

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 741 727**

51 Int. Cl.:

**A61B 5/04** (2006.01)

**A61B 5/00** (2006.01)

**A61B 5/02** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **15.03.2013 PCT/US2013/032609**

87 Fecha y número de publicación internacional: **24.10.2013 WO13158314**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.03.2013 E 13778852 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **29.05.2019 EP 2838421**

54 Título: **Cable médico que incluye circuito de autenticación**

30 Prioridad:

**16.04.2012 US 201261624970 P**

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

**12.02.2020**

73 Titular/es:

**ICU MEDICAL, INC. (100.0%)  
951 Calle Amanecer  
San Clemente, CA 92673 , US**

72 Inventor/es:

**WINWARD, KELSEY, BRENDON;  
WONG, KWOK-KWONG y  
MACDONALD, DOUGLAS, B.**

74 Agente/Representante:

**SALVÀ FERRER, Joan**

ES 2 741 727 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

Cable médico que incluye circuito de autenticación

5 ANTECEDENTES

- [0001]** En ciertas circunstancias, el diagnóstico y el tratamiento de ciertas dolencias y afecciones fisiológicas pueden ser ayudados por el uso de diversos sensores médicos que están configurados para detectar uno o más parámetros fisiológicos de un paciente. Los sensores médicos pueden configurarse para comunicarse con uno o más monitores de paciente que reciben información de un sensor para diversos fines. Los sensores pueden ser sensores de tipo desechable para reducir el riesgo de contaminación por usos múltiples o prolongados de un solo sensor, entre otras consideraciones. La conexión eléctrica y/o física entre un sensor y un monitor de paciente se puede facilitar mediante el uso de uno o más cables médicos a través de los cuales se pueden transmitir datos y/o energía.
- 15 **[0002]** La solicitud de patente US 2007/0282321 A1 se refiere a un generador de señales de sonda médica. Más particularmente, se refiere a una arquitectura de generador de señales de sonda médica. La solicitud de patente se refiere, además, a un sistema que incluye un generador de señales de sonda médica que tiene un detector automático de tipo sonda para detectar un identificador y al menos un instrumento que comprende el identificador.
- 20 **[0003]** El documento de patente US 6.307.476 B1 se refiere en general a sistemas de monitorización y, más particularmente, a dispositivos y sistemas usados para monitorizar pacientes en cama en hospitales u otros entornos de atención. El documento de patente proporciona un dispositivo de tipo conmutador binario (por ejemplo, una "alfombrilla") para su uso en situaciones de monitorización de pacientes que contiene, además de un circuito de detección de paciente convencional, circuitos de identificación que pueden ser detectados por un dispositivo electrónico conectado. La solicitud de patente US 2006/0009699 describe un transductor médico de presión sanguínea que proporciona un identificador a un monitor que transmite las características del transductor.

RESUMEN

- 30 **[0004]** Con el fin de resumir la divulgación, en el presente documento se han descrito ciertos aspectos, ventajas y características novedosas. Debe entenderse que no necesariamente todas estas ventajas pueden lograrse según cualquier realización particular descrita en el presente documento. Por lo tanto, las características descritas en el presente documento pueden materializarse o llevarse a cabo de una manera que logre u optimice una ventaja o grupo de ventajas como se enseña en el presente documento sin lograr necesariamente otras ventajas como se puede enseñar o sugerir en el presente documento.

- [0005]** La presente invención se define en las reivindicaciones, a las cuales se hace ahora referencia. Las realizaciones proporcionan un cable médico para transmitir datos entre un monitor de paciente y un sensor capaz de detectar uno o más parámetros fisiológicos de un paciente. El cable médico incluye un primer conector configurado para acoplarse al monitor de paciente y un segundo conector configurado para acoplarse al sensor y recibir una señal de sensor desde el sensor, que comprende información relacionada con uno o más parámetros fisiológicos.

- [0006]** El cable médico incluye además un circuito de autenticación, estando el circuito de autenticación configurado para recibir una señal de prueba desde el monitor de paciente y generar una señal de salida que responde a la señal de prueba que alcanza un voltaje diana dentro de un período de tiempo esperado por el monitor de paciente. El cable médico comprende además un conmutador en serie con una primera trayectoria conductora y una segunda trayectoria conductora. La primera trayectoria conductora está configurada para transportar la señal de prueba y la segunda trayectoria conductora está configurada para transportar una señal de referencia. El módulo conmutador evita que la señal de prueba llegue al circuito de autenticación cuando el conmutador está en estado abierto y el conmutador está configurado para estar en estado cerrado cuando el sensor está conectado correctamente al conmutador.

- [0007]** En ciertas realizaciones, el circuito de autenticación está configurado además para proporcionar la señal de salida en rampa al monitor de paciente.

- 55 **[0008]** En ciertas realizaciones, la señal de entrada puede ser una onda cuadrada que tiene una anchura de pulso predeterminada.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

- 60 **[0009]** Los componentes dentro de las figuras no están necesariamente a escala, sino que se pone énfasis en ilustrar claramente los principios de cómo pueden operar ciertas realizaciones descritas en el presente documento. Además, en las figuras, los números de referencia similares designan partes correspondientes a lo largo de las diferentes vistas.

- 65 Las figuras 1A-1C representan diagramas de bloques de realizaciones de un sistema de monitorización de

pacientes que incluye un cable médico con un circuito de autenticación.

La figura 2 es un diagrama esquemático de una realización de un circuito electrónico que puede usarse en un sistema de monitorización de pacientes.

5 La figura 3 representa un diagrama de bloques de una realización de un circuito de autenticación para su uso en conexión con un cable médico en un sistema de monitorización de pacientes.

La figura 4 es un diagrama esquemático de una realización de un sistema de monitorización de pacientes que incluye un circuito de autenticación de cable médico.

La figura 5 es un diagrama esquemático de un ejemplo que no describe parte de la presente invención del circuito de autenticación para su uso en conexión con un cable médico en un sistema de monitorización de pacientes.

10 La figura 6 es una vista en perspectiva de una realización de un conjunto sensor para su uso en un sistema de monitorización de pacientes.

La figura 7A es una vista lateral de una realización de un cable médico.

La figura 7B es una vista en perspectiva de una realización de un conjunto conector de sensor para su uso en un cable médico.

15 La figura 7C es un diagrama esquemático de una realización del cable médico representado en la figura 7A.

La figura 7D proporciona una vista en perspectiva de una realización de un conjunto conector ensamblado como se representa en la figura 7B.

La figura 7E proporciona una vista en alzado de una realización de un conjunto conector ensamblado como se representa en la figura 7B.

20 La figura 8 es un diagrama de flujo que representa una realización de un procedimiento de autenticación de un cable médico según aspectos de la presente divulgación.

La figura 9 es un gráfico de una señal de voltaje de salida de una realización de un circuito de autenticación a lo largo del tiempo.

25 La figura 10 es un gráfico que muestra el tiempo que tarda una señal de voltaje de salida de una realización de un circuito de autenticación en alcanzar un voltaje diana con respecto a un valor de resistencia asociado con el circuito de autenticación.

La figura 11 es un gráfico que muestra el tiempo que tarda una señal de voltaje de salida de una realización de un circuito de autenticación en alcanzar un voltaje diana con respecto a los valores de resistencia y capacitancia asociados con el circuito de autenticación.

30

#### DESCRIPCIÓN DETALLADA

[0010] En el presente documento se describen diversos dispositivos y metodologías para autenticar un cable médico para su uso en un sistema de monitorización de pacientes. Para los fines de la descripción, se entenderá que el término autenticación se usa en el presente documento según su significado amplio y ordinario y puede incluir cualquier validación, confirmación o verificación de compatibilidad o idoneidad de un dispositivo electrónico. Para los fines de la descripción, se entenderá que los términos autenticación y verificación se pueden usar indistintamente, dependiendo del contexto de uso.

40 [0011] Para los fines de la descripción, se entenderá que un cable médico, además de tener su significado ordinario, puede incluir cualquier dispositivo que tenga un conductor eléctrico configurado para facilitar la transmisión de una señal electrónica, tal como entre dos o más dispositivos. Ejemplos no limitantes de dichos cables médicos pueden incluir cables electrónicos para transmitir señales desde sensores médicos o dispositivos transductores a un monitor de paciente. Los ejemplos no limitantes de un cable médico de este tipo pueden incluir uno o más dispositivos discretos tales como resistencias, condensadores, inductores, diodos, transistores u otros dispositivos o circuitos.

[0012] Los circuitos y procedimientos de autorización pueden implementarse en hardware, software o una combinación de hardware y software, y pueden proporcionar señales de salida analógicas y/o digitales. Cuando se implementa en hardware, como se describe en el presente documento, la autorización de cable médico se puede implementar usando elementos de hardware y/o lógica. Cuando la autorización se implementa al menos parcialmente en el software, la parte del software se puede usar para controlar componentes en un sistema de monitorización de pacientes de modo que diversos aspectos operativos puedan estar controlados por software. El software puede almacenarse en un estado no transitorio en un elemento o elementos de memoria y ejecutarse mediante un sistema de ejecución de instrucciones adecuado (por ejemplo, un microprocesador) acoplado a la memoria.

55

[0013] Según una realización ilustrativa de un sistema de monitorización de pacientes, las figuras 1A-1C representan diagramas de bloques de sistemas de monitorización de pacientes (100A, 100B, 100C) que incluyen un conjunto de cable médico (111, 121, 131) con un circuito de autenticación (115, 125, 135). Como se muestra en la figura 1A, por ejemplo, el sistema de monitorización de pacientes 100A incluye un monitor de paciente 110 para recibir, procesar, visualizar o interactuar de otro modo con datos que incluyen información relacionada con uno o más parámetros fisiológicos de un paciente. En ciertas realizaciones, el monitor de paciente incluye una pantalla de visualización para comunicar visualmente información relacionada con un paciente y/o el sistema de monitorización de pacientes 100A a un usuario.

60

65 [0014] El sistema 100A incluye un cable médico 111 que tiene un conector de monitor 112 que permite que el

monitor de paciente se comunique con el conjunto de cable médico 111. El conector de monitor 112 puede incluir una carcasa que contiene una o más estructuras o dispositivos. El conjunto de cable médico 111 puede permitir la comunicación de datos y/o energía usando uno o más alambres y/o conductores que atraviesan al menos una parte de un eje longitudinal de un cuerpo del conjunto de cable médico 114. El conjunto de cable médico 111 puede incluir además un conector de sensor 116 que permite que un sensor 118 se comunique con el conjunto de cable médico 111. Las características del conector de sensor 116 se describen con mayor detalle a continuación en relación con las figuras 7B y 7D. Puede ser deseable que los datos de parámetros se proporcionen a más de un dispositivo de monitor. Por ejemplo, con respecto a la monitorización de la presión sanguínea, puede ser conveniente proporcionar una señal a un monitor de paciente estándar, así como a un monitor de gasto cardíaco. Por lo tanto, el conjunto de cable 111 puede incluir más de un conector de monitor. Con respecto a dicha configuración, el conjunto de cable 111 o el sensor 118 puede incluir un circuito para convertir una señal de sensor en una señal digital para reducir el riesgo o efecto de pérdida o corrupción de la señal cuando se divide en múltiples monitores o para cualquier otro propósito.

**[0015]** El sensor 118 puede ser un sensor digital, un sensor analógico o una combinación de sensor digital y analógico. El sensor 118 puede configurarse para detectar uno o más parámetros fisiológicos relacionados con un paciente y transmitir una señal basada al menos en parte en dichos parámetros al monitor de paciente 110, a través del conjunto de cable médico 111. Por ejemplo, el sensor 118 puede ser un transductor configurado para convertir la información fisiológica en una señal eléctrica que puede ser transmitida y/o procesada por un sistema de monitorización de pacientes para medir uno o más parámetros fisiológicos. En ciertas realizaciones, el sensor 118 comprende un transductor de presión para detectar la presión sanguínea. En ciertas realizaciones, el sensor 118 está configurado para detectar uno o más de los siguientes parámetros: presión sanguínea, frecuencia cardíaca, nivel de oxigenación de la sangre u otro parámetro fisiológico. Por ejemplo, el sensor 118 puede incluir un manguito o catéter de presión para detectar la presión sanguínea en un paciente. De manera más general, el sensor 118 puede ser un sensor no invasivo, invasivo o mínimamente invasivo.

**[0016]** En los sistemas de monitorización de la presión sanguínea directos o invasivos, se puede insertar un catéter en el sistema circulatorio de un paciente con el extremo del catéter con una abertura para el torrente sanguíneo, normalmente en un vaso sanguíneo principal o periférico. Primero, se inserta una aguja en un vaso sanguíneo periférico. Por ejemplo, si se desea monitorizar la presión sanguínea arterial, se puede insertar la aguja en la arteria radial. Si, por otro lado, se debe monitorizar la presión sanguínea venosa, la aguja se puede insertar en las venas antecubital, radial, yugular o subclavia. Una vez que la aguja se inserta correctamente, se inserta un catéter especial a través de la aguja y dentro del vaso sanguíneo hasta que la punta del catéter se coloca en el punto particular dentro del cuerpo en el que se desea realizar la medición de la presión sanguínea. Después, con el catéter en su lugar, se puede retirar la aguja.

