemplo, la extremidad de aguja puede tener una parte terminal (extremidad expuesta) 74 que se extiende entre 0,5 y 10 mm y preferiblemente 2,0 mm desde la extremidad de aguja.

25 De este modo se verá que se obtienen oficialmente los objetos expuestos anteriormente, entre los evidentes a partir de la descripción anterior. Dado que se pueden hacer diversos cambios en las construcciones anteriores, sin apartarse del alcance de la invención, se pretende que toda la materia contenida en la descripción anterior y mostrada en los dibujos adjuntos se interprete como ilustrativa y no en un sentido limitado.

30 Es necesario entender que las siguientes reivindicaciones pretenden abarcar todas las características genéricas y específicas de la invención descritas en esta memoria, y todas las declaraciones sobre el alcance de la invención, que como cuestión de lenguaje podrían encontrarse entremedio.

REIVINDICACIONES

1. Un aparato (11) para la electro-estimulación nerviosa, el aparato comprende un generador de impulsos, un electrodo transcutáneo y un electrodo percutáneo acoplado eléctricamente al generador de impulsos, en donde:
- a. el generador de impulsos (10) genera una salida de impulsos de corriente con acoplamiento de CA;
 - 5 b. el electrodo transcutáneo (14) se acopla eléctricamente al generador de impulsos (10) para entregar la salida de impulsos de corriente con acoplamiento de CA desde el generador de impulsos (10) a la piel del paciente;
 - c. el electrodo percutáneo (12) se acopla eléctricamente al generador de impulsos (10) y tiene un primer extremo (74) para la inserción en el cuerpo de un paciente en las proximidades de un lugar de estimulación interna (15) para recibir los impulsos de corriente con acoplamiento en CA desde el electrodo transcutáneo (14);
- 10 en donde el generador de impulsos (10) incluye:
- i. una batería (24) para proporcionar corriente;
 - 15 ii. un circuito de oscilador acoplado eléctricamente a la batería (24) para proporcionar impulsos de corriente;
 - iii. un convertidor de tensión en aumento de CC-CC (38) acoplado eléctricamente a la batería (24) para cambiar la tensión de CC proporcionada por la batería (24);
 - iv. un condensador de bloqueo de CC (40) acoplado eléctricamente al electrodo transcutáneo (14) y al convertidor de tensión de aumento de CC-CC (38);
 - 20 v. un control de corriente (30) que incluye un circuito formador de impulsos acoplado eléctricamente al circuito de oscilador para dar forma a los impulsos de corriente del circuito oscilador;
 - vi. un circuito de control de realimentación (46) acoplado eléctricamente al electrodo percutáneo (12) y al circuito de formación de impulsos, y que se adapta para medir la corriente real entregada a la piel del paciente y para ajustar la corriente entregada.
- 25 2. Un aparato según la reivindicación 1, en donde el electrodo transcutáneo (14) incluye una capa (64) que comprende plata.
3. Un aparato según la reivindicación 1 o 2, en donde el generador de impulsos (10) incluye además un circuito de descarga (42) para el condensador de bloqueo de CC (40).
4. Un aparato según la reivindicación 3, en donde el circuito de descarga (42) incluye un circuito activo.
- 30 5. Un aparato según la reivindicación 4, en donde el circuito activo incluye un conmutador (112) para proporcionar un recorrido de descarga momentánea para el condensador de bloqueo de CC (40) y unos medios de activación de conmutador para activar el conmutador en sincronización con los impulsos de corriente.
6. Un aparato según la reivindicación 4 o la reivindicación 5, en donde el circuito de descarga (42) incluye un circuito pasivo.
- 35 7. Un aparato según la reivindicación 6, en donde el circuito pasivo incluye una resistencia (102) acoplada eléctricamente al condensador de bloqueo de CC (40) para proporcionar un recorrido de descarga para el condensador de bloqueo de CC (40).
8. Un aparato según la reivindicación 7, en donde el condensador de bloqueo de CC (40) tiene una capacitancia seleccionada y la resistencia (102) tiene una resistencia seleccionada de tal manera que la constante de tiempo de la resistencia (102) acoplada al condensador de bloqueo de CC (40) tiene como resultado una descarga completa del condensador de bloqueo de CC (40) entre los impulsos sin ocasionar un deterioro sustancial de los impulsos.
- 40

