

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 627 697**

51 Int. Cl.:

**A61B 5/00** (2006.01)  
**A61B 5/0215** (2006.01)  
**H03H 11/12** (2006.01)  
**A61B 5/01** (2006.01)  
**A61B 5/026** (2006.01)  
**A61B 5/06** (2006.01)  
**A61B 5/145** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **03.12.2012** **E 12195215 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **08.03.2017** **EP 2601884**

54 Título: **Dispositivo de supresión de ruido de interferencia activa**

30 Prioridad:

**05.12.2011 SE 1151152**

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

**31.07.2017**

73 Titular/es:

**ST. JUDE MEDICAL COORDINATION CENTER  
BVBA (100.0%)  
The Corporate Village, Da Vincilaan 11-Box F1  
1930 Zaventem, BE**

72 Inventor/es:

**SAMUELSSON, MAGNUS**

74 Agente/Representante:

**ELZABURU SLP.**

ES 2 627 697 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**

Dispositivo activo de supresión de ruido – interferencia

**Campo de la invención**

5 La presente invención se refiere a un dispositivo de supresión de ruido – interferencia según los preámbulos de las reivindicaciones independientes.

**Antecedentes**

La presente invención se refiere en particular a un dispositivo aplicable a sensores médicos intracorporales.

10 En muchos procedimientos médicos, se necesita monitorizar diferentes condiciones fisiológicas presentes en el interior de una cavidad corporal. Estas condiciones fisiológicas son normalmente de naturaleza física – como la presión, la temperatura, la velocidad del flujo de un fluido, y proporcionan al médico o al asistente técnico médico una información fundamental sobre el estado de la condición de un paciente.

Un dispositivo que se utiliza ampliamente al objeto de monitorizar las condiciones es el sensor de presión sanguínea. Un sensor de presión sanguínea mide la magnitud de la presión sanguínea de un paciente y la convierte en una señal eléctrica representativa que se transmite al exterior del paciente.

15 En la técnica anterior, es conocido el montaje de un sensor en una parte distal de un denominado cable de sensor y el posicionamiento del sensor por medio de la utilización del cable de sensor en un vaso sanguíneo de un cuerpo vivo al objeto de detectar un parámetro físico, tal como la presión o la temperatura. El sensor incluye elementos que son, directa o indirectamente, sensibles al parámetro.

20 Un cable de sensor conocido tiene una longitud típica de 1,5 – 2 metros, y comprende un tramo de tubo hueco que se extiende a lo largo de una parte principal del cable y que tiene un diámetro exterior en el intervalo de 0,25 – 0,5 mm, normalmente de aproximadamente 0,35 mm. Un cable central está dispuesto en el interior del tramo de tubo y se extiende a lo largo del tramo de tubo, y a menudo se extiende hacia el exterior desde una abertura distal del tramo de tubo. El sensor, o sensores, está/n dispuesto/s preferiblemente en conexión con la parte distal del cable central, por ejemplo, en el extremo distal del cable de sensor.

25 La presente invención es aplicable, por ejemplo, con respecto a un cable de sensor del tipo descrito con anterioridad.

30 En una aplicación, se utiliza el cable de sensor del tipo descrito con anterioridad para medir la presión en vasos sanguíneos, y en particular, en las coronarias del corazón, por ejemplo, para la identificación de constricciones en las coronarias. Esto se puede llevar a cabo por medio de la determinación de la reserva fraccional de flujo correspondiente al vaso. El cable de sensor se inserta normalmente mediante el uso de un catéter de inserción, el cual se inserta, a su vez, a través de la vena femoral o de la arteria radial, y se guía por medio del catéter insertado hasta la ubicación de medida.

35 Al objeto de proporcionar suministro al sensor y de comunicar las señales que representan la variable fisiológica medida hasta un monitor externo fisiológico, se conectan al sensor uno o más cables o conductores, a menudo denominados micro-cables, para la transmisión de las señales, y se conducen a lo largo del cable de sensor hasta que salen del vaso y llegan al monitor externo fisiológico, a través de cables o de forma inalámbrica.

