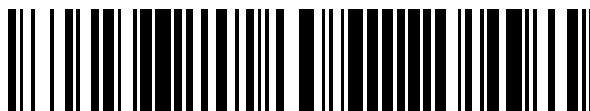


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 663 877**

51 Int. Cl.:

A61B 18/08 (2006.01)

A61B 90/90 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **13.03.2003 PCT/US2003/08183**

87 Fecha y número de publicación internacional: **25.09.2003 WO03079525**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **13.03.2003 E 03717991 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **10.01.2018 EP 1489982**

54 Título: **Fuente de alimentación para la identificación y control de herramientas quirúrgicas eléctricas**

30 Prioridad:

13.03.2002 US 99500

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

17.04.2018

73 Titular/es:

**MICROLINE SURGICAL, INC. (100.0%)
50 Dunham Road, Suite 1500
Beverly, MA 01915, US**

72 Inventor/es:

HOWELL, THOMAS

74 Agente/Representante:

ARIZTI ACHA, Monica

ES 2 663 877 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

Fuente de alimentación para la identificación y control de herramientas quirúrgicas eléctricas

5 **Campo de las invenciones**

Los dispositivos que se describen a continuación se refieren a fuentes de alimentación destinadas a suministrar energía eléctrica a instrumentos médicos.

10 **Antecedentes de las invenciones**

Muchos de los dispositivos quirúrgicos eléctricos se proporcionan en forma de herramientas quirúrgicas eléctricas, tal como un dispositivo de cauterización térmica que puede enchufarse a una fuente de alimentación separada. Por lo general, la energía suministrada a la herramienta quirúrgica eléctrica deberá controlarse cuidadosamente; así, la fuente de alimentación incluye circuitería para convertir la energía de CA disponible a energía de CA, RF o CC, a los niveles o frecuencias de energía de salida deseados. Por ejemplo, la Patente estadounidense 6,235,027 (22 de mayo de 2001) Thermal Cautery Surgical Forceps, de Herzon, muestra unos fórceps térmicos de cauterización que utilizan una fuente de alimentación para suministrar una corriente regulada a los elementos de calentamiento resistivos de los fórceps. Nuestros propios instrumentos de cauterización, tales como los fórceps de cauterización térmica Starion®, que incluyen fórceps con elementos de calentamiento resistivos dispuestos en las puntas de agarre, están diseñados para funcionar con nuestra fuente de alimentación quirúrgica PowerPack. Las versiones comercializadas actualmente de esta fuente de alimentación proporcionan una corriente a los elementos de calentamiento resistivos, en función de la carga de calor y la temperatura del dispositivo resistivo de calentamiento. Además de estos dos dispositivos, actualmente se comercializan muchos instrumentos quirúrgicos eléctricos para abordar diversas técnicas quirúrgicas, y la cantidad de instrumentos quirúrgicos disponibles ha ido en aumento. El aumento en la variedad de instrumentos quirúrgicos ha introducido un problema en las fuentes de alimentación de grado médico. La mayoría de las fuentes de alimentación pueden operar con diferentes tipos de instrumentos médicos, siempre que pueda establecerse una conexión eléctrica entre la fuente de alimentación y el instrumento. Sin embargo, un dispositivo médico fabricado por una compañía puede funcionar de manera ligeramente diferente a lo previsto cuando se utilice el dispositivo médico con una fuente de alimentación de otra compañía. Dado que muchos procedimientos médicos requieren un control preciso de las propiedades eléctricas del dispositivo médico, un cirujano o un médico pueden dañar involuntariamente a un paciente al utilizar una fuente de alimentación y un dispositivo médico de diferentes fabricantes. Por ejemplo, aunque el PowerPack Starion® proporciona la energía óptima a las diversas herramientas quirúrgicas eléctricas Starion®, para las cuales está diseñado, el uso de conectores disponibles para otros fabricantes de dispositivos médicos puede permitir utilizar con el PowerPack herramientas quirúrgicas eléctricas que no estén diseñadas para Starion®. Cuando se utiliza en combinación con herramientas quirúrgicas eléctricas de terceros, no es posible garantizar la administración de una potencia óptima a la herramienta. Así, puede ser que la herramienta no funcione como se desea, resultando en daños al paciente. Por lo tanto, se necesita una fuente de alimentación de grado médico que funcione únicamente con los instrumentos fabricados por ese fabricante, y que hayan sido probados con dicho modelo de fuente de alimentación.

A partir del documento EP 0 947 167 A1 se conoce un método para identificar instrumentos quirúrgicos, en el que los instrumentos quirúrgicos se conectan a una unidad de suministro de energía. Los instrumentos quirúrgicos comprenden al menos un activador de interruptor, que activa un interruptor complementario de la unidad de suministro de energía, al conectar el instrumento quirúrgico a la unidad de suministro de energía.

A partir del documento WO 94/10922 A1 se conoce un dispositivo para suministrar energía a un electrodo, para extirpar tejido endocárdico, que comprende un catéter y un generador, en el que el propio catéter emite al generador una señal de identificación representativa del tipo de electrodo, al conectar el catéter al generador.

50 **Sumario**

La invención se define en la reivindicación independiente 1 adjunta, las realizaciones preferidas se describen en las reivindicaciones dependientes.

Los métodos y dispositivos descritos a continuación se refieren a una fuente de alimentación que identifica una herramienta quirúrgica eléctrica, tal como un dispositivo de cauterización térmica, y solo proporciona energía a las herramientas quirúrgicas eléctricas identificadas por la fuente de alimentación. La fuente de alimentación utiliza un circuito de identificación de dispositivos y un circuito de corriente constante, para controlar la potencia de salida a una herramienta quirúrgica eléctrica. El circuito de identificación de dispositivos identifica si una herramienta quirúrgica eléctrica está diseñada para su uso con dicha fuente de alimentación. Si el circuito de identificación de dispositivos reconoce la herramienta quirúrgica eléctrica, entonces el circuito de corriente constante proporcionará una corriente o energía eléctrica constante a la herramienta. Adicionalmente, el circuito de corriente constante proporcionará a la herramienta la cantidad de energía requerida por ese dispositivo en particular. Si el circuito de

identificación de dispositivos no reconoce el dispositivo conectado a la fuente de alimentación, entonces el circuito de corriente constante no proporcionará energía al dispositivo.