**[0017]** Un conjunto I.V. se une al extremo proximal del catéter que sobresale del paciente para que una solución fluya a través del catéter y dentro del paciente. La solución I.V. proporciona una "columna" de fluido a través de la cual se transmiten los pulsos de presión, y un transductor de presión colocado a lo largo de la columna de fluido para monitorizar esos pulsos de presión. En general, el transductor de presión consiste en una cúpula que funciona como un depósito para el fluido I.V. La cúpula incluye un diafragma elástico que se conecta a un transductor eléctrico. El transductor detecta fluctuaciones de presión en el diafragma y las convierte en señales eléctricas que luego transmiten a través de un cable a un monitor para su amplificación y visualización. En los sistemas modernos, un solo chip de silicio puede comprender tanto el diafragma de presión como los circuitos de medición del transductor de presión. Dado que dichos chips de silicio pueden producirse en masa de manera relativamente barata, el coste total de los transductores de presión se reduce en la medida en que el transductor se vuelve económicamente desechable. El cable incluye un conector para que el transductor y la parte asociada del cable puedan desecharse después del uso, mientras que el conector de acoplamiento y el cable conectado al monitor pueden reutilizarse. Dichos transductores de presión sanguínea desechables son el estándar de atención en el quirófano, la UCI o la UCC.

**[0018]** El sistema de monitorización de pacientes 100A de la figura 1A también incluye un módulo de autenticación de cable 115. En ciertas realizaciones, como la representada en la figura 1A, el módulo de autenticación de cable 115 está dispuesto al menos parcialmente dentro de, o conectado al conector de monitor 112, tal como dentro de una carcasa del conector de monitor. En ciertas realizaciones, el monitor de paciente 110 está configurado para comunicarse con el módulo de autenticación de cable 115. Por ejemplo, el monitor de paciente 110 puede enviar una señal de prueba que es recibida por el módulo de autenticación de cable 115, y recibir una señal correspondiente del módulo de autenticación de cable 115 con relación a si el conjunto de cable médico 111 es un cable esperado o auténtico/compatible. La comunicación entre el conjunto de cable médico 111 y el monitor de paciente 110 puede comprender un protocolo de intercambio analógico o digital o un protocolo de intercambio parcial entre los dos dispositivos. Partes del módulo de autenticación de cable 115 pueden ubicarse en diversas ubicaciones distintas del cable. Por ejemplo, partes del módulo de autenticación de cable 115 pueden ubicarse en uno o ambos conectores 112, 116 y/o el cuerpo de cable 114. El módulo de autenticación puede, en cambio, estar completamente contenido dentro de una sola región del conjunto de cable médico 111, por ejemplo, como se muestra en las figuras 1A-1C.

**[0019]** El sistema de monitorización de pacientes 100A puede configurarse de modo que el monitor de paciente 110 se comunique con el módulo de autenticación de cable 115 para confirmar la autenticidad del conjunto de cable

médico 111. En ciertas realizaciones, si el monitor de paciente no puede confirmar la compatibilidad o autenticidad del conjunto de cable médico 111 comunicándose, directa o indirectamente, con el módulo de autenticación de cable 115, el monitor de paciente 110 puede prohibir al menos parcialmente la comunicación entre el monitor de paciente 110 y el conjunto de cable médico 111 y/o el sensor 118. En otras realizaciones, cuando el monitor de paciente no puede confirmar la compatibilidad o autenticidad del conjunto de cable médico 111, el monitor de paciente recibe, o continúa recibiendo, una señal desde el conjunto de cable médico 111, pero emite un mensaje de error de algún tipo para indicar la incompatibilidad.

**[0020]** En la realización representada en la figura 1B, el módulo de autenticación de cable 125 está dispuesto al menos parcialmente dentro de, o conectado a o cerca de, una parte de cuerpo 124 del conjunto de cable médico 121. Por ejemplo, una carcasa rígida puede estar unida a una parte del cuerpo de cable 127 de modo que uno o más cables dispuestos dentro de una cubierta exterior del cuerpo de cable 127 puedan comunicarse con uno o más dispositivos dispuestos al menos parcialmente dentro de la carcasa. Dichos dispositivos pueden incluir componentes de circuitos discretos y/o chips IC dispuestos, por ejemplo, en una placa de circuito u otro sustrato. El monitor de paciente 120 puede comunicarse con el módulo de autenticación de cable 125 a través de uno o más alambres conductores que discurren entre el módulo de autenticación de cable 125 y el monitor de paciente 120. El módulo de autenticación de cable 125 puede estar ubicado en, o cerca de, cualquier ubicación o posición adecuada a lo largo del cuerpo de cable 124. En ciertas realizaciones, el módulo de autenticación de cable 125 está dispuesto en o cerca de una parte del cuerpo de cable que está relativamente cerca del conector de monitor 122. En ciertas realizaciones, el módulo de autenticación de cable 125 puede estar dispuesto en o cerca de una parte del cable relativamente cerca de un conector de sensor 126 que está configurado para ser conectable a un sensor 128. El conector de sensor 126 puede estar ubicado en o cerca de un extremo distal del cuerpo de cable 124 con respecto al conector de monitor 122.

**[0021]** En la realización representada en la figura 1C, el módulo de autenticación de cable 135 está dispuesto al menos parcialmente, o conectado a o cerca del conector de sensor 136. Por ejemplo, el conector de sensor 136 puede incluir una carcasa rígida de modo que uno o más cables dispuestos dentro de la carcasa puedan comunicarse con uno o más dispositivos dispuestos al menos parcialmente dentro de la carcasa. Dichos dispositivos pueden incluir componentes de circuitos discretos y/o chips IC dispuestos, por ejemplo, en una placa de circuito u otro sustrato.

**[0022]** En ciertas realizaciones, un sistema de monitorización de pacientes similar a los analizados anteriormente puede incluir al menos una parte de un circuito de autenticación en un sensor en oposición a, o además de, un circuito de autenticación dispuesto dentro de o conectado a un cable médico. Además, al menos una parte de un circuito de autenticación podría incluirse en un monitor de paciente en lugar de, o además de, otras ubicaciones en un sistema de monitorización de pacientes.

**[0023]** La figura 2 representa un diagrama esquemático de una realización de un circuito electrónico 205 que puede usarse en ciertas realizaciones descritas en el presente documento. El circuito electrónico 205 puede estar dispuesto o conectado a una parte de cualquiera de los conjuntos de cable médico descritos anteriormente. En ciertas realizaciones, el circuito electrónico 205 recibe una o más señales eléctricas en una parte de cabecera 220, o en el módulo conmutador 230, que se identifican, solo por conveniencia, como +5 SW, +EXC, +SIG, -SIG, y -EXC. Por ejemplo, +EXC puede referirse a una señal de voltaje de prueba positiva o señal de excitación de un monitor de paciente; -EXC puede referirse a una línea de potencial común; y +SIG y -SIG pueden referirse a líneas de señal (por ejemplo, líneas diferenciales) para enviar una señal desde el sensor al monitor. En ciertas realizaciones, dichas señales se reciben a través de clavijas de conexión eléctrica en contacto con uno o más alambres. Las trayectorias conductoras 1, 2, 3, 4 y 5 permiten la transmisión de señales entre un módulo conmutador opcional 230 y el módulo de cabecera 220.

**[0024]** Como se muestra en la figura 2, el módulo conmutador 230 incluye un conmutador de seguridad 235 en serie entre las trayectorias conductoras 1 y 2. El módulo conmutador puede conectarse a un sensor, en el que la conexión del módulo conmutador 230 al sensor puede hacer que el conmutador 235 se cierre y/o desconectar el módulo conmutador 230 del sensor puede hacer que se abra el conmutador 235. En ciertas realizaciones, el módulo conmutador 230 recibe una señal electrónica en la trayectoria conductora 2, tal como una señal de voltaje de corriente continua, y redirige al menos una parte de la señal hacia el módulo de cabecera 220 a través de la trayectoria conductiva 1 cuando el conmutador 235 está en un estado cerrado. Cuando el conmutador 235 está en un estado abierto, como se representa en la figura 2, sustancialmente ninguna de la señal en la línea 2 se redirige a la línea 1 en una realización.

**[0025]** Puede ser deseable evitar la autenticación de un conjunto de cable médico en ciertas circunstancias en vista de posibles problemas de seguridad. Por ejemplo, algunos monitores pueden emitir mediciones si un conjunto de cable médico está conectado a dicho monitor, incluso si un sensor no está conectado al cable médico. Además, si un sensor médico no está conectado correctamente a un cable, las mediciones presentadas por el monitor de paciente a un médico u otro asistente pueden ser inexactas y/o engañosas. Ventajosamente, en ciertas realizaciones, el conmutador de seguridad 235 actúa como un mecanismo de seguridad para evitar al menos parcialmente que el monitor de paciente recoja o lea mediciones no válidas cuando un sensor no está conectado o está conectado incorrectamente. Por lo tanto, el conmutador de seguridad 235 puede reducir el riesgo de que se realice una evaluación

incorrecta de la salud de un paciente debido a mediciones erróneas.

**[0026]** En ciertas realizaciones, cuando un sensor no está conectado o no está conectado correctamente al circuito electrónico 205, el conmutador 235 está en un estado abierto. En este estado abierto, el conmutador de seguridad 235 puede evitar que se suministre energía a un circuito de autenticación (véase, por ejemplo, la figura 4). En otra realización, el conmutador de seguridad 235 evita o al menos evita parcialmente que la corriente de medición sea transmitida por el conjunto de cable médico a un monitor de paciente cuando está en un estado abierto. El conmutador de seguridad 235 se cierra en una realización cuando un sensor está conectado correctamente al conmutador 235, permitiendo así que la energía o la corriente pasen a un circuito de autenticación (véase la figura 4). El conmutador 235 puede ser un conmutador de contacto (tal como un conmutador de botón), un conmutador basculante u otro tipo de conmutador. El conmutador 235 puede ser un conmutador semiconductor en algunas realizaciones, tal como un diodo, transistor o MOSFET, o cualquier combinación de los mismos. Por consiguiente, el conmutador 235 puede estar habilitado alto o bajo. En un estado de baja habilitación, el conmutador 235 puede permitir que se suministre energía o corriente a un circuito de autenticación dispuesto en el cable cuando el conmutador 235 está abierto.

**[0027]** En ciertas realizaciones, el conector 236 recibe una señal de voltaje +EXC y esta se transmite a lo largo de la trayectoria conductora 2. La señal se redirige adicionalmente dentro del módulo conmutador 235 y se emite. Dicha señal, identificada por la referencia +5 SW en la figura 2, puede proporcionarse a un módulo de autenticación para facilitar la funcionalidad del mismo. El circuito electrónico 205 puede transmitir adicionalmente una o más señales (por ejemplo, +EXC, +SIG, -SIG, -EXC), o versiones modificadas de las mismos, hacia o desde un sensor.

**[0028]** La figura 3 representa un diagrama de bloques de una realización de un módulo o circuito de autenticación 310 para su uso en conexión con un cable médico en un sistema de monitorización de pacientes, tal como cualquiera de los cables y sistemas descritos en el presente documento. La realización representada del circuito de autenticación 310 incluye un puerto de entrada 340 y un puerto de salida 330. En ciertas realizaciones, los puertos de entrada 340 y de salida 330 pueden estar conectados a un monitor de paciente (no mostrado). Además, el circuito de autenticación 310 puede incluir uno o más puertos adicionales que pueden estar, por ejemplo, conectados a un sensor de paciente, o en otro lugar. El circuito de autenticación 310 puede incluir una fuente de corriente constante 320 y un condensador C1, además de posiblemente otros dispositivos o componentes (como se describe a continuación). En ciertas realizaciones, el circuito de autenticación 310 proporciona una señal al monitor que puede permitirle al monitor determinar si el cable que contiene el circuito de autenticación 310 es un cable válido.

**[0029]** El circuito de autenticación 310 puede proporcionar una señal de voltaje de rampa al puerto de salida 330, en el que el voltaje de la señal alcanza un cierto valor después de un período de tiempo esperado por el monitor. La señal de rampa puede tener una pendiente lineal o similar. En una realización, la señal de rampa es una forma de onda de dientes de sierra, o al menos un período de una forma de onda de dientes de sierra, o una parte de la misma. En otra realización, la señal de rampa es una forma de onda de dientes de sierra invertidos, o una parte de la misma. En otra realización más, la señal de rampa es al menos una parte de una forma de onda triangular. La señal de rampa puede o no ser periódica. En ciertas realizaciones, el circuito de autenticación 310 recibe una señal de voltaje desde un monitor de paciente a través de la entrada 340. El circuito de autenticación 310 puede usar al menos una parte de la señal de voltaje para impulsar una fuente de corriente constante, que, a su vez, proporciona una corriente sustancialmente constante al condensador C1. Cargar un condensador con una corriente constante puede producir un voltaje que aumenta linealmente a través del condensador con el tiempo porque el condensador puede integrar la entrada constante para producir una salida en rampa. La salida del circuito de autenticación 310 al puerto de salida 330 puede estar en comunicación eléctrica con el condensador, de modo que la señal de salida se base en el voltaje a través del condensador C1. Por lo tanto, el puerto de salida 330 puede proporcionar una señal de rampa al monitor de paciente.