40 El elemento sensor comprende además un sistema de circuitos eléctricos, el cual está conectado, por lo general, según una configuración de tipo puente de Wheatstone, a uno o varios elementos piezorresistivos dispuestos sobre una membrana. Como es bien conocido en la técnica, una determinada presión ejercida sobre la membrana desde el medio circundante se corresponderá de este modo con un determinado estiramiento o desviación de la membrana y, en consecuencia, con una determinada resistencia de los elementos piezorresistivos montados sobre la misma y, a su vez, con una determinada salida del elemento sensor.

45 En la solicitud de patente de EE.UU. nº 2006/0009817 A1, la cual está cedida al presente cesionario, se describe un ejemplo de un conjunto de cable de guiado y sensor de este tipo. El sistema comprende un sensor configurado para ser colocado en el cuerpo, una unidad de control configurada para ser colocada en el exterior del cuerpo y una conexión por cable entre el sensor y la unidad de control, al objeto de proporcionar una tensión de alimentación desde la unidad de control hasta el sensor y de comunicar una señal entre los mismos. La unidad de control tiene además un modulador, para la modulación de la señal de sensor recibida, y una interfaz de comunicación para la comunicación inalámbrica de la señal modulada.

50 En la patente de EE.UU. nº 7.724.148 B2, la cual está cedida también al presente cesionario, se describe otro ejemplo de dicho sistema de medición de la presión. El cable de sensor de presión está adaptado para ser conectado, en su extremo proximal, a una unidad transmisora receptora que está adaptada para comunicarse de forma inalámbrica, por medio de una señal de comunicación, con una unidad de comunicación dispuesta en conexión con un dispositivo externo.

En la patente de EE.UU. nº 6.112.598, la cual está cedida al presente cesionario, y también en la patente de EE.UU. nº 7.207.227 B2, se describen ejemplos adicionales de dichos conjuntos de cable de guiado y sensores de presión.

5 En la patente de EE.UU. nº 7.326.088, la cual está cedida al presente cesionario, se describe un dispositivo adaptado para la reducción de la corriente de fuga en un conjunto de cable de guiado. En este dispositivo conocido, se aplica un potencial de protección a un aislador o a una funda conductora de cable de guiado del conjunto de cable de guiado al objeto de reducir de esta forma la corriente de fuga.

10 El cuerpo del paciente se comporta como un volumen eléctricamente conductor, con una gran área superficial expuesta al equipo eléctrico circundante (iluminación fluorescente, fuentes de alimentación de rayos X, etc.) y como una trayectoria de conducción directa hasta los dispositivos eléctricos intracorporales (marcapasos, neuroestimuladores, dispositivos de ablación por RF, catéteres de ultrasonido, etc.). El ruido de interferencia eléctrica generado por dichos equipos se acopla de forma eficaz sobre el cuerpo del paciente a través de un acoplamiento capacitivo, en el caso de equipos externos, y de manera directa por conducción y/o acoplamiento capacitivo en el caso de equipos intracorporales. Esto es problemático para los sensores intracorporales eléctricos de precisión, debido a que las tensiones interferentes que sean muchos miles de veces mayores que las señales de interés pueden corromper las mediciones. En la figura 1 se ilustra una representación simplificada de la influencia sobre el cuerpo del paciente. En la figura 1, se señalan diferentes capacitancias de influencia. Por ejemplo, Cground (por ejemplo, 300 pF) es la capacitancia a tierra, Cpow (por ejemplo, 3 pF) es la capacitancia con respecto a la fuente de alimentación principal, y Csup, Ciso son las capacitancias con respecto al dispositivo de medida conectado al cuerpo a través de un sensor intracorporal. Además, la alimentación principal Vmain es una tensión alterna (50/60 Hz) de 230 voltios, por ejemplo. Rbody es la resistencia del cuerpo, y se puede aproximar a 100 Ω. Esto puede dar lugar a una tensión Vbody a través del cuerpo de aproximadamente 2,3 VAC que tiene una frecuencia de 50 Hz. Esta tensión Vbody puede influir desde luego en las mediciones realizadas, por ejemplo, por medio de un sensor intracorporal que sea un sensor de presión del tipo descrito con anterioridad.