Breve descripción de los dibujos

- 5 La Figura 1 ilustra la caja física de fuente de alimentación.
- La Figura 2 es un diagrama de bloques del sistema de fuente de alimentación.
- La Figura 3 es un diagrama de bloques del sistema de placa de alimentación.
- 10 La Figura 4 es un diagrama de circuito del circuito de identificación de dispositivos.
- La Figura 5 es una tabla de identificación de dispositivos que muestra valores específicos del resistor de identificación, el voltaje de identificación, y las salidas de comparador para tres dispositivos de cauterización térmica distintos y un dispositivo extraño.
- 15 La Figura 6 es un diagrama de circuito del circuito de corriente constante.
- La Figura 7 es un diagrama de circuito de un circuito de identificación de dispositivos alternativo.
- 20 La Figura 8 es un diagrama de circuito de un circuito de identificación de dispositivos alternativo, con conmutación.

Descripción detallada de las invenciones

25 La Figura 1 ilustra una caja física 1 de fuente de alimentación. La caja física 1 de fuente de alimentación habitualmente es un dispositivo accionado por CA, reutilizable y no estéril, diseñado para su uso exclusivamente con ciertos instrumentos, dispositivos médicos, dispositivos electroquirúrgicos u otras herramientas quirúrgicas eléctricas, tales como dispositivos de cauterización térmica. La fuente de alimentación está conectada a una fuente de energía de CA. La fuente de alimentación tiene un interruptor 2 de encendido y apagado, un conector 3 de energía de CA, un indicador LED 4 de energía, un mando de control 5 y una percha 6, adecuada para suspender la fuente de alimentación en un objeto de soporte, tal como un portasueros. La fuente de alimentación también está equipada con una entrada 7 para una placa de interfaz, placa de control o interruptores, y con una salida 8 al instrumento médico. La fuente de alimentación presenta unos requisitos de entrada de 100 a 240 VCA, a 50-60 Hz y a 80 W, presenta una salida máxima de 32VA, un voltaje sin carga de 5 V de CC, y se opera con un ciclo de trabajo de 5 segundos de encendido y 10 segundos de apagado aproximadamente. La corriente de salida está en el intervalo de 2,4A a 4,4A, dependiendo de qué instrumento se use y de la salida deseada por el usuario.

40 Una versión de la fuente de alimentación, prevista para su uso con instrumentos de cauterización, tiene tres niveles térmicos de salida: bajo, medio y alto. Los niveles corresponden a la salida térmica deseada del elemento o elementos resistivos de calentamiento del instrumento de cauterización térmica, y corresponden a las salidas de corriente de la fuente de alimentación. Un tono indica el nivel térmico que se está aplicando al dispositivo de cauterización. Por ejemplo, un tono bajo indica un ajuste térmico bajo, un tono bajo interrumpido indica un ajuste térmico medio, y un tono alto indica un ajuste térmico alto. Otros dispositivos cuentan con múltiples elementos de calentamiento, y cada elemento puede tener diferentes niveles de calentamiento. Para los dispositivos médicos con múltiples configuraciones o elementos, las diversas configuraciones y elementos serán ajustables. El ajuste de estas configuraciones o elementos normalmente se ve facilitado por una placa de interfaz, o placa de control, que puede conmutar entre niveles de potencia o elementos de calentamiento.

50 Las Figuras 2 y 3 ilustran realizaciones del dispositivo de cauterización térmica, la fuente de alimentación y el sistema de control. El sistema de control comprende el circuito de identificación de dispositivos, el circuito de corriente constante y, en caso de utilizarse, el circuito de voltaje de control y/o la placa de interfaz de usuario. Así, el sistema de control comprende un medio para conectar la fuente de alimentación conmutable al elemento resistivo de calentamiento, para proporcionar energía al elemento resistivo de calentamiento.

55 La Figura 2 es un diagrama de bloques del sistema de fuente de alimentación y el sistema de control. El bloque 11 es la entrada de alimentación de CA, y está equipado con un interruptor 13 de encendido/apagado. La energía de CA está conectada a una fuente 12 de alimentación de CC conmutable aislada, o convertidor de CA a CC, a través del interruptor 13. Sin embargo, el convertidor de CA a CC puede reemplazarse con un convertidor de CA a CA de baja frecuencia, un convertidor de CA a CA de alta frecuencia, o un convertidor de CA a CA de baja potencia. La fuente 12 de alimentación de CC conmutable aislada habitualmente tiene una salida de +5 voltios de CC. Adicionalmente, la fuente de alimentación de CC conmutable aislada está homologada por UL para el contacto cardíaco, lo que significa que la salida de la fuente de alimentación puede tocar directamente al paciente. La fuente 12 de alimentación de CC está conectada a una placa 14 de alimentación que contiene un circuito de corriente