**[0030]** La fuente de corriente 320 y/o el condensador C1 pueden sustituirse o complementarse con uno o más componentes o dispositivos configurados para recibir una señal del monitor y producir una señal de voltaje de rampa, tal como una señal de rampa que tiene características de respuesta predeterminadas. Por ejemplo, el circuito de autenticación 310 puede incluir un amplificador de transimpedancia conectado a la fuente de corriente 320 para convertir la salida de corriente de la fuente de corriente 320 en una salida de voltaje. Además, la salida del amplificador de transimpedancia se puede suministrar a un circuito integrador en lugar de, o además de, un condensador. La salida del circuito integrador puede proporcionar una señal de voltaje de rampa adecuada para ciertas pruebas de autenticación del monitor de paciente.

**[0031]** En otra realización, la entrada 340 se proporciona a un circuito integrador, en lugar de a la fuente de corriente 320 y el condensador C1, que puede proporcionar una salida de voltaje de rampa adecuada. Además, en ciertas realizaciones, el circuito de autenticación 310 puede incluir uno o más circuitos temporizadores, tales como un circuito multivibrador (por ejemplo, un temporizador 555 o 556), además de, o en lugar de, los componentes mostrados en la figura 3, que están configurados para proporcionar señales de salida deseables esperadas por el monitor de paciente. Otros ejemplos de componentes de circuito que pueden incluirse en el circuito de autenticación 310 en lugar de, o además de, uno o más de los otros componentes descritos en el presente documento incluyen uno o más

circuitos generadores de funciones, circuitos osciladores, redes de resistencia (como una escalera de resistencia), un procesador que genera una rampa u otra forma de onda adecuada, u otro circuito configurado para proporcionar una señal de salida deseable con el fin de demostrar la autenticidad o compatibilidad de un conjunto de cable médico.

5 **[0032]** La figura 4 ilustra un diagrama esquemático de una realización de un sistema de monitorización de pacientes 400 que tiene un circuito de autenticación de cable médico 420. El circuito de la figura 4 se identifica en tres regiones: un circuito de monitorización de pacientes 410, un circuito de autenticación 420 y un circuito conmutador 430. Sin embargo, debe entenderse que los circuitos descritos en relación con la figura 4 puede ubicarse en cualquiera de las regiones representadas, o en cualquier ubicación adecuada en el sistema de monitorización de pacientes 400.

10

**[0033]** En ciertas realizaciones, el circuito de monitorización de pacientes 410 incluye un transistor T1, cuya base o puerta está conectada en paralelo a una resistencia R1 y un conmutador S2. El monitor del paciente (no mostrado), tal como el 110, puede configurarse para proporcionar una señal de prueba, tal como una señal de voltaje de corriente continua o señal de pulso, al conector 422, por ejemplo, una señal de CC de 4,2 voltios, una señal de 15 5 V, o algún otro valor de voltaje. La señal de prueba del monitor del paciente puede transmitirse dentro del circuito del cable a lo largo de la trayectoria conductora 402. Al menos una parte de la señal de prueba puede dirigirse al circuito conmutador 430 y pasar a través de un conector o parte de cabecera 432 y entrar en el módulo conmutador 434. El módulo conmutador 430, como se describió anteriormente con respecto a la figura 2, puede configurarse para redirigir al menos una parte de la señal de prueba de vuelta al circuito de autenticación 420 a través del conmutador 20 S1, donde se proporciona a uno o más componentes del circuito de autenticación 420 a través de la trayectoria conductora 401. En ciertas realizaciones, una señal de prueba se proporciona desde el monitor de paciente a uno o más componentes del circuito de cable 420 sin ser dirigida al circuito conmutador 430. En ciertas realizaciones, la línea conductora 404 está vinculada a un potencial común, que puede ser un potencial de tierra,

25 **[0034]** En ciertas realizaciones, cuando el conmutador S1 está en un estado cerrado, el conmutador pasa energía al circuito de cable 420, permitiendo que el circuito de autenticación 420 autentique el cable. En un estado abierto, el conmutador S1 evita o impide sustancialmente que la energía llegue al circuito de autenticación 420, evitando así que el cable se autentique al monitor. Como resultado, el conmutador S1 puede evitar al menos 30 parcialmente que el monitor emita mediciones en respuesta a la detección de la autenticación del cable cuando un sensor no está presente o no está conectado correctamente.

**[0035]** En ciertas realizaciones, la señal de prueba impulsa una fuente de corriente 424. En una realización, la fuente de corriente 424 es opcionalmente programable. La fuente de corriente 424 puede ser un circuito integrado. Por ejemplo, la fuente de corriente puede ser una fuente de corriente programable de 2 terminales, tal como, por 35 ejemplo, la fuente de corriente modelo LT3092 fabricada por Linear Technology Corporation de Milpitas, CA. Véase la hoja de datos LT3092, disponible en <http://cds.linear.com/docs/Datasheet/3092fb.pdf> (en adelante, "la hoja de datos LT3092"). Como se describe en la hoja de datos, la fuente de corriente 424 puede incluir al menos una fuente de corriente interna 425, un amplificador 427 y transistores T2 y T3, que están configurados para amplificar la corriente de la fuente de corriente 425. En ciertas realizaciones, la fuente de corriente 425 es una fuente de aproximadamente 40 10  $\mu\text{A}$ , y la amplificación proporcionada por la fuente de corriente programable 424 se basa en los valores de la resistencia R2 y R3 conectados a la misma, en la que la fuente de corriente produce corriente en el intervalo de, por ejemplo, aproximadamente 1-5 mA, o aproximadamente 0,1 mA a aproximadamente 10 mA, o algún otro valor.

**[0036]** Como se describió anteriormente, la fuente de corriente 424 puede emitir una corriente sustancialmente 45 constante que el condensador C1 convierte en una señal de rampa. La línea 401 del circuito de autenticación 420 se puede conectar a una clavija de entrada (clavija 3) de la fuente de corriente 424. La resistencia R2 se puede conectar a una clavija SET (clavija 1), mientras que la resistencia R3 se puede conectar a las clavijas de salida (clavijas 2 y 4) de la fuente de corriente 424. En la hoja de datos LT3092, la resistencia R2 se denomina "R<sub>set</sub>" y la resistencia R3 se denomina "R<sub>out</sub>". Véase id., p. 8. Las resistencias R2 y R3 pueden sintonizar la fuente de corriente 424 para programar 50 el valor de la corriente de salida. La corriente que fluye hacia el condensador C1 desde el nodo 423 en la figura 4 puede estar relacionada con la corriente de salida definida por la hoja de datos LT3092 en la siguiente ecuación (1) o similar:

$$I_C = I_{FUENTE} = 10 \mu\text{A} \frac{R_{SET}}{R_{OUT}} \quad (1)$$

55

donde  $I_{fuente}$  es la corriente de salida. Con valores de R1 de 13,0 k $\Omega$  y R2 de 100  $\Omega$ , la corriente suministrada desde el nodo A al condensador puede ser, en algunas realizaciones, de aproximadamente 1,30 mA.

**[0037]** Puede ser posible modificar efectivamente la corriente desde la fuente de corriente programable 424 60 modificando los valores de las resistencias R2 o R3, o ambas. En ciertas realizaciones, la resistencia R2 tiene un valor en el intervalo de aproximadamente 2 a 5 K ohmios, o entre 11 K ohmios y 17 K ohmios. Por ejemplo, R2 puede tener un valor de aproximadamente 2,1 K ohmios o 4,2 K ohmios para producir una señal de salida deseable. En ciertas realizaciones, R2 tiene un valor de aproximadamente 13 K ohmios. Además, el condensador C1 puede tener un valor de aproximadamente 0,01  $\mu\text{F}$  a 0,09  $\mu\text{F}$ . Por ejemplo, C1 puede tener un valor de aproximadamente 0,082  $\mu\text{F}$  o

0,085  $\mu\text{F}$  para producir una señal de salida deseable. En otros ejemplos, el condensador C1 puede tener un valor de aproximadamente 0,1  $\mu\text{F}$  o más, o cualquier valor en un intervalo de aproximadamente 0,05  $\mu\text{F}$  a aproximadamente 0,15  $\mu\text{F}$ , o algún otro intervalo. Sin embargo, debe entenderse que los valores del condensador pueden variar sustancialmente de un sistema a otro, y dichos valores se proporcionan en el presente documento solo como ejemplos.

5 Cualquier valor adecuado puede implementarse según las realizaciones descritas en el presente documento.

**[0038]** La adecuación de la señal de salida del circuito de autenticación 420 puede medirse por la cantidad de tiempo que tarda el circuito de autenticación 420 en producir una o más señales de voltaje de salida adecuadas en respuesta a recibir una señal de prueba de entrada. Por ejemplo, puede ser deseable que una señal de voltaje de  
10 entrada alcance un nivel de voltaje diana o tenga una anchura de pulso dentro de un intervalo predefinido. El tiempo diana en el que se alcanza el nivel de voltaje diana puede ser cualquier período de tiempo. Sin embargo, algunos ejemplos de períodos de tiempo incluyen de aproximadamente 100  $\mu\text{S}$  a aproximadamente 200  $\mu\text{S}$ , o de aproximadamente 500 nS a aproximadamente 50  $\mu\text{S}$ , o de aproximadamente 50  $\mu\text{S}$  a aproximadamente 300  $\mu\text{S}$ , o de aproximadamente 300  $\mu\text{S}$  a aproximadamente 1 mS, o de aproximadamente 1 mS a aproximadamente 100 mS. En  
15 ciertas realizaciones, una anchura de pulso deseable está en el intervalo de 80  $\mu\text{S}$  a 160  $\mu\text{S}$ . Por ejemplo, la anchura de pulso deseable puede ser 110, 135, 138 o 150  $\mu\text{S}$ , u otro valor. El valor de capacitancia de C1 y/o el valor de resistencia de R2 pueden manipularse para lograr una anchura de pulso deseable como se describió anteriormente.

**[0039]** En la realización representada, el circuito de autenticación 420 incluye un amplificador de memoria intermedia 429, que puede conectarse a una o más resistencias R4, R5. En otras realizaciones, el amplificador de memoria intermedia 429 y/o una o más de las resistencias R4 y R5 pueden omitirse del circuito de autenticación 420. Sin embargo, el amplificador de memoria intermedia 429 puede reducir cualquier carga por el circuito monitor 410 en el circuito de autenticación 420.

**[0040]** El circuito de autenticación 420 también puede incluir un diodo de bloqueo D1, que puede cambiar el valor de CC de la señal de salida del amplificador de memoria intermedia 429. Por ejemplo, el diodo D1 puede configurarse de modo que aparezca una caída de aproximadamente 100 mV a 300 mV a través del diodo D1, o una caída de aproximadamente 100 mV a 600 mV. Sin embargo, los diodos que tienen valores mayores o menores que dicho intervalo pueden incorporarse como sea deseable o adecuado en el sistema 400. Entre posiblemente otras  
30 cosas, el diodo D1 puede configurarse para descargar o drenar el voltaje en el condensador C1, como entre ciclos de prueba del sistema de monitorización de pacientes 400. En una realización, el diodo D1 es un diodo Schottky, aunque se pueden usar otros tipos de diodos en lugar de un diodo Schottky. En ciertas realizaciones, el diodo D1 se reemplaza por, por ejemplo, un amplificador operacional u otro dispositivo a través del cual el condensador C1 puede descargar. En ciertas realizaciones, el diodo D1 y/o la rama conductora sobre la que descansa puede omitirse del circuito de  
35 autenticación 420. Diversos otros componentes pueden omitirse del circuito de autenticación 420, tales como, por ejemplo, las resistencias R2, R3 y R4.

**[0041]** En ciertas realizaciones, el amplificador de memoria intermedia 429 tiene una ganancia unitaria o una ganancia aproximadamente unitaria. Por lo tanto, el circuito de autenticación 420 emite efectivamente la señal de  
40 rampa generada por la fuente de corriente 424 y el condensador C1, y bloqueada por el diodo D1, al circuito de monitorización de pacientes 410. Sin embargo, el amplificador de memoria intermedia puede tener una ganancia distinta de la unidad en algunas realizaciones.

**[0042]** La figura 5 proporciona un diagrama esquemático de un ejemplo que no describe parte de la presente  
45 invención de un circuito de autenticación 500 para su uso en conexión con un cable médico en un sistema de monitorización de pacientes. Por ejemplo, se puede usar el circuito de autenticación 500 en lugar del circuito de autenticación 420 descrito anteriormente con referencia a la figura 4. En ciertos ejemplos que no describen parte de la presente invención, el circuito de autenticación 500 incluye un puerto de entrada 510 para recibir una señal electrónica. Por ejemplo, el circuito de autenticación puede recibir una señal de prueba, tal como, por ejemplo, una  
50 señal de voltaje de corriente continua, desde un monitor de paciente u otro dispositivo. El circuito de autenticación 500 puede configurarse para generar una señal de salida al puerto de salida 520 basándose al menos en parte en la señal de entrada. En ciertos ejemplos que no describen parte de la presente invención, la señal de salida es una señal de voltaje exponencial.