25 Para dispositivos situados en el exterior del cuerpo, por ejemplo, los adaptados a la medición de actividades bioeléctricas, tales como un EEG y un ECG, se han propuesto diferentes formas para la reducción de las interferencias eléctricas. Se describen ejemplos en la solicitud de patente de EE.UU. nº 2008/139953, en la patente de EE.UU. nº 4.890.630 y en el artículo "Amplifiers for bioelectric events: A design with a minimal number of parts" en Medical and Biological Engineering and Computing, Springer, Heidelberg, DE, vol. 32, no. 3, 1 de mayo de 1994, páginas 305-310, ISSN: 0140-0118.

30 Además, se hace referencia a la solicitud de patente de EE.UU. nº 2007/178579, que describe un aparato y métodos que proporcionan la capacidad de estimular eléctricamente un sistema físico, y la de eliminar de forma activa la interferencia con la adquisición de señal (perturbaciones) que resulta de la estimulación.

35 La protección eléctrica directa de los sensores intracorporales no es siempre posible debido a situaciones potencialmente peligrosas de corriente de fuga eléctrica que pueden generarse debido a un fallo mecánico del sensor. Dicho fallo mecánico se considera una condición de fallo de modo único (SFC, single-mode fault condition, por sus siglas en inglés). De conformidad con los estándares de seguridad aplicables para equipos médicos, no se debería permitir que ningún evento SFC condujese a dichas situaciones peligrosas, es decir, se requieren dos medios de protección al menos. Un estándar de seguridad aplicable es el IEC 60601, el cual es un conjunto de estándares técnicos para la seguridad y la eficacia de los equipos médicos eléctricos, publicado por la Comisión Electrotécnica Internacional.

40 Una protección pasiva de limitación de corriente que se ha utilizado tradicionalmente proporciona los medios adicionales de protección para la seguridad eléctrica, y comprende esencialmente una impedancia (por ejemplo, una resistencia) conectada a una tierra de dispositivo. Este tipo de protección está ilustrado de forma esquemática en la figura 2, en conexión con un cable de guiado de sensor. Esta protección se obtiene por medio de una impedancia pasiva conectada entre un tramo de tubo exterior protegido del cable de guiado y la tierra de dispositivo. Sin embargo, la protección proporcionada es muy modesta, y en gran medida ineficaz a bajas frecuencias (< 10 kHz). Esto hace que las mediciones del sensor sean extremadamente vulnerables a una interferencia de tensión de línea de 50/60 Hz.

50 La figura 3 es un circuito simplificado esquemático de la protección de la figura 2 que ilustra la protección pasiva de limitación de corriente provista de un circuito de impedancia que tiene una resistencia Rs de 100 kΩ y una capacitancia de 3,3 nF que dan lugar a una impedancia de aproximadamente 91 kΩ a 50 Hz. La tensión del sensor es menor de 5 voltios, lo cual da lugar a una corriente de fuga de menos de 50 μA al objeto de cumplir con el requisito SFC de tipo "CF".

### Compendio

55 Un objetivo de la presente invención es la obtención de una protección mejorada de un dispositivo médico, y en particular de sensores intracorporales, que en concreto proteja de forma eficaz al sensor con respecto a fuentes de interferencia tanto externas como intracorporales.