- constante, un circuito de voltaje de control, y un circuito de identificación de dispositivos. La placa **14** de alimentación también está conectada a la herramienta quirúrgica eléctrica **15**, un LED **16** de potencia que indica si la fuente de alimentación está encendida, y una placa **17** de interfaz o de control. Un usuario puede introducir información a través de la placa de interfaz para modificar los ajustes de la placa de alimentación y, de este modo, afectar el funcionamiento del dispositivo de cauterización térmica. La placa **17** de interfaz está opcionalmente conectada a un módulo **18** de interruptores, que habitualmente presenta interruptores de pedal o de pulsador. La salida del módulo de interruptores permite al usuario seleccionar el nivel de potencia deseado para un procedimiento dado, o seleccionar otros modos de operación disponibles para dispositivos médicos particulares, cuando el módulo de interruptores esté conectado al sistema de control. Alternativamente, los interruptores pueden controlar directamente el nivel de potencia proporcionado al dispositivo médico. La placa **17** de interfaz también está conectada a un mando o interruptor **19** de control de corriente, un dispositivo LED **20** que indica si un dispositivo conectado puede funcionar con la fuente de alimentación, y un LED **21** de interruptor que indica la necesidad de uso del módulo **18** de interruptores. Obsérvese que pueden agregarse otras placas de interfaz a la placa de alimentación.
- 15 La Figura 3 es un diagrama de bloques del sistema de placa de alimentación. La placa **14** de alimentación está conceptualizada como tres circuitos: un circuito **26** de identificación de dispositivos, un circuito **27** de voltaje de control y un circuito **28** de corriente constante. El dispositivo quirúrgico eléctrico **15** se conecta eléctricamente al circuito **26** de identificación de dispositivos, y recibe corriente del circuito **28** de corriente constante. Se proporciona una fuente de alimentación de CC constante, V_{cc} (artículo **29**), para los tres circuitos **27**, **28** y **29**, y se opera para suministrar energía a aproximadamente +5 voltios de CC. Cabe observar que pueden agregarse otros bloques de circuito, tal como un circuito que proporcione un tono indicativo del nivel de potencia que atraviese el dispositivo médico o un circuito que facilite el uso de interruptores o pedales adicionales para controlar la potencia de salida de la fuente de alimentación.
- 25 La Figura 4 es un diagrama de circuito del circuito **26** de identificación de dispositivos, que incluye los tres diagramas que se muestran en la Figura 4. La porción del circuito de identificación de dispositivos mostrada en el área **35** (que comprende la caja **35** que se muestra con línea discontinua) contiene la porción del circuito de identificación ubicada en la herramienta quirúrgica eléctrica. La porción del circuito de identificación de dispositivos que se muestra en el área **35** comprende un componente eléctrico de identificación. En la realización mostrada en la Figura 4, el componente eléctrico de identificación es un resistor, aunque puede utilizarse a modo de componente eléctrico de identificación un condensador, un inductor u otro componente eléctrico capaz de identificar de manera única el dispositivo de cauterización. (En el caso de un condensador o un inductor, se modificará el circuito de identificación de dispositivos para utilizar el componente eléctrico de identificación elegido). La porción del circuito de identificación que se muestra en el área **36** (que comprende la caja **36** mostrada con línea discontinua) está ubicada en la caja de fuente de alimentación. Los diversos componentes del circuito de identificación de dispositivos pueden ubicarse en el dispositivo quirúrgico eléctrico o bien en la caja de fuente de alimentación. Por ejemplo, todo el circuito podría estar dentro de la herramienta quirúrgica eléctrica, o todo el circuito podría estar dentro de la caja de fuente de alimentación. Sin embargo, si el resistor de identificación, R_{id} , está dentro de la caja de fuente de alimentación, entonces se proporcionarán medios para poder enchufar un dispositivo quirúrgico eléctrico específico a un correspondiente resistor de identificación. Por ejemplo, puede proporcionarse una salida diferente en la caja de fuente de alimentación para cada dispositivo quirúrgico eléctrico. Alternativamente, cada enchufe de dispositivo quirúrgico eléctrico puede tener una disposición de clavija diferente, que pueda conectar con una única salida de la caja de fuente de alimentación. En este caso, la disposición de clavija selecciona el resistor de identificación adecuado.
- 45 El circuito de identificación de dispositivos puede determinar si se enchufa un dispositivo quirúrgico eléctrico, o si se enchufa correctamente, si el dispositivo es un dispositivo para el cual está diseñada la fuente de alimentación, y cuál de una pluralidad de dispositivos quirúrgicos eléctricos, diseñados para su uso con la fuente de alimentación, se ha conectado eléctricamente a la misma. Adicionalmente, el circuito de la Figura 4 constituye un medio de identificación de dispositivos (o un medio de identificación de dispositivos quirúrgicos eléctricos, o un medio de identificación de dispositivos de cauterización térmica), aunque el circuito puede variarse en muchos aspectos. Por ejemplo, el circuito de la Figura 4 está diseñado para identificar tres dispositivos médicos, aunque el circuito podría agregar resistores adicionales a la escalera de resistencias, y agregar comparadores adicionales de modo que el circuito de identificación de dispositivos pueda identificar una pluralidad de dispositivos quirúrgicos eléctricos, u otros tipos de dispositivos médicos eléctricos. Adicionalmente, pueden agregarse condensadores al circuito o quitarse del mismo para crear diferentes tipos de filtros. Además, el elemento resistivo de calentamiento del dispositivo quirúrgico eléctrico puede comprender el resistor de identificación, siempre que el elemento resistivo de calentamiento de cada dispositivo quirúrgico eléctrico tenga una resistencia distinta.
- 60 Con referencia de nuevo a la Figura 4, se aplica un voltaje V_{cc} a través de un resistor, R_{id} , que está situado en el enchufe del dispositivo médico, y un resistor de referencia, R_r , conectado a tierra. Un voltaje de identificación, V_{id} , se desarrolla a través de R_r . Cabe observar que V_{id} varía con el valor de R_{id} . R_{id} viene establecido por el fabricante y es exclusivo de un modelo particular de dispositivo médico. Un condensador, C_r , está situado en paralelo con el resistor de referencia, y funciona como un filtro de paso bajo.

El voltaje de identificación, V_{id} , se envía a un comparador, que compara V_{id} con un voltaje de referencia, V_r . Si el voltaje de identificación, V_{id} , es mayor que el voltaje de referencia, V_r , entonces el comparador (que puede ser un verdadero comparador, o un amplificador operativo que se opere a modo de comparador) emitirá una señal "1". Si el voltaje de identificación es menor que el voltaje de referencia, el comparador emitirá una señal "0". La salida del comparador se proporciona al circuito **27** de voltaje de control, que genera un voltaje de control, V_c . El voltaje de control determina, a través del circuito **28** de corriente constante, la cantidad de energía a proporcionar al dispositivo médico.

El circuito de identificación de dispositivos de la Figura 4 está diseñado para detectar tres tipos de instrumento médico, cada uno de los cuales tiene un resistor de identificación separado, R_{id} . Así, el circuito en cascada de voltaje tiene cuatro resistores de comparación, R_{c1} , R_{c2} , R_{c3} y R_{c4} , colocados en una escalera de resistencias. La escalera de resistencias produce una cascada de voltaje que comprende una serie de voltajes de referencia. Se toma un voltaje de referencia entre cada uno de los resistores de referencia, comprendiendo los voltajes de referencia V_{r1} , V_{r2} y V_{r3} . Cada voltaje de referencia se proporciona al terminal negativo de un comparador distinto; así, V_{r1} se proporciona al comparador **37**, V_{r2} se proporciona al comparador **38**, y V_{r3} se proporciona al comparador **39**. Por otro lado, se proporciona el mismo voltaje de identificación, V_{id} , al terminal positivo de cada comparador. La salida de cada comparador, **40**, **41** y **42**, se proporciona al circuito **27** de voltaje de control.