**[0043]** El circuito de autenticación 500 incluye tres resistencias R1, R2, R3 y un condensador C1 en una configuración paralela con respecto al puerto de entrada 510. Se conecta un transistor, tal como, por ejemplo, un transistor de unión bipolar (BJT) en su base a la resistencia R1 y en su colector a las ramas paralelas de la resistencia R2 y el condensador C2. Las resistencias R1 y R2 pueden servir para polarizar el transistor El transistor T2 está conectado en su base a la resistencia R3, que está en serie con el condensador C2, mientras que su colector está  
60 conectado a la resistencia R4 y también proporciona la señal de salida al puerto de salida 520. Ambos transistores T1 y T2 pueden estar vinculados a tierra en su emisor.

**[0044]** Se introduce una señal desde un monitor de paciente en el puerto 510, y posteriormente T1 la transmite y/o amplifica al par RC que incluye el condensador C2 y la resistencia R3, que producen una señal de salida  
65 exponencial que tiene una constante de tiempo RC. La salida del par RC es amplificada por el transistor T2 para



producir una señal de salida. Debido a la amplificación de los transistores T1 y/o T2, el tiempo de subida de la forma de onda de salida puede diferir del tiempo de subida del circuito RC entre T1 y T2.

**[0045]** La figura 6 es una vista en perspectiva de una realización de un conjunto sensor 600 para su uso en un sistema de monitorización de pacientes. El conjunto sensor 600 puede montarse en un soporte de montaje y/o un poste de soporte (no mostrado) para su uso en un sistema de monitorización de pacientes. En ciertas realizaciones, el conjunto sensor 600 incluye una carcasa 670 y uno o más cables 630, 640. Los cables 630, 640 pueden extenderse desde un extremo de la carcasa 670 y terminar en uno o más conectores eléctricos 610, 620. El conjunto sensor 600 puede incluir además un conjunto de llave de paso 680, tal como un conjunto de llave de dos puertos, tal como se muestra, en un extremo distal de la carcasa 670. En ciertas realizaciones, el conjunto sensor 600 tiene una longitud de aproximadamente 25-35 cm. Sin embargo, el conjunto sensor 600 puede tener cualquier longitud adecuada. En ciertas realizaciones, un canal de flujo interno en el conjunto de llave de paso 680 conduce a un tubo 660 dispuesto en la carcasa 670 opuesto a una placa de montaje 650. La placa de montaje 650 puede acoplarse a un soporte de montaje de modo que el tubo 660 quede hacia afuera del soporte de montaje.

**[0046]** El conjunto sensor 600 puede configurarse para conectarse a diversos otros componentes o dispositivos. Por ejemplo, un monitor de paciente puede incluir cables y/o conectores que se acoplan con los conectores 610, 620 y reciben señales eléctricas indicativas de uno o más parámetros fisiológicos, tales como, por ejemplo, presión sanguínea detectada usando el conjunto sensor 600. En ciertas realizaciones, un catéter dispuesto en contacto con un fluido a medir puede unirse a un puerto del conjunto de llave de paso 680. En ciertas realizaciones, se pueden usar múltiples catéteres para monitorizar la presión.

**[0047]** La figura 7A es una vista lateral de una realización de un conjunto de cable médico 700A que tiene una parte de conector de monitor 710, una parte de cuerpo de cable 720 y una parte de conector de sensor 730. El conector de monitor 710 está configurado para conectarse a un monitor de paciente, mientras que el conector de sensor 730 está configurado para ser conectable a un sensor que detecta uno o más parámetros fisiológicos de un paciente. El cuerpo de cable 720 puede permitir la transmisión de señales entre el conector de monitor 710 y el conector de sensor 730.

**[0048]** En ciertas realizaciones, el conector del sensor 730 comprende una carcasa que contiene al menos una parte de uno o más componentes eléctricos internos. La figura 7B muestra una vista en despiece ordenado de una realización de un conjunto conector 732 que puede estar dispuesto al menos parcialmente dentro del conector de sensor 730. El conjunto conector 732 puede incluir una estructura rígida 738 que, en ciertas realizaciones, tiene una forma y configuración similar a la de un conector telefónico. La estructura rígida 738 puede incluir una o más clavijas que están configuradas para acoplarse a las clavijas correspondientes en un conjunto sensor. Dichas clavijas pueden extenderse a través de la estructura rígida 738 y sobresalir a través de una superficie exterior de la estructura rígida 738. Dichas clavijas sobresalientes se identifican en la figura 7B por el número de referencia 739. Las clavijas 739 pueden configurarse, como se muestra, para penetrar en una o más placas de circuito electrónico 734, tal como pasándose a través de orificios en una o más de las placas de circuitos 734.

**[0049]** Las placas de circuito electrónico 734 pueden incluir un circuito de autenticación de cable médico como se analizó anteriormente con respecto a diversas realizaciones. En ciertas realizaciones, las placas de circuito electrónico están configuradas para colocarse adyacentes a una estructura rígida 738 en una configuración apilada, por lo que las clavijas 739 penetran en las placas de circuito de modo que una de las placas de circuito 734 esté dispuesta más cerca de la superficie de la estructura rígida 738 que otra placa de circuito. Además, el conjunto conector puede incluir un conector o miembro de cabecera 736 dispuesto entre las placas de circuito 734 que incluye clavijas electrónicas para acoplar eléctricamente las placas de circuito 734. El miembro de cabecera 736 también puede incluir una estructura de separación para proporcionar una cantidad deseable de espacio entre las placas de circuito 734. La figura 7D proporciona una vista en perspectiva de un conjunto conector ensamblado mostrado en la figura 7B.

**[0050]** La figura 7C ilustra un diagrama esquemático del conjunto de cable médico representado en la figura 7A. La figura 7C proporciona vistas alternativas de diversos componentes analizados anteriormente en relación con las figuras 7A y 7B, tales como el conector de monitor 710, el cuerpo de cable 720, las placas de circuito 734, el miembro de cabecera 736 y la estructura rígida 738. Las líneas ilustradas que se conectan entre los diversos componentes del conjunto de cable médico demuestran la conectividad eléctrica entre los diversos componentes.

**[0051]** La figura 7E muestra una vista frontal de un extremo distal de la parte de conector de sensor 730 representada en la figura 7A y descrita anteriormente. La parte de conector 730 puede incluir una parte externa cilíndrica o de otra forma 734, que encierra la estructura rígida 738. En ciertas realizaciones, la estructura rígida 738 incluye una cavidad de acoplamiento interior recortada 734 para aceptar un conector eléctrico. La cavidad 734 puede ser igual o similar a una cavidad de un conector de teléfono o de Ethernet estándar.

**[0052]** La figura 8 es un diagrama de flujo que representa un procedimiento 800 de autenticación de un cable médico según una o más realizaciones descritas en el presente documento. El procedimiento 800 puede incluir conectar un cable médico a un monitor de paciente, como se muestra en el bloque 802. Por ejemplo, un usuario puede

acoplar físicamente un cable médico a un monitor de paciente de cualquier manera adecuada, dependiendo de las especificaciones del sistema. En el bloque 804, se recibe una señal de prueba, tal como desde un monitor de paciente. La señal de prueba puede comprender una onda de pulso cuadrada, una señal de voltaje constante o cualquier otra señal. La señal de prueba es recibida por un circuito de autenticación dispuesto en o conectado al cable médico. En el bloque 806, el circuito de autenticación convierte al menos parcialmente la señal de prueba en una señal de corriente sustancialmente constante y, usando al menos una parte de dicha señal, genera una señal de salida en rampa (bloque 808). En el bloque 810, la señal de rampa se proporciona a un monitor de paciente. En ciertas realizaciones, el monitor de paciente puede determinar si el cable médico es un cable autenticado basándose al menos en parte en la señal de rampa. En el bloque 812, se transmite una señal de sensor desde el sensor al monitor de paciente usando el cable médico. En ciertas realizaciones, la señal de sensor puede no transmitirse al monitor de paciente, tal como, por ejemplo, cuando se determina que el cable médico no es un cable médico autenticado.

**[0053]** La figura 9 es un gráfico 900 de una señal de rampa de voltaje de salida 910 de una realización de un circuito de autenticación a lo largo del tiempo. La figura 9 también incluye una señal de rampa de voltaje de condensador 920. El gráfico de la figura 9 puede corresponder, por ejemplo, a un circuito de autenticación 420 como se describió anteriormente con respecto a la figura 4. Como se muestra en el gráfico, la señal de salida 910 experimenta un salto 915 en voltaje de aproximadamente 0,3 V aproximadamente en el momento en que el condensador C1 comienza a cargarse. Este salto 915 puede resultar al menos en parte de un efecto de bloqueo de un diodo, tal como el diodo D1, que puede tener una caída de diodo de aproximadamente 0,3 V. En la salida del circuito de autenticación 420, la caída de diodo puede dar como resultado, por lo tanto, que la señal es efectivamente de aproximadamente 0,3 V en lugar de 0 V en una realización. Dado que este salto de voltaje puede depender al menos en parte del diodo, si el valor de la caída de diodo es diferente a 0,3 V, el valor de salto de voltaje inicial también puede ser relativamente más alto. El valor del voltaje inicial también puede ser más alto debido a cualquier voltaje restante en el condensador de un ciclo de prueba anterior. Los valores de salida proporcionados a un monitor de paciente por el circuito de autenticación pueden ser aceptables dentro de un grado de tolerancia. Por lo tanto, las variaciones relativamente menores en los niveles de voltaje pueden no hacer que la señal de salida caiga fuera de los intervalos aceptables esperados por el monitor de paciente para fines de autenticación de compatibilidad o funcionalidad.

**[0054]** La figura 10 es un gráfico que muestra ejemplos del tiempo que tarda una señal de voltaje de salida de una realización de un circuito de autenticación en alcanzar un voltaje diana con respecto a un valor de resistencia asociado con el circuito de autenticación. El gráfico puede corresponder, por ejemplo, a un circuito de autenticación 420 como se describió anteriormente con respecto a la figura 4. En ciertas realizaciones, un monitor de paciente puede aceptar, para fines de autenticación, niveles de salida de voltaje de un circuito de autenticación que se encuentran dentro de un intervalo particular. Por consiguiente, los valores de ciertos dispositivos del circuito de autenticación 420 pueden modificarse y todavía estar dentro de intervalos aceptables, dependiendo de las características del sistema. Por ejemplo, con el valor del condensador C1 y la resistencia R3 mantenidos constantes, la figura 10 proporciona el tiempo para alcanzar un valor de voltaje diana con respecto a diferentes valores de R2. El voltaje diana relevante puede ser, por ejemplo, un valor entre aproximadamente 2-5 V (o algún otro valor), más o menos un intervalo de tolerancia. En la realización representada, los tiempos aceptables para que la señal de salida alcance el voltaje diana se muestran entre aproximadamente 168  $\mu$ S y aproximadamente 104  $\mu$ S. Sin embargo, estos valores pueden diferir significativamente en algunas realizaciones, dependiendo del intervalo de voltaje diana o en función de otros factores.

**[0055]** La figura 11 es un gráfico que muestra un tiempo de ejemplo que puede tardar una señal de voltaje de salida de una realización de un circuito de autenticación en alcanzar un voltaje diana con respecto a los valores de resistencia y capacitancia asociados con el circuito de autenticación. Específicamente, con el valor de R3 mantenido constante, la figura 11 muestra el tiempo para alcanzar un valor de voltaje diana con respecto a diferentes valores de R2 y C1. Cabe destacar que el tiempo real que tarda la rampa de voltaje lineal en alcanzar el voltaje diana también puede variar debido a las tolerancias de los componentes, los cambios de temperatura de los componentes y el ruido en el circuito de autenticación, entre posiblemente otros factores.

#### Terminología

**[0056]** Los encabezados proporcionados en el presente documento, si los hay, son solo para conveniencia y no necesariamente afectan el alcance o el significado de la invención reivindicada. Aunque las realizaciones ejemplares se describen en relación con un cable médico, las realizaciones de la presente divulgación se pueden aplicar en cualquier aplicación donde se desee la autenticación de un dispositivo electrónico.

**[0057]** Muchas otras variaciones que las descritas en el presente documento serán evidentes a partir de esta divulgación. Por ejemplo, dependiendo de la realización, ciertos actos, acontecimientos o funciones de cualquiera de los algoritmos descritos en el presente documento pueden realizarse en una secuencia diferente, pueden añadirse, fusionarse u omitirse todos juntos (por ejemplo, no todos los actos o acontecimientos descritos son necesarios para la práctica de los algoritmos). Además, en ciertas realizaciones, los actos o acontecimientos pueden realizarse simultáneamente, por ejemplo, a través de procesamiento de subprocesos múltiples, procesamiento de interrupción, o procesadores múltiples o núcleos de procesador o en otras arquitecturas paralelas, en lugar de secuencialmente. Además, diferentes máquinas y/o sistemas informáticos que pueden funcionar juntos pueden realizar diferentes tareas

o procesos.

**[0058]** Los diversos bloques lógicos ilustrativos, módulos y etapas de algoritmos descritos en relación con las realizaciones descritas en el presente documento pueden implementarse como hardware electrónico, software informático o combinaciones de ambos. Para ilustrar claramente esta intercambiabilidad de hardware y software, diversos componentes, bloques, módulos y etapas ilustrativos se han descrito anteriormente generalmente en términos de su funcionalidad. Si dicha funcionalidad se implementa como hardware o software depende de la aplicación particular y las restricciones de diseño impuestas en el sistema general. La funcionalidad descrita puede implementarse de diferentes maneras para cada aplicación en particular, pero tales decisiones de implementación no deben interpretarse como causantes de un alejamiento del alcance de la divulgación.