5 La invención descrita puede reducir de forma significativa la interferencia eléctrica de las mediciones de precisión de sensores intracorporales (presión, temperatura, flujo, pH, posición, etc.) al someter al cuerpo del paciente a una conexión de baja impedancia (es decir, una conexión directa con el torrente sanguíneo) con una señal eléctrica que contrarresta y anula el ruido eléctrico incidente, mientras que se sigue cumpliendo con el nivel más alto de seguridad eléctrica (tipo CF) por medio de corrientes de paciente limitadas durante las condiciones normales y de fallo de modo único (SFC).

10 Al utilizar una red de realimentación activa de corriente limitada, la protección, o las partes de un sensor médico que entran en conexión directa con el torrente sanguíneo de un paciente, se acciona de forma activa por medio de una pequeña corriente que tiene por objeto compensar y anular de forma eficaz cualquier potencial eléctrico inducido sobre el cuerpo del paciente por otros equipos eléctricos interferentes, tanto externos (tensión de línea de 50/60 Hz, fuentes de alimentación de rayos X, sistema de circuitos de detección dirigidos por ECG, etc.) como intracorporales (marcapasos, desfibriladores-cardioversores implantables (ICD, implantable cardioverter-defibrillators, por sus siglas en inglés), neuroestimuladores, dispositivos de ablación por RF, catéteres de ultrasonido, etc.) reduciendo enormemente de esta forma la interferencia para las mediciones de precisión.

15 En realizaciones adicionales del dispositivo activo de supresión de ruido, se pueden reducir también las corrientes de fuga del sensor interno, los tiempos de establecimiento del sensor durante el funcionamiento conmutado y las perturbaciones dinámicas debidas a las variaciones en la capacitancia del cable de los cables del sensor.

Las realizaciones descritas en la presente memoria pueden proporcionar una o más de las siguientes ventajas:

20 1) Proporciona una supresión activa del ruido – interferencia por medio de la utilización de realimentación, al aplicar de forma activa al cuerpo del paciente una pequeña corriente de corrección, utilizando de esta forma el cuerpo del paciente como una protección.

2) Cumple con los requisitos de corriente de fuga en el paciente.

3) Permite que la señal de referencia sea una tensión de referencia fija o cualquier señal de nodo de sensor.

25 4) Cuando se elige la señal de referencia como una señal de nodo de sensor, suprime además las perturbaciones dinámicas debidas a las variaciones en la capacitancia del cable (por ejemplo, doblado del cable de sensor o del catéter, movimientos de órganos, etc.) y los errores debidos a las corrientes de fuga del sensor.

5) Proporciona unos medios de detección de la frecuencia de interferencia (por ejemplo, 50/60 Hz) y de detección y reducción de las corrientes de fuga del sensor.

30 6) Proporciona una protección activa, suministrada por medio de un sistema de circuitos activo de un sensor de microcircuito.

7) Proporciona una protección activa de múltiples nodos de sensor.

8) Acorta los tiempos de establecimiento del sensor cuando se utiliza en un procedimiento conmutado o multiplexado.

35 9) La supresión activa de ruido se puede realizar por medio de un dispositivo de medición externo, o directamente en el chip del sensor utilizando un sistema de circuitos activo.

Un objetivo adicional es la provisión de un dispositivo médico más fiable mediante el uso del dispositivo activo de supresión de ruido.

40 Según un primer aspecto de la presente invención, se proporciona un dispositivo de supresión de ruido que comprende un electrodo de conexión con el cuerpo de baja impedancia, configurado para aplicar de forma activa una corriente limitada al cuerpo del paciente, utilizando de esta forma el cuerpo del paciente como una protección activa.

### Breve descripción de los dibujos

45 La descripción de comprenderá de forma más completa a partir de la siguiente descripción detallada, tomada en conjunto con las figuras que se acompañan, en las que los números de referencia iguales se refieren a elementos similares, en las que:

La figura 1 es una ilustración simplificada de cómo las tensiones externas del entorno influyen en el cuerpo del paciente.

La figura 2 es una ilustración esquemática de una protección pasiva de limitación de corriente en conexión con un cable de guiado de sensor.