Un primer modelo de un instrumento médico (dispositivo A) presenta un resistor de identificación, R_{id} , con el valor más bajo. En este caso, el voltaje de identificación, V_{id} , será más alto que los tres voltajes de referencia. Por lo tanto, los tres comparadores emitirán una señal "1". El hecho de que los tres comparadores emitan una señal se comunica a través del circuito **27** de voltaje de control, que emite un voltaje de control, V_c . El circuito **28** de corriente constante utiliza entonces el voltaje de control para controlar la potencia eléctrica al dispositivo A, en una cantidad apropiada para el dispositivo A.

Del mismo modo, un segundo modelo de instrumento médico (dispositivo B) tendrá un resistor de identificación, R_{id} , de resistencia media. En este caso, el voltaje de identificación, V_{id} , será menor que el primer voltaje de referencia, V_{r1} , pero más alto que los otros dos, V_{r2} y V_{r3} . Así, solo los comparadores **38** y **39** producirán una salida "1". Por consiguiente, el circuito **28** de corriente constante reconocerá que el dispositivo B está conectado a la fuente de alimentación. Por otro lado, si se conecta un tercer modelo de instrumento médico (dispositivo C) a la fuente de alimentación, entonces V_{id} será inferior a V_{r1} y V_{r2} , pero mayor que V_{r3} . En este caso, solo el comparador **39** generará una salida "1" y el circuito **28** de corriente constante reconocerá que el dispositivo C está conectado a la fuente de alimentación. Sin embargo, si R_{id} no está presente o no presenta el valor correcto, entonces todos los comparadores emitirán una señal "0". En este caso, el voltaje de control será "0" y el circuito de corriente constante no proporcionará entonces energía al dispositivo. Así, la fuente de alimentación que utilice el circuito de identificación de dispositivos de la Figura 4 solo funcionará con los dispositivos de cauterización térmica A, B y C.

Los diversos valores de C_r , R_r , R_{id} , R_c , V_r y V_{id} son establecidos por el fabricante y pueden presentar una amplia gama de valores. En una realización $V_{cc} = +5V$, $C_r = 10\mu F$, $R_r = 10K\Omega$, $R_{c1} = 15K\Omega$, $R_{c2} = 20K\Omega$, $R_{c3} = 10K\Omega$ y $R_{c4} = 5,1 K\Omega$. En este caso $V_{r1} = 3,5V$, $V_{r2} = 1,5V$ y $V_{r3} = 0,5V$. Adicionalmente, existen tres dispositivos de cauterización térmica diseñados por el fabricante para funcionar con la fuente de alimentación, los dispositivos de cauterización térmica que presenten valores R_{id} de $1K\Omega$, $10K\Omega$ y $51K\Omega$, respectivamente. Adicionalmente, V_{id} tendrá 3 valores diferentes, uno para cada dispositivo de cauterización térmica, como se muestra en la tabla de la Figura 5.

La Figura 5 es una tabla de identificación de dispositivos que muestra los valores específicos del resistor de identificación, el voltaje de identificación, y las salidas del comparador para los tres dispositivos de cauterización térmica distintos, y un dispositivo extraño. Las columnas de la Figura 5 que reflejan las salidas **40**, **41** y **42** del comparador muestran que cada dispositivo de cauterización térmica tiene un conjunto único de salidas de comparador. En las columnas de salida de comparador de la Figura 5, un "1" indica una señal de salida de "1", y un "0" indica una señal de salida de "0". Cabe observar que para cada dispositivo (fila de la tabla) $V_{r1} = 3,5V$, $V_{r2} = 1,5V$ y $V_{r3} = 0,5V$.

La tabla de la Figura 5 muestra que cuando el dispositivo A de cauterización térmica, con un R_{id} de $1 K\Omega$, está conectado a la fuente de alimentación, entonces V_{id} es $4,5V$, que es más alto que los tres voltajes de referencia, V_{r1} ($3,5V$), V_{r2} ($1,5V$) y V_{r3} ($0,5V$). Así, todos los comparadores **37**, **38** y **39** emiten una señal "1", y el sistema sabe entonces que el dispositivo A de cauterización térmica está conectado a la fuente de alimentación. Aplicando una lógica similar, el sistema puede determinar si los dispositivos B o C de cauterización térmica están enchufados al mismo. Sin embargo, si se enchufa un dispositivo extraño al sistema, o si no hay ningún dispositivo enchufado al sistema, entonces R_{id} será infinito y, de esta manera, $V_{id} = 0$. Si V_{id} es 0, entonces V_{id} es menor que los tres valores de V_r ; en consecuencia, todos los comparadores emitirán una señal "0", y el circuito **28** de corriente constante no proporcionará energía eléctrica al dispositivo de cauterización térmica.

La salida del circuito de identificación de dispositivos, **40**, **41** y **42**, se alimenta a la entrada del circuito **27** de voltaje

de control. El circuito de voltaje de control es una serie de compuertas lógicas y circuitos analógicos, conectados a los comparadores y, opcionalmente, a interruptores de la placa de interfaz. Las puertas lógicas, circuitos analógicos e interruptores constituyen un medio de voltaje de control. El circuito **27** de voltaje de control emite un voltaje de control, V_c , basándose en la salida de los comparadores y, opcionalmente, basándose en los interruptores de la placa **18** de interfaz. El voltaje de control emitido por el medio de voltaje de control es exclusivo para un dispositivo quirúrgico eléctrico en particular, que haya sido diseñado para funcionar con la fuente de alimentación. Los interruptores y el circuito de voltaje de control permiten al usuario seleccionar un voltaje de control, de entre un número determinado de voltajes de control. El circuito **28** de corriente constante utiliza el voltaje de control, V_c , para determinar la cantidad de corriente suministrada al dispositivo de cauterización térmica.