**[0059]** Los diversos bloques y módulos lógicos ilustrativos descritos en relación con las realizaciones descritas en el presente documento pueden implementarse o realizarse por una máquina, tal como un procesador de uso general, un procesador de señales digitales (DSP), un circuito integrado de aplicación específica (ASIC), una matriz de puertas programables en campo (FPGA) u otro dispositivo lógico programable, puerta discreta o lógica de transistor, componentes de hardware discretos, o cualquier combinación de los mismos diseñados para realizar las funciones descritas en el presente documento. Un procesador de uso general puede ser un microprocesador, pero como alternativa, el procesador puede ser un controlador, un microcontrolador o una máquina de estados, combinaciones de los mismos o similares. Un procesador también puede implementarse como una combinación de dispositivos informáticos, por ejemplo, una combinación de un DSP y un microprocesador, una pluralidad de microprocesadores, uno o más microprocesadores junto con un núcleo DSP o cualquier otra configuración de este tipo. Aunque en el presente documento se describe principalmente con respecto a la tecnología digital, un procesador también puede incluir principalmente componentes analógicos. Por ejemplo, cualquiera de los algoritmos de procesamiento de señales descritos en el presente documento puede implementarse en un circuito analógico. Un entorno informático puede incluir cualquier tipo de sistema informático, incluidos, entre otros, un sistema informático basado en un microprocesador, un ordenador central, un procesador de señales digitales, un dispositivo informático portátil, un organizador personal, un controlador de dispositivo y un motor computacional dentro de un dispositivo, por nombrar algunos.

**[0060]** Las etapas de un procedimiento, proceso o algoritmo descritos en relación con las realizaciones descritas en el presente documento pueden realizarse directamente en hardware, en un módulo de software ejecutado por un procesador o en una combinación de los dos. Un módulo de software puede residir en memoria RAM, memoria flash, memoria ROM, memoria EPROM, memoria EEPROM, registros, disco duro, un disco extraíble, un CD-ROM o cualquier otra forma de medio de almacenamiento legible por ordenador no transitorio, o almacenamiento informático físico conocido en la técnica. Se puede acoplar un medio de almacenamiento ejemplar al procesador, de manera que el procesador pueda leer información y escribir información en el medio de almacenamiento. Como alternativa, el medio de almacenamiento puede ser integral al procesador. El procesador y el medio de almacenamiento pueden residir en un ASIC. El ASIC puede residir en un terminal de usuario. Como alternativa, el procesador y el medio de almacenamiento pueden residir como componentes discretos en un terminal de usuario.

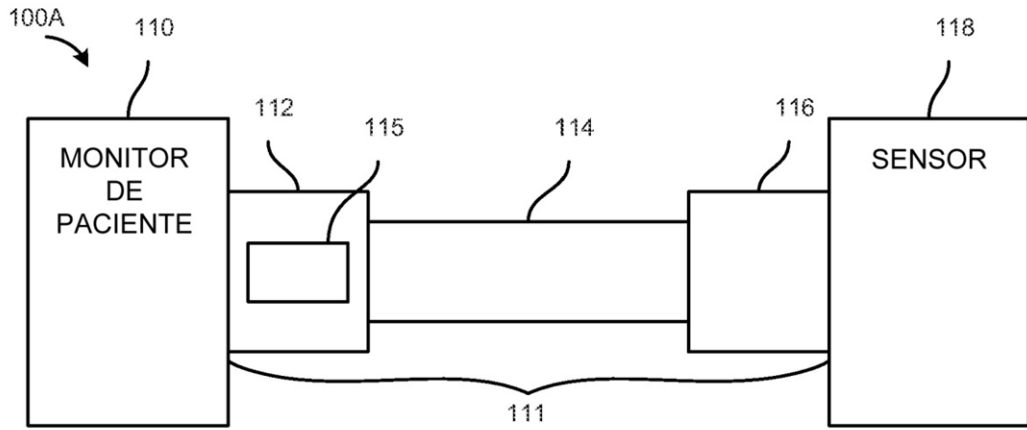
**[0061]** El lenguaje condicional usado en el presente documento, tal como, entre otros, "puede", "podría", "pueden", "por ejemplo" y similares, a menos que se indique específicamente lo contrario, o se entienda de otro modo dentro del contexto como se usa, generalmente tiene la intención de transmitir que ciertas realizaciones incluyen, mientras que otras realizaciones no incluyen, ciertas características, elementos y/o estados. Por lo tanto, dicho lenguaje condicional generalmente no implica que las características, elementos y/o estados sean de alguna manera necesarios para una o más realizaciones o que una o más realizaciones necesariamente incluyan lógica para decidir, con o sin aportación o pregunta del autor, si estas características, elementos y/o estados están incluidos o deben realizarse en cualquier realización particular. Los términos "que comprende", "que incluye", "que tiene" y similares son sinónimos y se usan de manera inclusiva, de forma abierta, y no excluyen elementos, características, actos, operaciones, etc., adicionales. Además, el término "o" se usa en su sentido inclusivo (y no en su sentido exclusivo) de modo que cuando se usa, por ejemplo, para conectar una lista de elementos, el término "o" significa uno, algunos, o todos los elementos en la lista.

REIVINDICACIONES

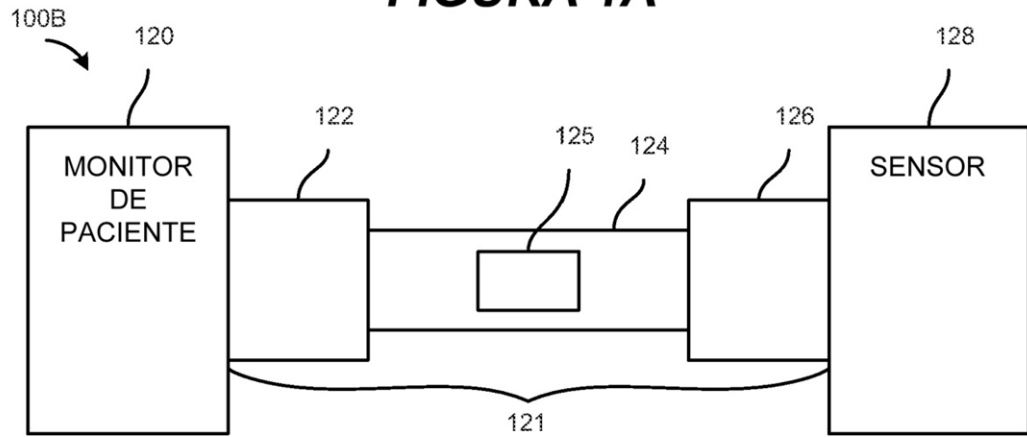
1. Un cable médico para transmitir datos entre un monitor de paciente y un sensor, comprendiendo el cable médico (111, 121, 131):
  - 5 un cuerpo de cable (114, 124, 134);
  - un primer conector (112, 122, 132) conectado al cuerpo de cable y configurado para acoplarse a un monitor de paciente (110, 120, 130);
  - 10 un segundo conector (116, 126, 136) conectado al cuerpo de cable, el segundo conector configurado para acoplarse a un sensor (118, 128, 138) y para recibir una señal de sensor desde el sensor, que comprende información relacionada con el uno o más parámetros fisiológicos; y **caracterizado por**
  - 15 un circuito de autenticación (310) configurado para recibir una señal de prueba del monitor de paciente y generar una señal de rampa de salida que responde a la señal de prueba, en el que la señal de rampa de salida alcanza un voltaje diana dentro de una cantidad de tiempo esperada por el monitor de paciente, permitiendo de este modo al monitor autenticar el cable médico; y
  - 20 un conmutador (235) en serie con una primera trayectoria conductora (1) y una segunda trayectoria conductora (2), la primera trayectoria conductora configurada para transportar la señal de prueba y la segunda trayectoria conductora configurada para transportar una señal de referencia, en el que el módulo conmutador evita que la señal de prueba llegue al circuito de autenticación (310) cuando el conmutador (235) está en un estado abierto y en el que el conmutador (235) está configurado para estar en un estado cerrado cuando el sensor está conectado correctamente al conmutador (235).
2. El cable médico de la reivindicación 1, en el que el circuito de autenticación está configurado además para proporcionar la señal de rampa de salida al monitor de paciente.
- 25 3. El cable médico de la reivindicación 1, en el que el circuito de autenticación comprende además un diodo y un condensador, en el que el circuito de autenticación está configurado de modo que la activación del diodo permite que el condensador se descargue al menos parcialmente a través del diodo.
- 30 4. El cable médico de la reivindicación 1, en el que la señal de prueba es una onda cuadrada que tiene una anchura de pulso predeterminada.
5. El cable médico de la reivindicación 1, en el que el circuito de autenticación está dispuesto dentro del primer conector.
- 35 6. El cable médico de la reivindicación 1, en el que el segundo conector comprende una carcasa, estando el circuito de autenticación contenido dentro de la carcasa.
7. El cable médico de la reivindicación 1, en el que el segundo conector comprende una pluralidad de placas de circuito dispuestas en una configuración paralela, siendo la pluralidad de placas de circuito perpendiculares a un eje longitudinal del cable médico.
- 40 8. El cable médico de la reivindicación 1, en el que el voltaje diana está entre aproximadamente 2 voltios y aproximadamente 4 voltios.
- 45 9. El cable médico de la reivindicación 1, en el que la cantidad de tiempo esperada está entre aproximadamente 100  $\mu$ S y aproximadamente 170  $\mu$ S.
10. Un procedimiento de transmisión de datos entre un monitor de paciente (110, 120, 130) y un sensor (118, 128, 138), comprendiendo el procedimiento:
  - 50 conectar un cable médico (111, 121, 131) a un monitor de paciente;
  - recibir una señal de prueba con un circuito de autenticación (310) dispuesto en el cable médico; **caracterizado por**
  - 55 convertir la señal de prueba en una señal de corriente sustancialmente constante;
  - generar una señal de rampa usando la señal de corriente en la que la señal de rampa alcanza un voltaje diana dentro de una cantidad de tiempo esperada por el monitor de paciente;
  - proporcionar la señal de rampa al monitor de paciente, permitiendo así que el monitor autentique el cable médico;
  - y
  - 60 evitar que la señal de prueba llegue al circuito de autenticación (310) con un conmutador (235), en el que el conmutador (235) está configurado para estar en un estado cerrado cuando el sensor está conectado correctamente al conmutador (235), y en el que el conmutador (235) está en serie con una primera trayectoria conductora y una segunda trayectoria conductora, la primera trayectoria conductora configurada para transportar la señal de prueba y la segunda trayectoria conductora configurada para transportar una señal de referencia.

11. El procedimiento de la reivindicación 10, que comprende además: recibir una señal de confirmación desde el monitor de paciente que indica que el cable médico está en un estado autenticado.

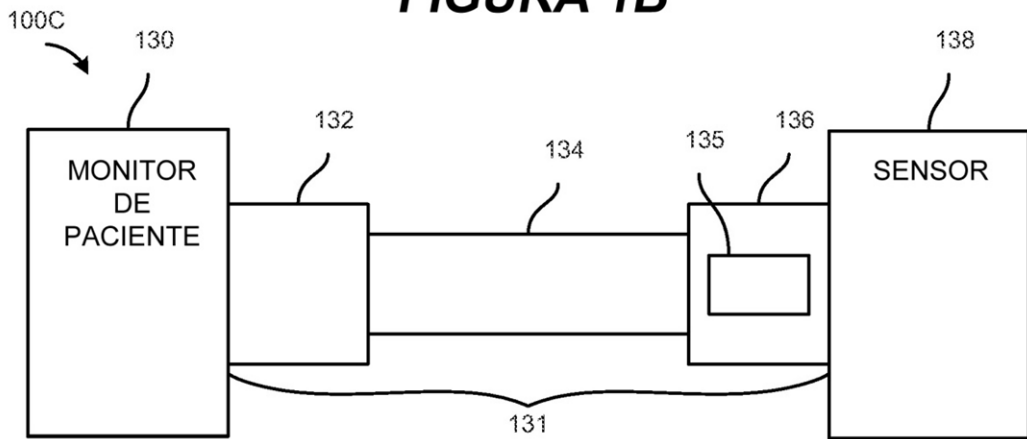
12. El procedimiento de la reivindicación 10, que comprende además: utilizar el cable médico, que transmite una señal de sensor que comprende información relacionada con uno o más parámetros fisiológicos desde un sensor al monitor de paciente.