FIG. 1

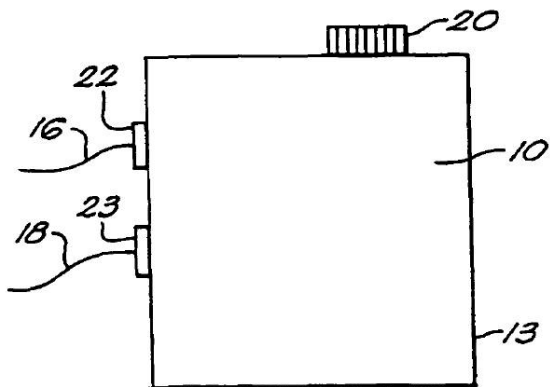
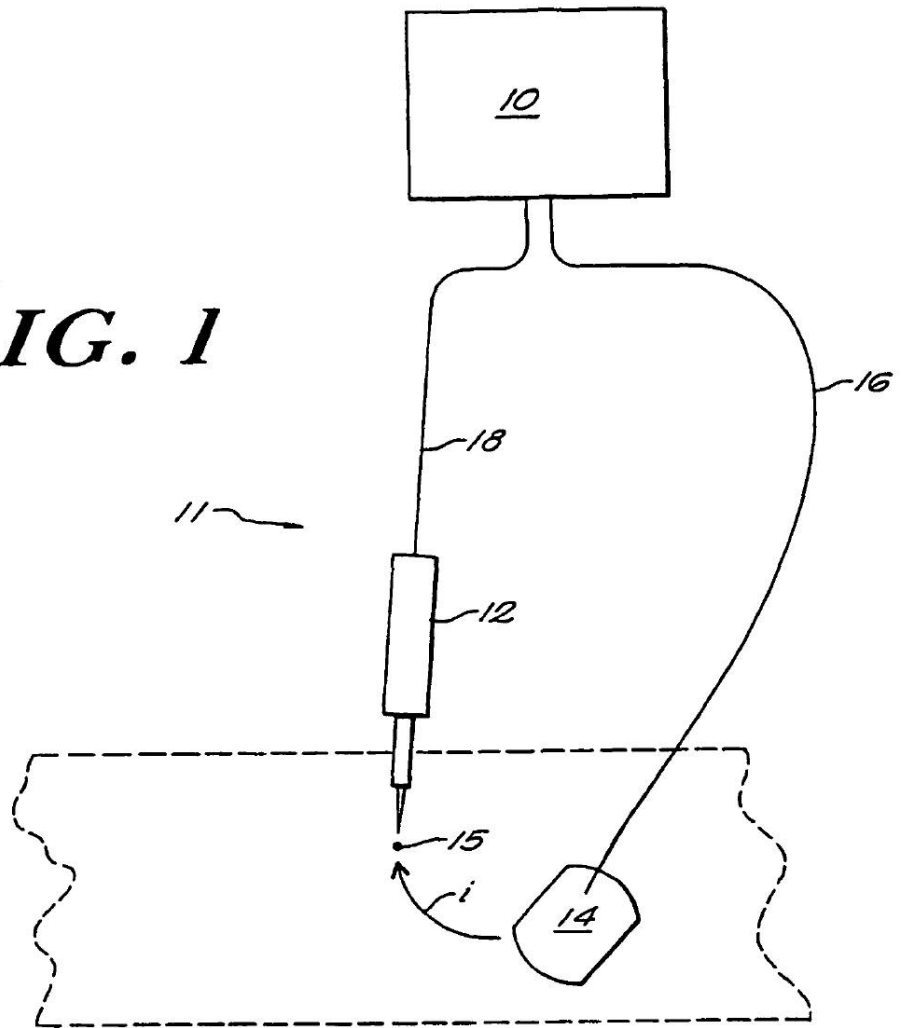