La Figura 6 es un diagrama de circuito del circuito **28** de corriente constante, que puede hacerse funcionar para proporcionar una corriente constante a un dispositivo de cauterización térmica. La ruta de corriente principal va desde V_{cc} (habitualmente, +5 voltios), a través del enchufe de salida (entre los terminales **46** y **47** cuando los terminales están conectados eléctricamente), a través de un MOSFET **48** de potencia y, finalmente, a través de un resistor de detección, R_s , que se utiliza para detectar la cantidad de corriente, $I_{principal}$, que fluye a través de la ruta de corriente principal. También pueden utilizarse otros tipos de transistores, tales como un transistor JFET o un transistor NPN (transistor BJT). Un condensador **49** está situado entre los terminales del enchufe de salida, y actúa a modo de filtro de paso bajo. Cuando la corriente fluye a través de la ruta de corriente principal, R_s genera un voltaje de detección, V_s , proporcional a la corriente principal ($V_s = I_{principal} \times R_s$). El circuito proporciona la tensión de detección, V_s , al terminal negativo de un amplificador operacional **50**, a través de un filtro de paso bajo que comprende un resistor **51** y unos condensadores **52** y **53**. El amplificador operacional **50** también está conectado a tierra y a V_{cc} . El terminal positivo del amplificador operacional está conectado al voltaje de control V_c a través de un filtro de paso bajo, que comprende el condensador **54**. El amplificador operacional compara el voltaje de control, V_c , con el voltaje de detección, V_s , y genera una salida que controla la puerta **55** del MOSFET **48** de potencia. (Por conveniencia, se muestran el drenaje **56** y la fuente **57** del MOSFET). El resultado es que el amplificador operacional **50** ajusta la corriente que fluye a través del MOSFET **48** de potencia, hasta que el voltaje de detección sea igual al voltaje de control ($V_s = V_c$). (El voltaje de control se basa en el valor del resistor de identificación, u otro componente de identificación eléctrica). Así, el circuito **28** de corriente constante mantiene la corriente a un nivel constante. La cantidad de corriente se establece según el valor del resistor de detección, R_s . Por ejemplo, si el resistor de detección, $R_s = 0,1\Omega$ y el voltaje de control, $V_c = 0,1V$, entonces la corriente principal, $I_{principal} = 1,0A$.

El enchufe de salida (terminales **46** y **47**) está conectado eléctricamente a los elementos resistivos de calentamiento del instrumento médico, completando así el circuito eléctrico. En consecuencia, la corriente que fluye a través de la trayectoria de la corriente principal energiza el instrumento médico de forma fiable y selectiva.

El circuito que se muestra en la Figura 6 puede variarse en muchos aspectos. Por ejemplo, los condensadores y resistores pueden adoptar diferentes valores, pueden sacarse del circuito, o pueden agregarse otros condensadores y resistores para lograr diferentes efectos de filtrado. Adicionalmente, puede modificarse el circuito de manera similar para proporcionar diferentes corrientes de salida para un voltaje de control dado.

La Figura 7 es un diagrama de circuito de un circuito de identificación de dispositivos alternativo. Un voltaje V_{cc} está aplicado a través de un resistor, R_{id} , que se encuentra en el enchufe de la herramienta quirúrgica eléctrica. R_{id} viene establecido por el fabricante y es exclusivo de un dispositivo de cauterización térmica en particular. Un segundo resistor **63** está conectado a un resistor **64** de control, que a su vez está conectado a tierra. A través del resistor **64** de control se desarrolla un voltaje de control, V_c , y V_c varía con el valor de R_{id} . El voltaje de control se proporciona a un circuito de corriente constante, como el que se muestra en la Figura 5, que proporciona una corriente constante al dispositivo de cauterización térmica. La corriente de salida es una función de V_c y R_{id} ($I_{salida} = V_c/R_{id}$).

La Figura 8 es un diagrama de circuito de un circuito de identificación de dispositivos alternativo, con conmutación. Se combinan tres circuitos, similares al de la Figura 7, utilizando tres resistores de identificación diferentes, R_{id1} , R_{id2} y R_{id3} , aunque los resistores **63** y **64** tienen el mismo valor en los tres circuitos. Adicionalmente, se proporciona un interruptor **65** en cada circuito individual entre el segundo resistor **63** y el resistor **64** de control. El interruptor **65** puede ser cualquier tipo de interruptor, tal como un botón, un pedal o un mando. Al seleccionar un interruptor, se elige uno de los voltajes de control, V_{c1} , V_{c2} o V_{c3} y se envía ese voltaje de control a un circuito de corriente constante, tal como el que se muestra en la Figura 6. El circuito de corriente constante proporciona entonces una corriente constante a la herramienta quirúrgica eléctrica, apropiada para el dispositivo de cauterización térmica particular y apropiada para el interruptor o la combinación de interruptores seleccionada. En una realización, los valores de los componentes son $R_{id1} = 2,75\text{ K}\Omega$, $R_{id2} = 3,67\text{ K}\Omega$, $R_{id3} = 5,5\text{ K}\Omega$, $R_{63} = 10\text{ K}\Omega$, $R_{64} = 1\text{ K}\Omega$. Dado que $V=IR$, entonces en esta realización $I_{salida} = 11\text{ K}\Omega/R_{id}$.

Dependiendo del diseño del circuito de corriente constante, el circuito de voltaje de control u otro circuito adicional, la combinación de interruptores puede controlar diversas variables. Por ejemplo, una herramienta quirúrgica eléctrica puede tener un subcomponente que requiera energía. En este caso, los tres interruptores controlarán si el dispositivo recibe una potencia alta, media o baja. El circuito de corriente constante que se muestra en la Figura 6

puede operar con el circuito de identificación de dispositivos de la Figura 8, para llevar a cabo esta función.

5 Alternativamente, otros circuitos de voltaje de control pueden agregar capacidades adicionales cuando se utilicen
 junto con el diseño de interruptor de la Figura 8. Por ejemplo, una herramienta quirúrgica eléctrica puede contar con
 tres subcomponentes, cada uno de los cuales requiera energía. Los tres interruptores determinan qué
 subcomponentes recibirán energía, en su caso. Para otros circuitos de corriente constante, es posible utilizar
 diferentes combinaciones de interruptores abiertos y cerrados. Para el circuito que se muestra en la Figura 8, existen
 ocho posibles combinaciones de interruptores. Cada combinación de posiciones de interruptores genera un voltaje
 de control distinto, que puede controlar diferentes elementos o niveles de potencia de la herramienta quirúrgica
 eléctrica.