**FIGURA 1A**



**FIGURA 1B**



**FIGURA 1C**

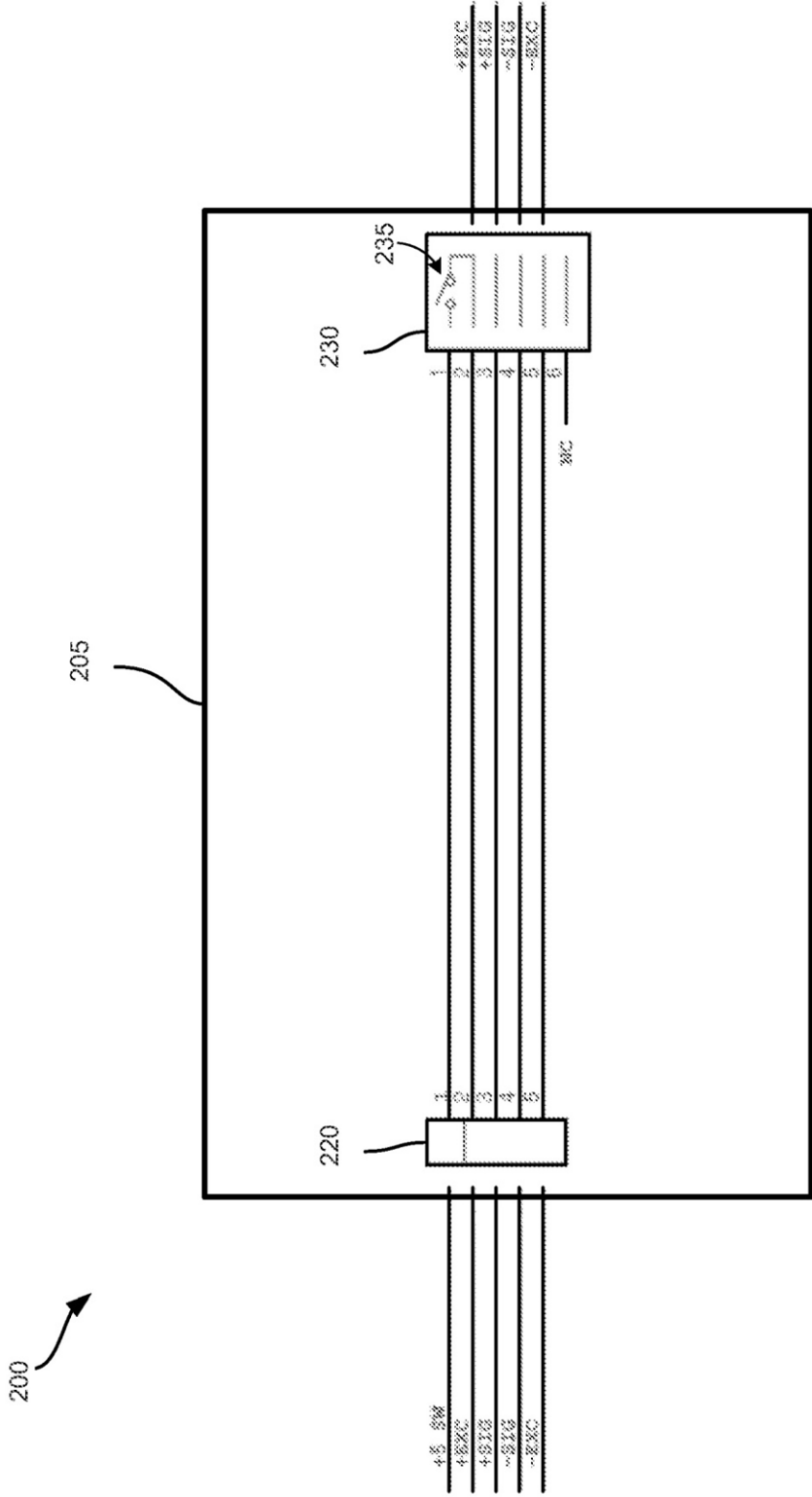
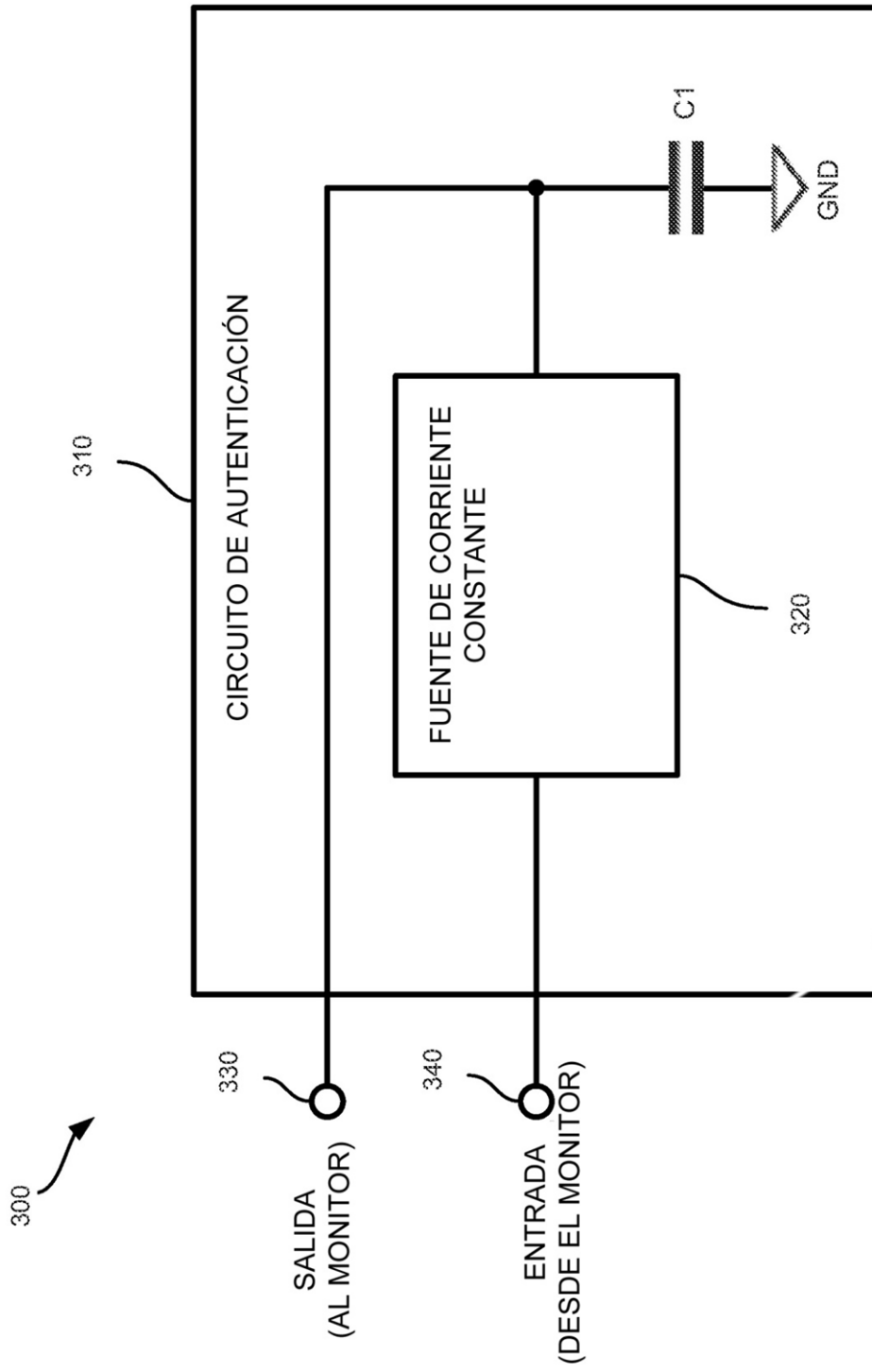
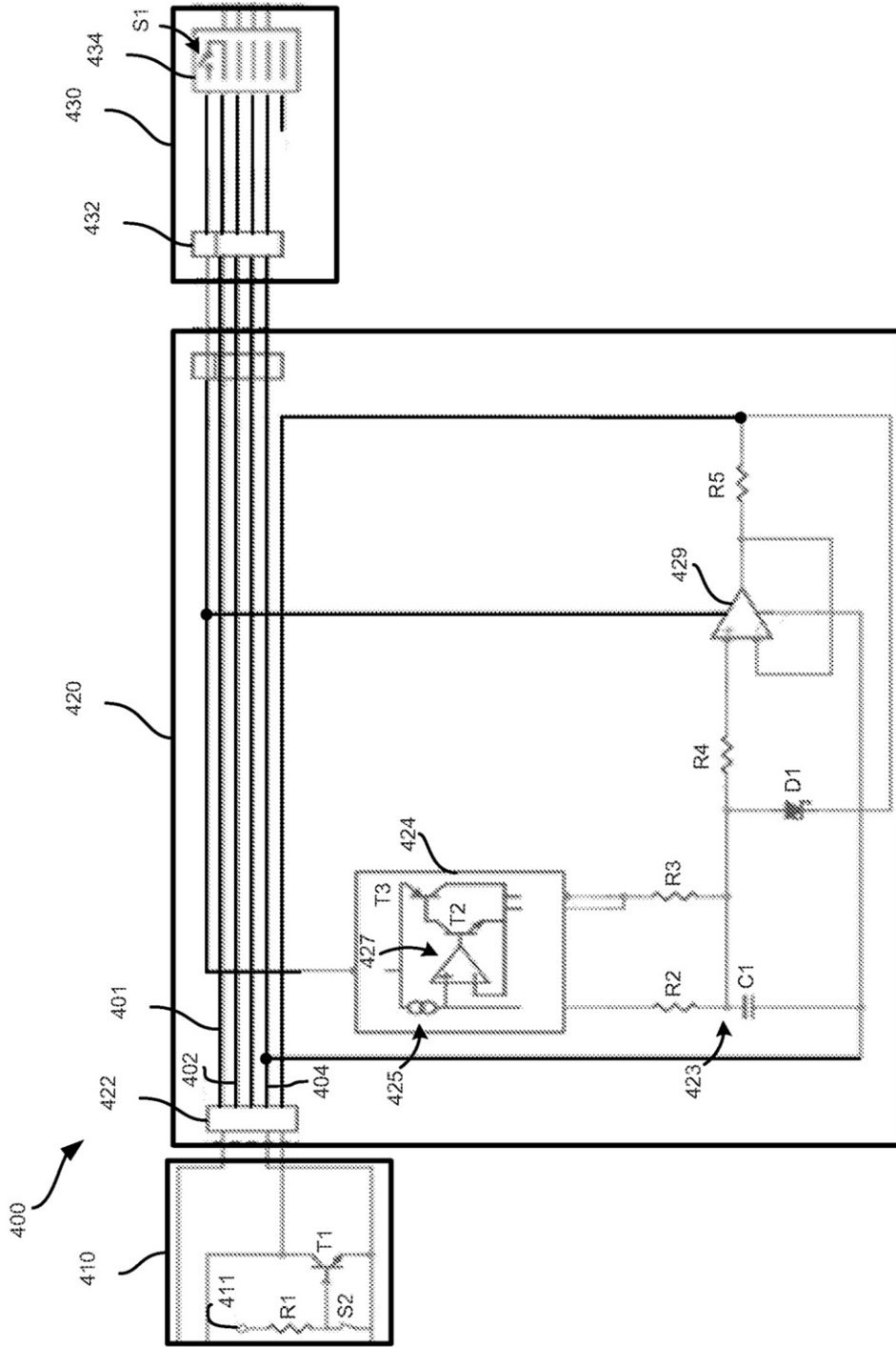