FIG. 1A

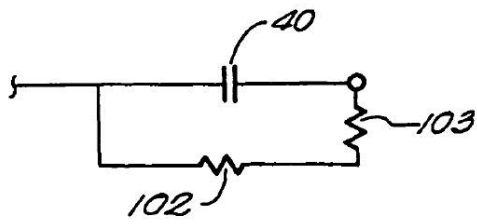


FIG. 2A

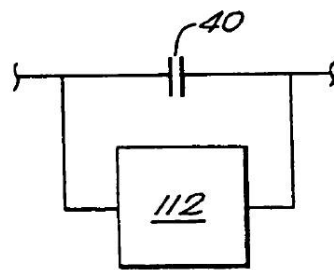


FIG. 2B

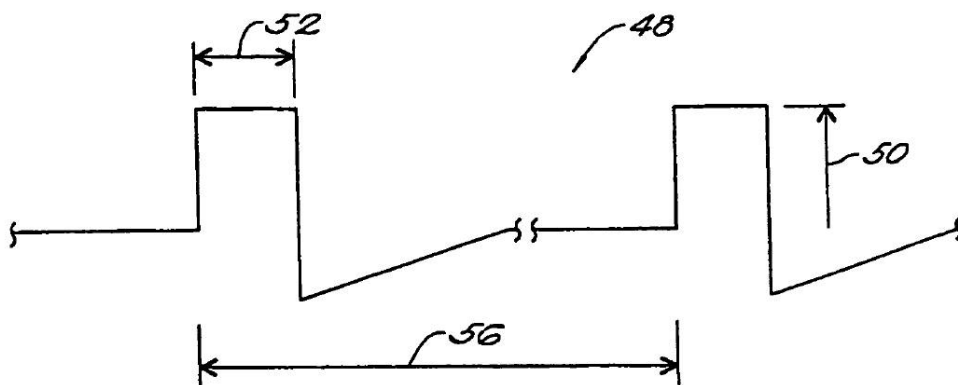


FIG. 3

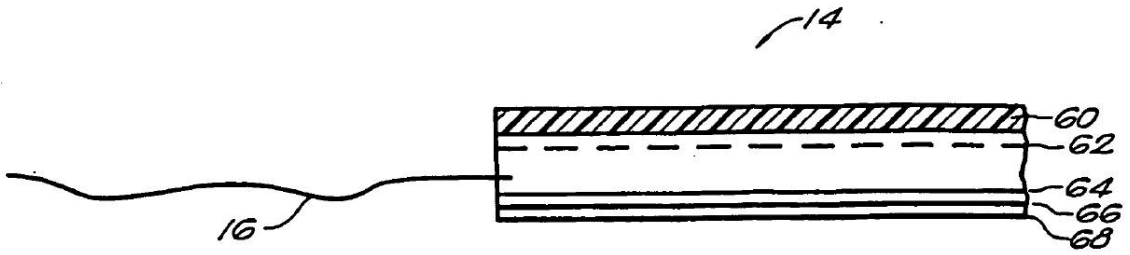


FIG. 4

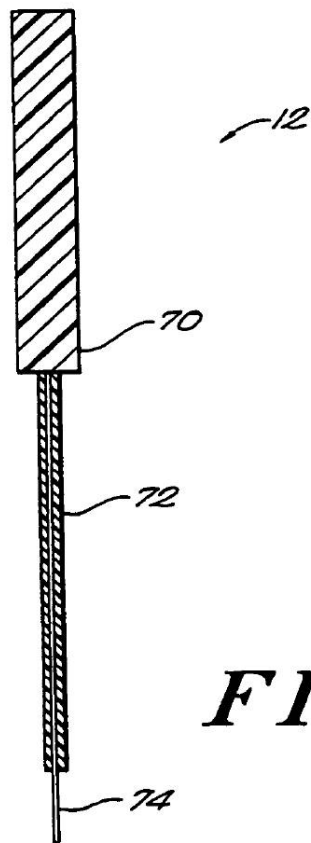


FIG. 5