10 También es posible una pluralidad de circuitos de interruptor. En el caso de una herramienta quirúrgica eléctrica con
 tres subcomponentes activos, cada uno de los cuales tenga tres configuraciones de potencia, entonces nueve
 interruptores pueden controlar qué subcomponente recibirá una cantidad determinada de energía (según el diseño
 del circuito de corriente constante y los circuitos de voltaje de control). Adicionalmente, puede unirse una pluralidad
 de herramientas quirúrgicas eléctricas al circuito, teniendo cada herramienta quirúrgica eléctrica un resistor de
 15 identificación única. En este caso, la pluralidad de conmutadores determina qué dispositivos, si los hay, están
 encendidos. Finalmente, puede proporcionarse una pluralidad de interruptores en un circuito que dé cabida a
 múltiples dispositivos, teniendo cada dispositivo múltiples subcomponentes energizados, teniendo cada
 subcomponente energizado múltiples niveles de potencia, y en el que diferentes combinaciones de posiciones de
 20 interruptores controlen diferentes aspectos del dispositivo.

Aunque los métodos, dispositivos y circuitos se han descrito en relación con herramientas quirúrgicas eléctricas,
 pueden utilizarse los mismos métodos, dispositivos y circuitos con otros tipos de dispositivos eléctricos en los que se
 deseable la identificación de los dispositivos. Por ejemplo, las herramientas quirúrgicas eléctricas que utilicen
 25 energía de CC, CA o RF pueden utilizar los métodos de identificación de dispositivos descritos anteriormente.
 Herramientas quirúrgicas eléctricas que pueden utilizarse con el circuito de identificación de dispositivos también
 incluyen dispositivos de ablación, dispositivos de ligadura térmica, dispositivos de cauterización térmica, dispositivos
 de electrocauterización y otros tipos de instrumentos electromédicos. Así, aunque las realizaciones preferidas de los
 dispositivos se han descrito en referencia al entorno en el que se desarrollaron, son meramente ilustrativas de los
 30 principios de las invenciones. Pueden diseñarse otras realizaciones y configuraciones sin apartarse del alcance de
 las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema para llevar a cabo cauterización térmica, que comprende:

5 al menos un dispositivo de cauterización térmica, y una fuente de alimentación capaz de proporcionar energía al al menos un dispositivo de cauterización térmica, en el que la fuente de alimentación comprende adicionalmente un medio (26) para identificar un dispositivo de cauterización térmica, siendo dicho medio (26) de identificación de un dispositivo de cauterización térmica capaz de identificar cuál del al menos uno de los dispositivos de cauterización térmica está conectado eléctricamente a la fuente de alimentación, en el que el medio (26) de identificación de un dispositivo de cauterización térmica puede determinar si un dispositivo de cauterización térmica conectado eléctricamente a la fuente de alimentación está diseñado para funcionar con la fuente de alimentación, en el que el medio (26) de identificación del dispositivo de cauterización térmica comprende un resistor de identificación (R_{id}), conectado eléctricamente al dispositivo de cauterización térmica, teniendo dicho resistor de identificación (R_{id}) un valor de resistencia predeterminado;

15 **caracterizado porque** cada uno del al menos un dispositivo de cauterización térmica comprende un elemento resistivo de calentamiento, y porque el medio (26) de identificación del dispositivo de cauterización térmica comprende adicionalmente:

20 un resistor de referencia (R_r) situado en serie con el resistor de identificación (R_{id}) cuando el dispositivo de cauterización térmica está conectado eléctricamente a una fuente de alimentación de conmutación, estando dicho resistor de referencia (R_r) conectado eléctricamente también a tierra, de forma que se desarrolle un voltaje de identificación (V_{id}) a través del resistor de referencia (R_r) cuando se aplique energía al resistor de referencia (R_r) y al resistor de identificación (R_{id});

25 una escalera de resistencias que comprende una pluralidad de resistores de comparación (R_{c1} , R_{c2} , R_{c3}), estando dicha escalera de resistencias conectada eléctricamente a la fuente de alimentación y a tierra, en el que una correspondiente pluralidad de voltajes de referencia (V_r , V_{r1} , V_{r2} , V_{r3}) se desarrolla a través de la escalera de resistencias cuando se aplica energía al circuito eléctrico;

30 una pluralidad de comparadores (37, 38, 39), en el que el terminal positivo de cada uno de la pluralidad de comparadores (37, 38, 39) está conectado eléctricamente al voltaje de identificación, y el terminal negativo de cada uno de la pluralidad de comparadores (37, 38, 39) está conectado eléctricamente a un correspondiente voltaje de referencia (V_r , V_{r1} , V_{r2} , V_{r3}) cuando se aplica energía al circuito;

35 en el que cada uno de la pluralidad de comparadores (37, 38, 39) produce una señal de salida, cuando se aplica energía al circuito, si el voltaje de identificación es mayor que el correspondiente voltaje de referencia (V_r , V_{r1} , V_{r2} , V_{r3}).

2. El sistema de la reivindicación 1, que comprende adicionalmente un sistema de control (27) capaz de controlar la potencia para el al menos un dispositivo de cauterización térmica, en el que el sistema de control (27) solo proporciona energía a un dispositivo de cauterización térmica particular si el medio (26) de identificación de un dispositivo de cauterización térmica identifica el dispositivo de cauterización térmico particular.

3. El sistema de la reivindicación 1 o 2, en el que cada uno del al menos un dispositivo de cauterización térmica está diseñado para funcionar con la fuente de alimentación.