FIGURA 2

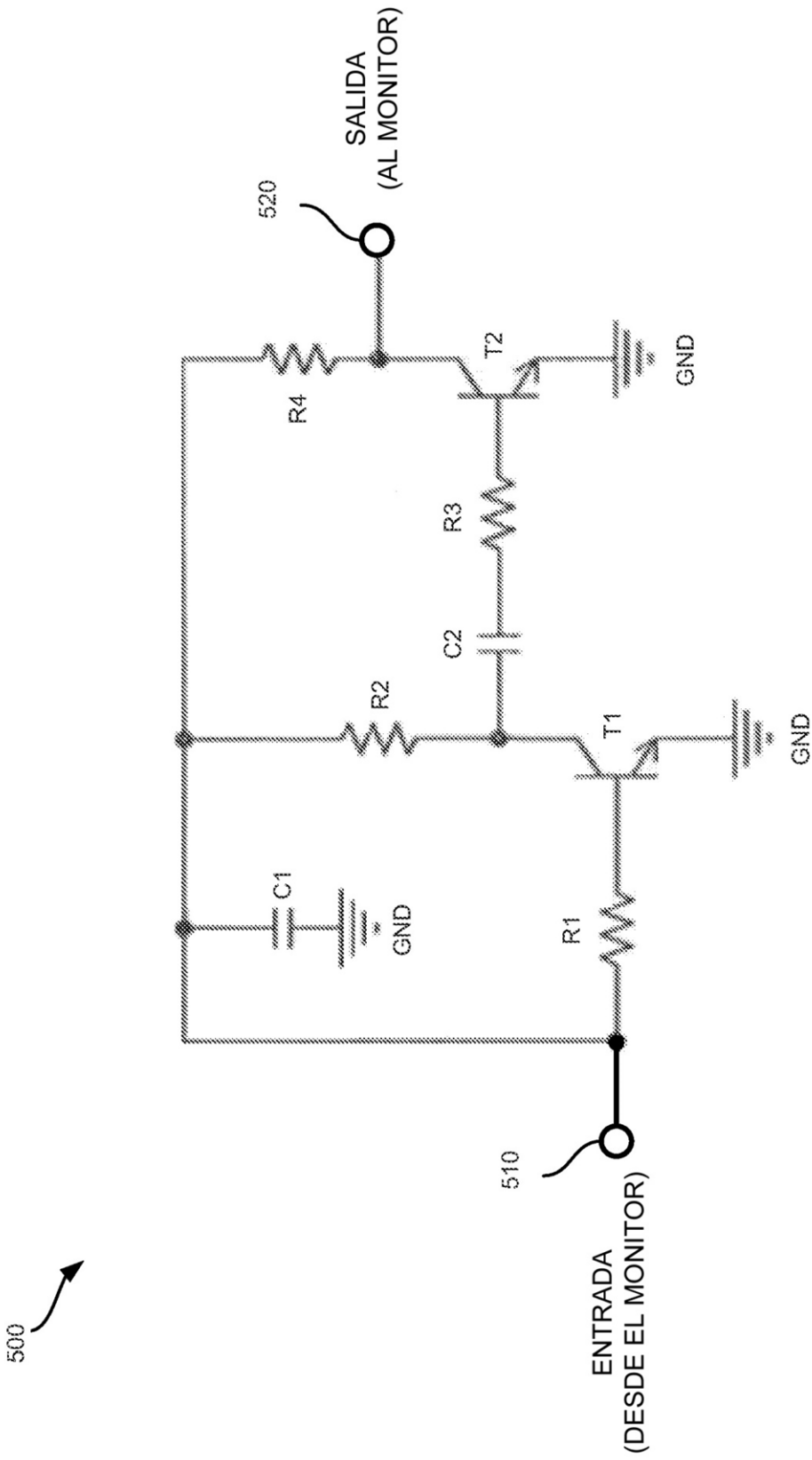


**FIGURA 3**

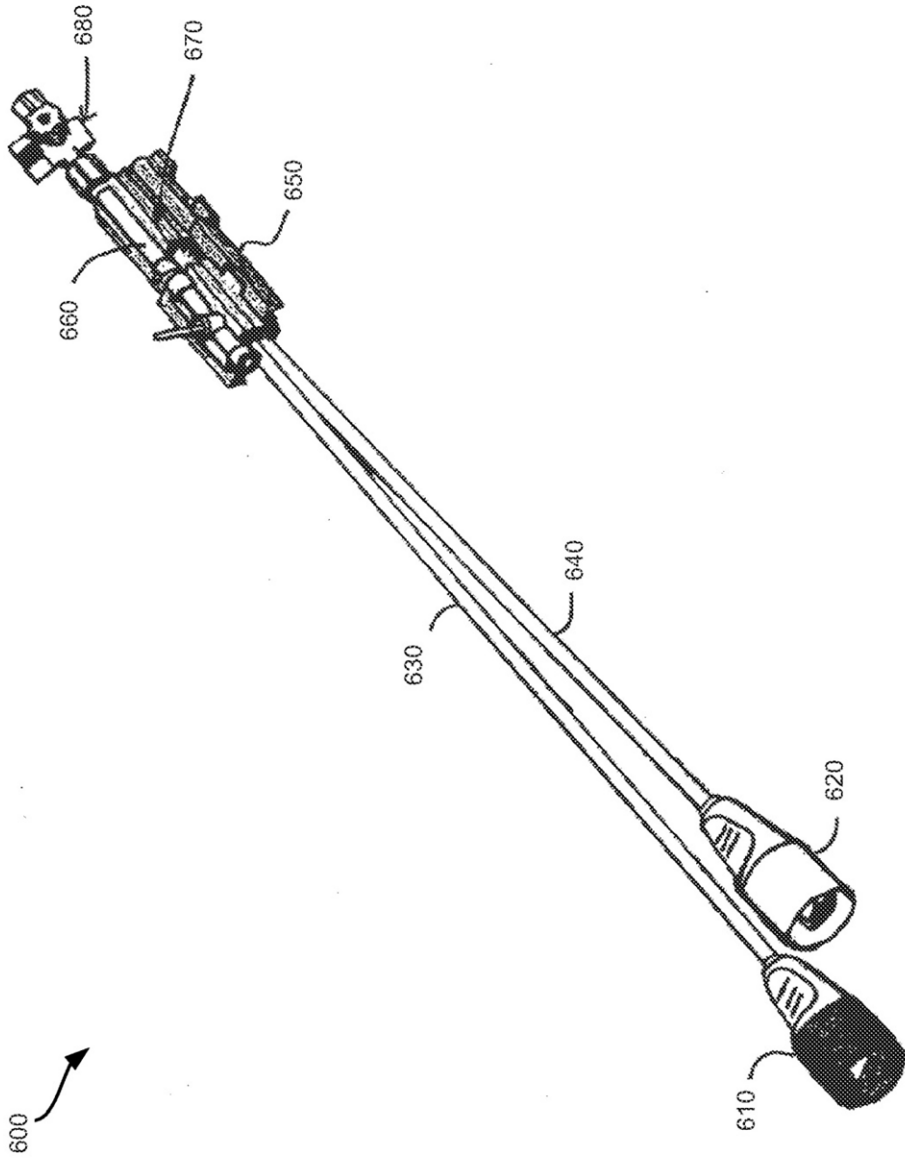




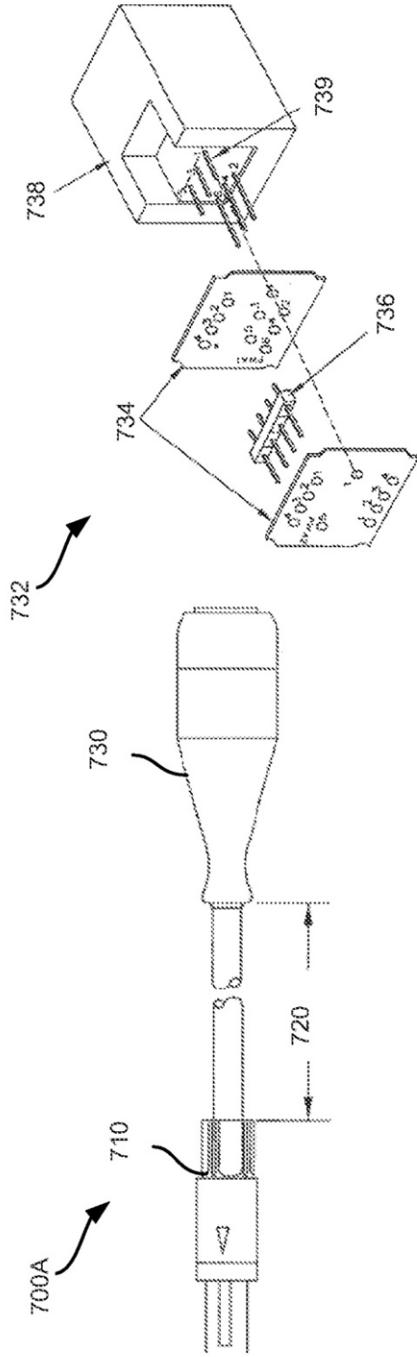
**FIGURA 4**



**FIGURA 5**

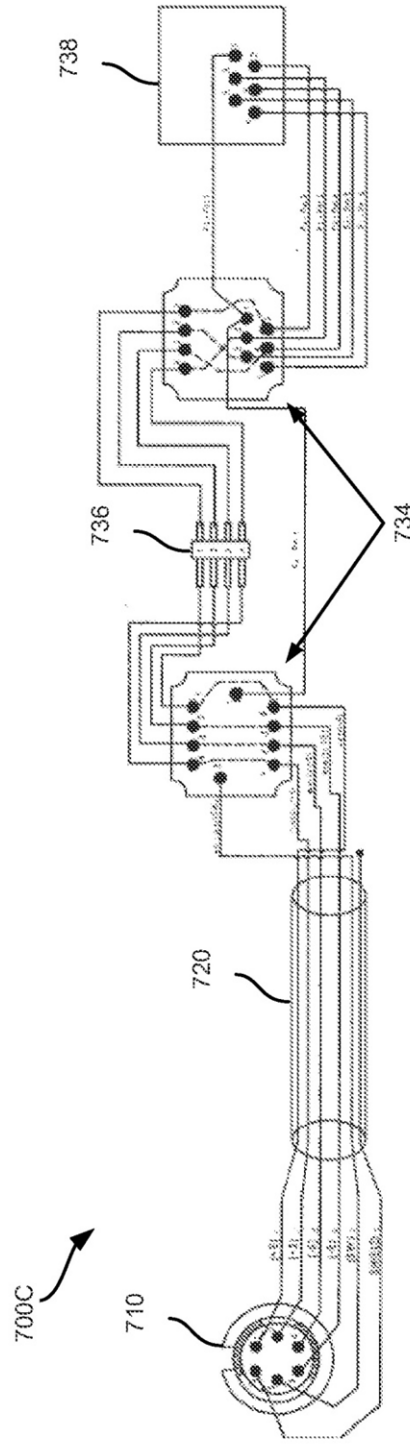


**FIGURA 6**

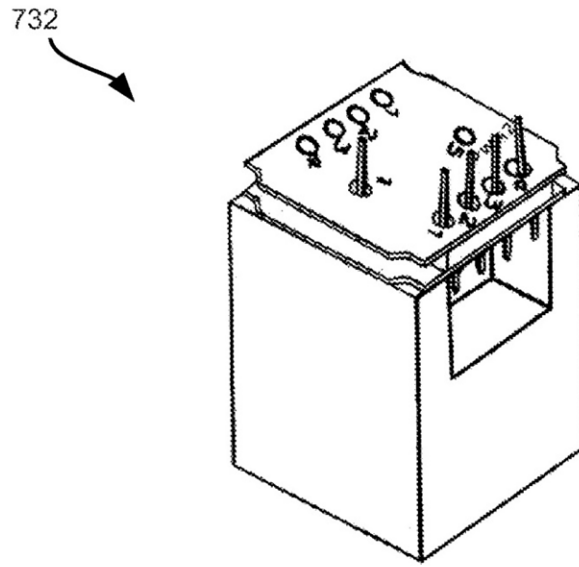


**FIGURE 7B**

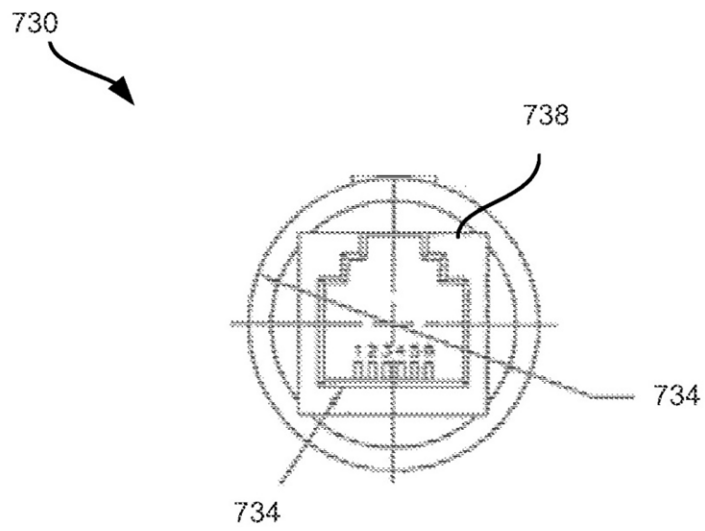
**FIGURE 7A**



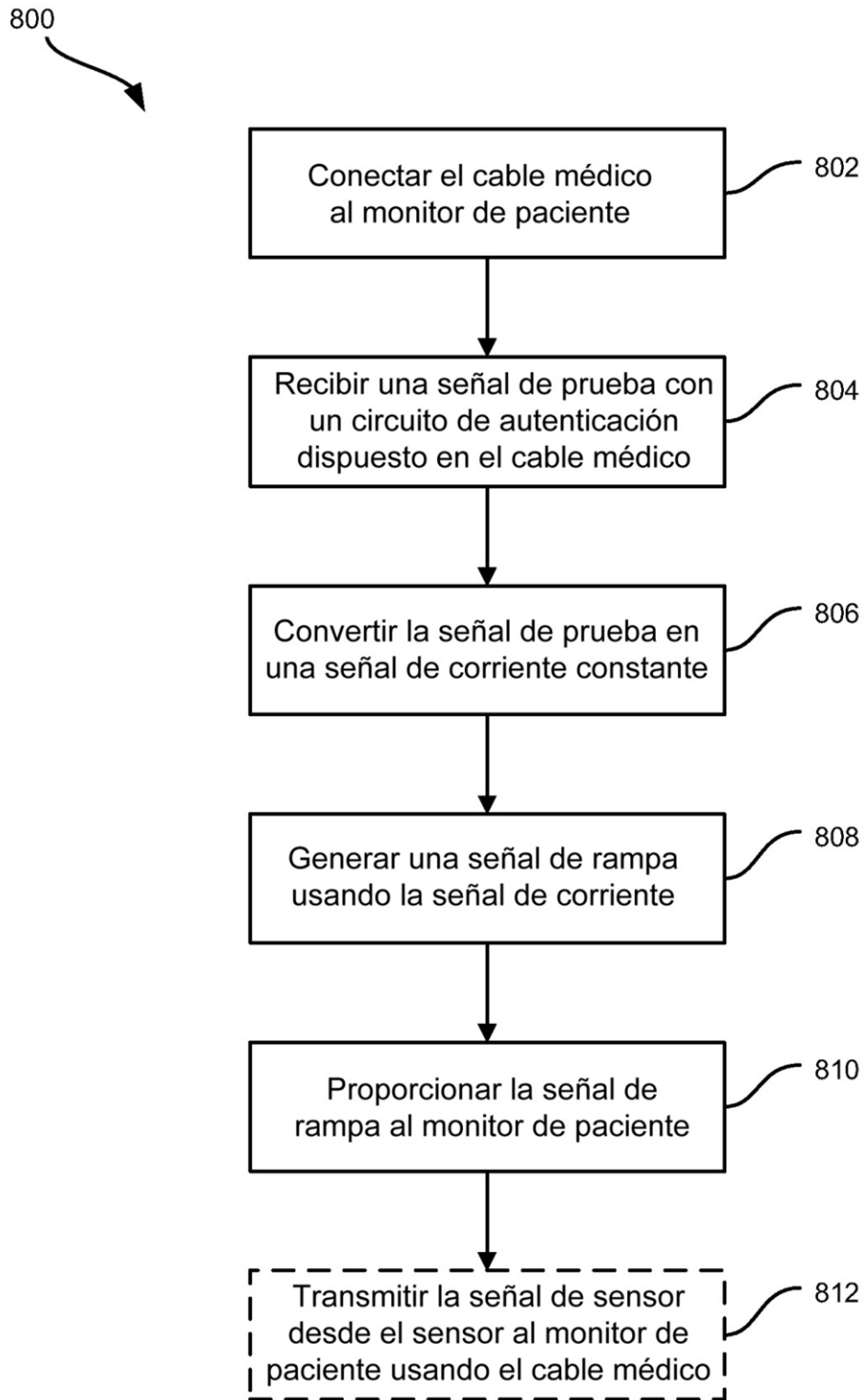
**FIGURE 7C**



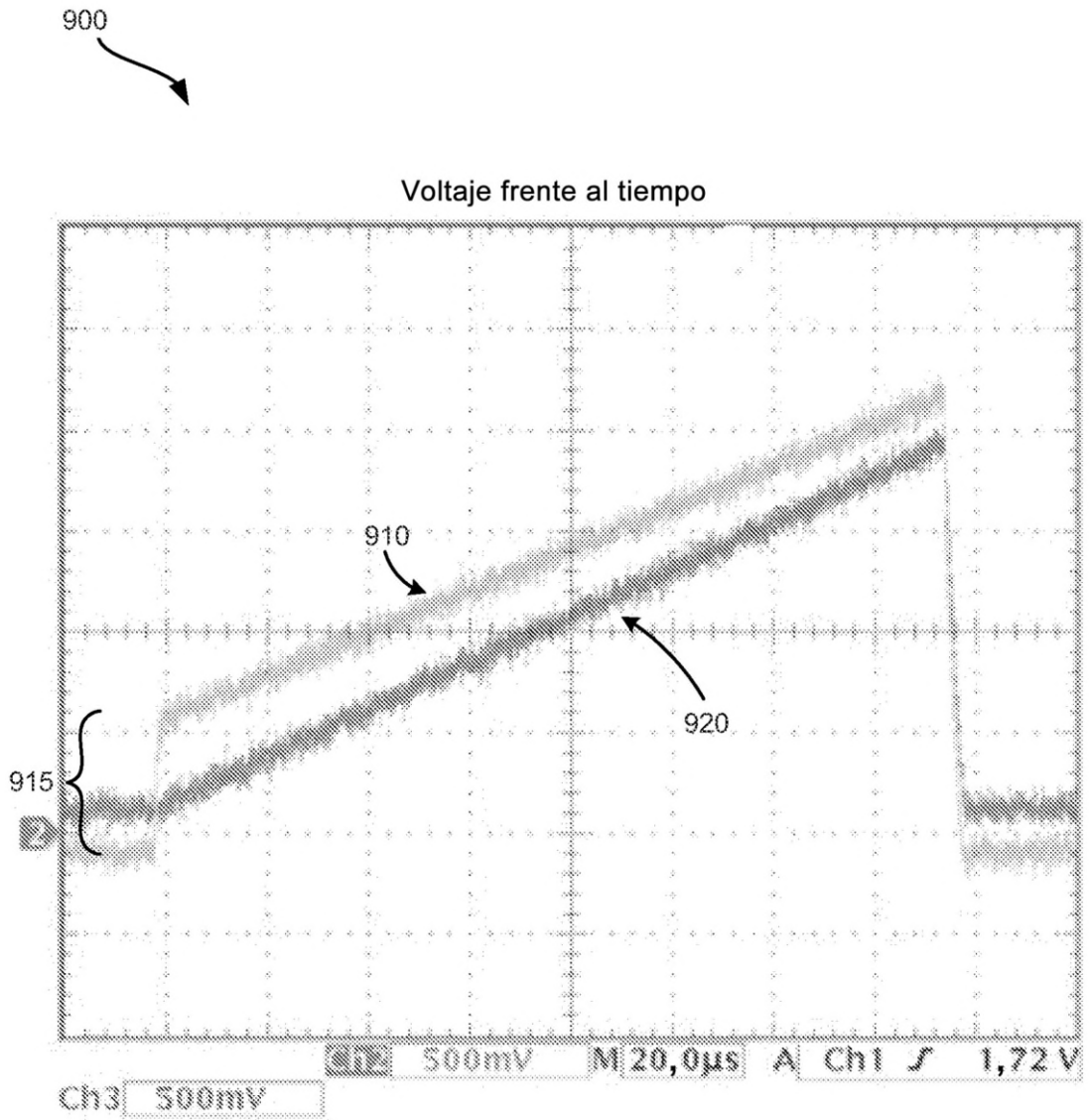
**FIGURA 7D**



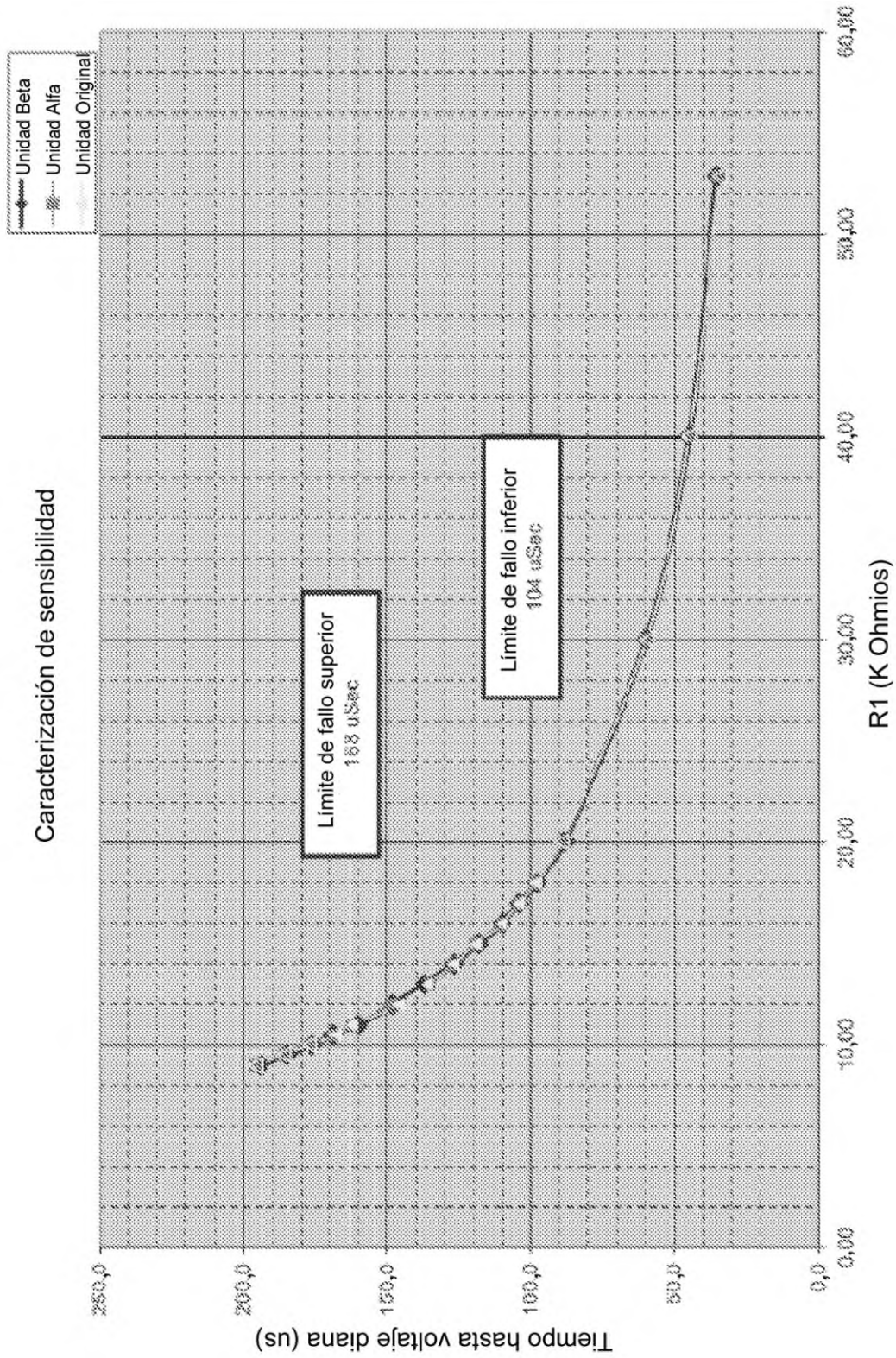
**FIGURA 7E**



**FIGURA 8**



**FIGURA 9**



**FIGURA 10**



Temporización de dientes de sierra frente a resistencia

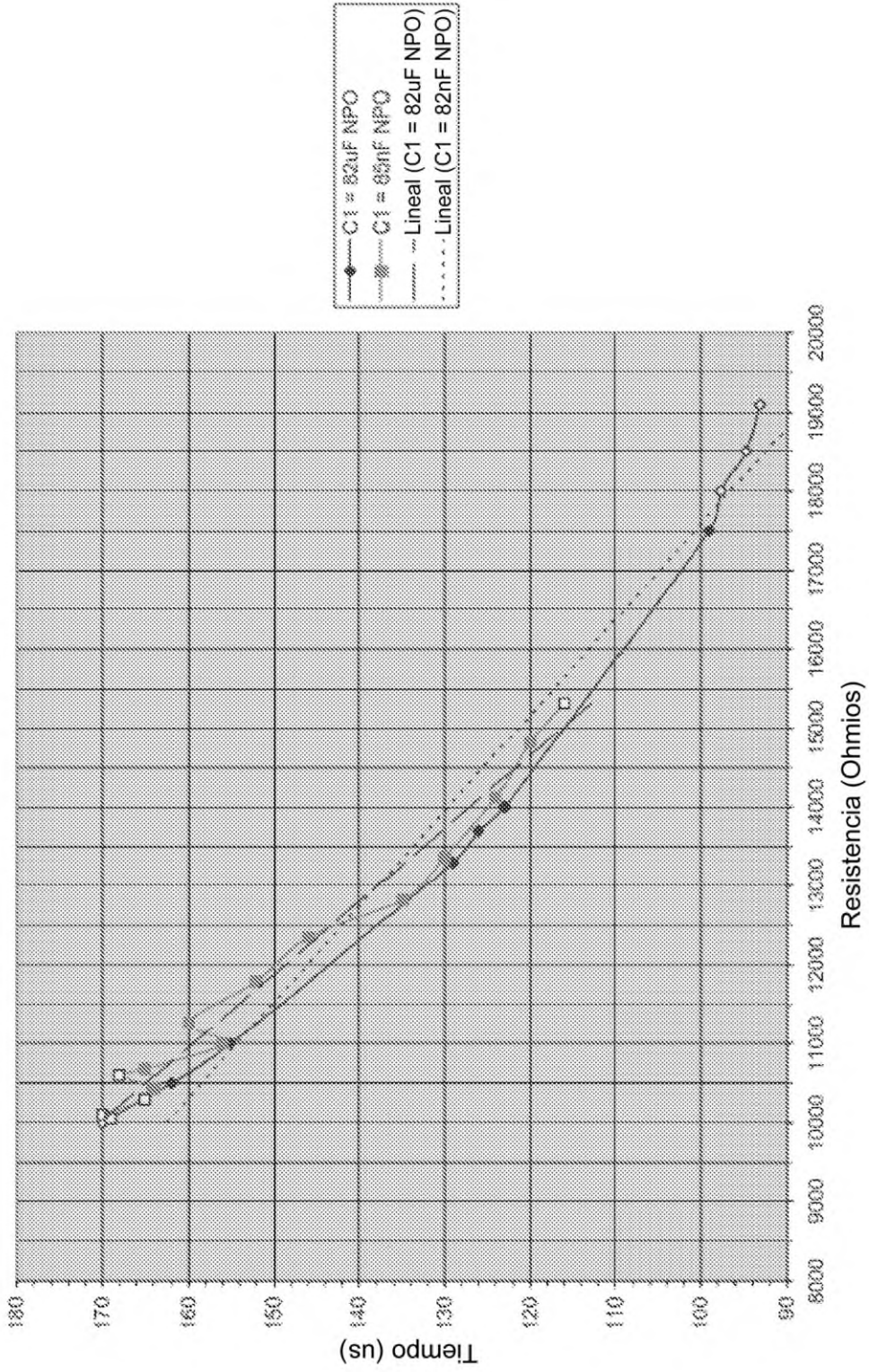


FIGURA 11