Fig. 1

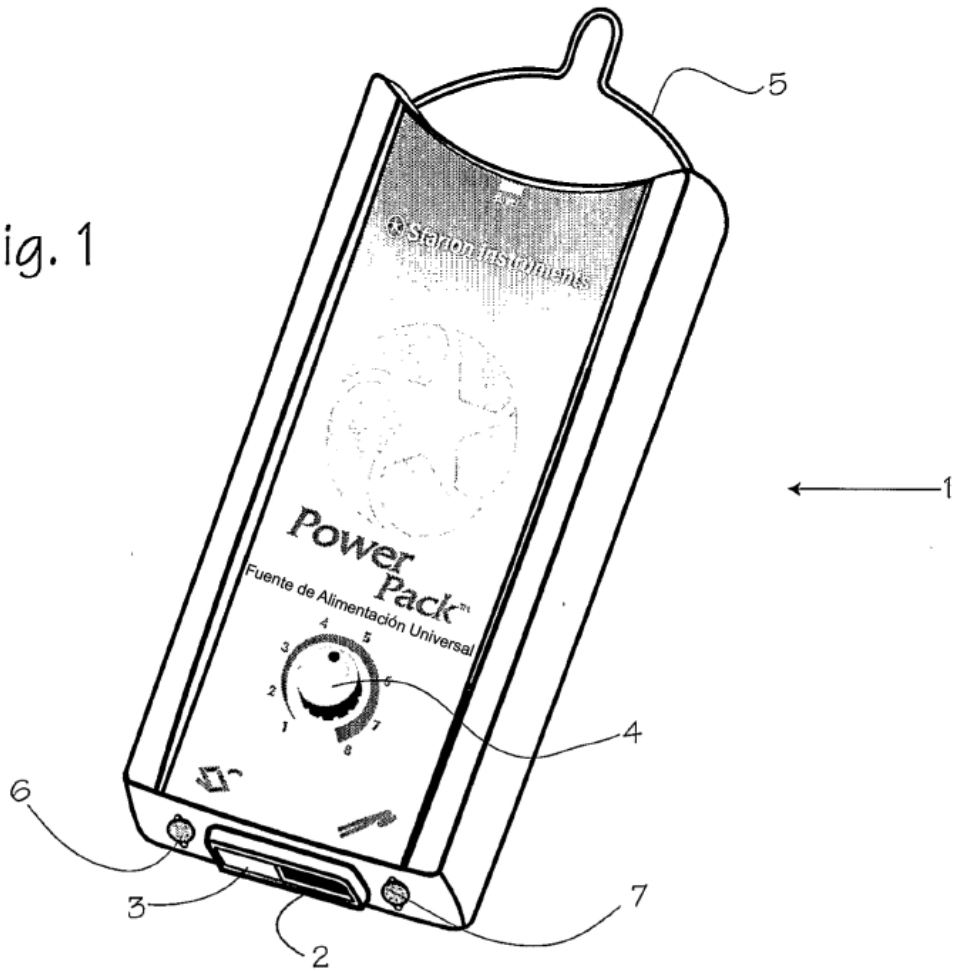


Fig. 2

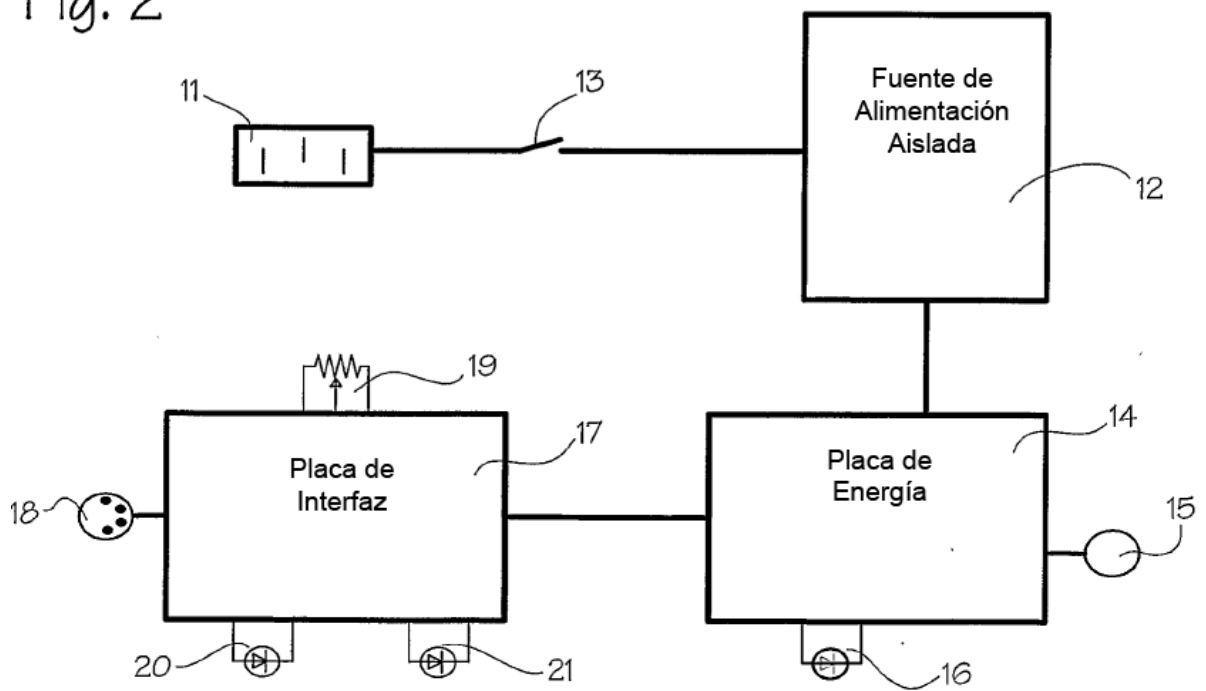


Fig. 3

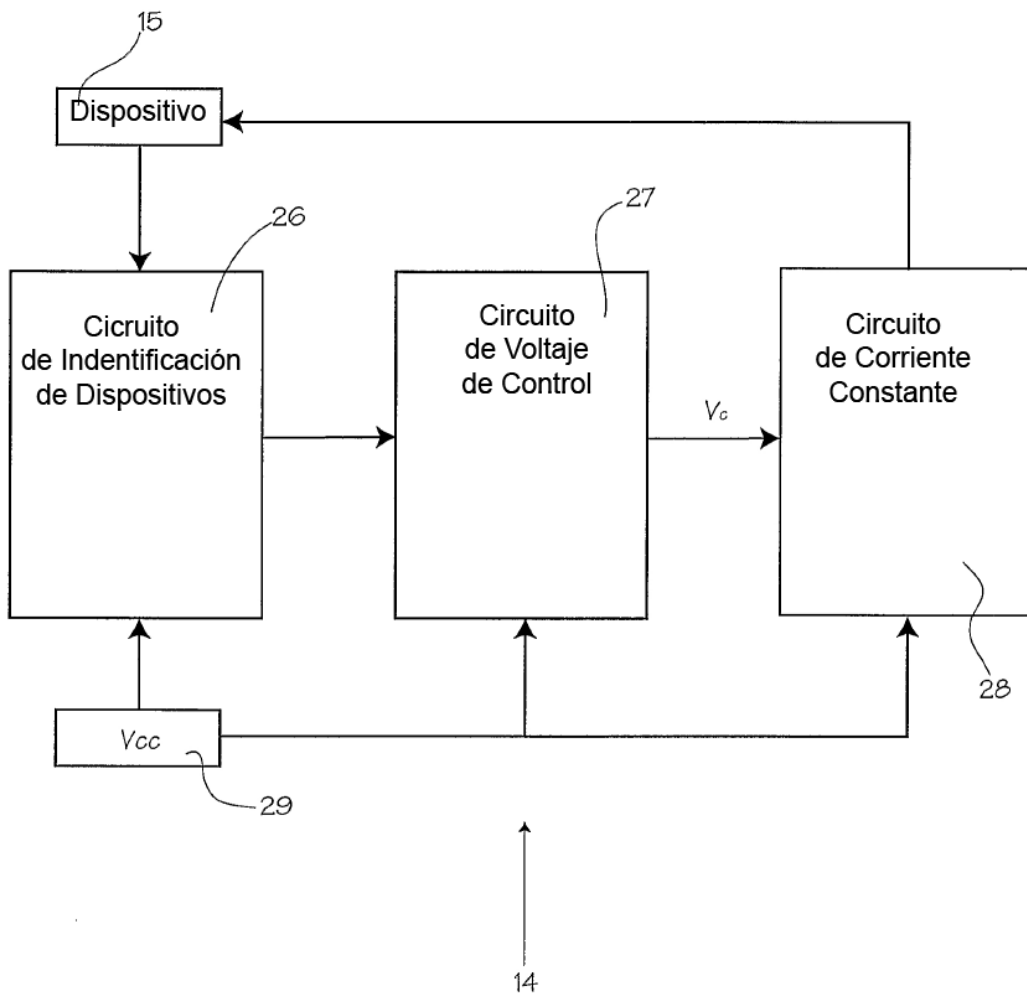


Fig. 4

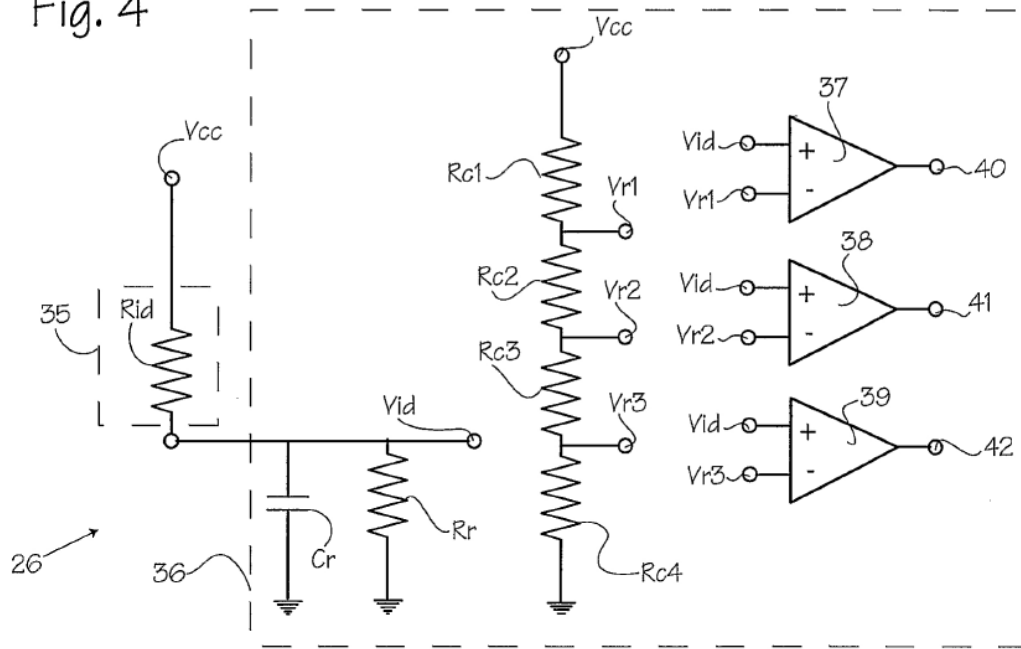
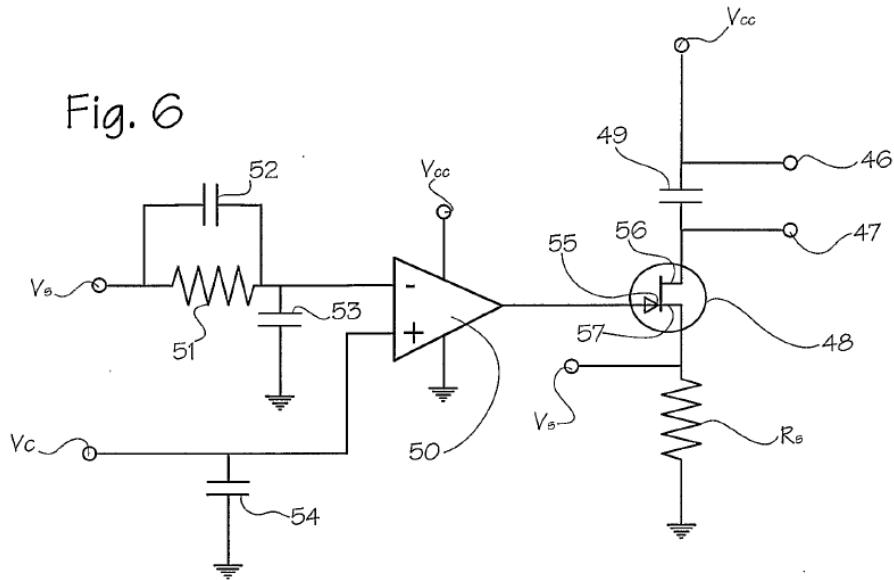


Fig. 5

Dispositivo	R _{1d}	V _{id}	Salida 40	Salida 41	Salida 42
A	1K Ohm	4,5	1	1	1
B	10K Ohm	2,5	0	1	1
C	51K Ohm	0,83	0	0	1
Dispositivo Extraño	Infinito	0	0	0	0

Fig. 6



↑
28