50 La figura 3 es una ilustración esquemática de un tipo de protección pasiva.

La figura 4 es una ilustración esquemática de un dispositivo activo de supresión de ruido según una realización a modo de ejemplo de la presente invención.

La figura 5 es una ilustración esquemática de una realización de un dispositivo activo de supresión de ruido según una realización a modo de ejemplo de la presente invención.

- 5 La figura 6 es un diagrama de flujo que ilustra un método de supresión activa de ruido e interferencia según un ejemplo.

### Descripción detallada

10 Antes de hacer referencia a las figuras, las cuales ilustran en detalle realizaciones a modo de ejemplo, se debe entender que la aplicación no se limita a los detalles o la metodología descritos en la descripción o ilustrados en las figuras. También se debe entender que la terminología es únicamente a los fines de la descripción y que no se ha de considerar limitativa.

15 Según la invención, un dispositivo activo de supresión de ruido 2 para un dispositivo médico comprende un circuito activo que tiene una primera conexión de entrada 8, una segunda conexión de entrada 10, y una conexión de salida 12, un electrodo de conexión con el cuerpo de baja impedancia 4 adaptado para estar en contacto eléctrico directo con el torrente sanguíneo de un sujeto (por ejemplo, un cuerpo humano o animal), y una rama de realimentación 14 que conecta dicha conexión de salida 12 con dicha primera conexión de entrada 8.

20 Haciendo referencia a la figura 5, un principio básico de una realización del dispositivo activo de supresión de ruido es que un circuito limitador de corriente 18, en la rama de realimentación 14, realimenta una corriente de corrección de error al cuerpo del paciente que compensa las influencias de la tensión de ruido e interferente del paciente. En la realización de la figura 5, el circuito activo incluye una unidad de amplificador operacional 6 que tiene una amplificación muy elevada. La unidad de amplificador operacional 6 puede estar conectada como un amplificador de transimpedancia o como un convertidor de corriente a tensión (I-V). El amplificador operacional genera como salida una tensión de corrección de error, haciendo que una corriente de corrección de error circule a través del circuito limitador de corriente 18. La corriente de corrección de error compensa de forma precisa la tensión interferente en la entrada 8 negativa, manteniendo esta entrada de esta forma al mismo potencial que la entrada de referencia 10. La resistencia  $R_{LIM}$  fija el factor de conversión I-V y, en consecuencia, la desviación de la salida del amplificador operacional para un nivel de interferencia dado, así como limita la corriente de corrección de CC máxima. El condensador  $C_{LIM}$  limita la corriente de corrección de AC y proporciona una estabilización en frecuencia del lazo de control.

30 El dispositivo activo de supresión de ruido 2 está conectado eléctricamente al paciente por medio de un electrodo de conexión con el cuerpo de baja impedancia 4. El electrodo de conexión con el cuerpo 4 está adaptado para estar en conexión directa con la sangre del ser humano o del animal. El electrodo de conexión con el cuerpo 4 puede estar en contacto con la sangre del paciente al estar ubicado sobre una parte exterior de un dispositivo médico que esté insertado en el interior del torrente sanguíneo del paciente. Por ejemplo, si el dispositivo médico es un cable de guiado de sensor, se puede lograr el contacto directo con la sangre por medio de la conexión del electrodo de conexión con el cuerpo 4 a un tramo de tubo exterior no aislado del cable de guiado de sensor que esté en conexión directa con la sangre. Cuando se inserta el dispositivo médico en el interior del cuerpo de un paciente, el electrodo de conexión con el cuerpo 4 es capaz de proporcionar una conexión eléctrica entre el cuerpo del paciente y el sistema de circuitos del dispositivo activo de supresión de ruido 2. Como se describe con mayor detalle más adelante, el dispositivo activo de supresión de ruido 2 sirve para llevar el cuerpo del paciente a un potencial deseado, suprimiendo de esta forma toda tensión interferente (o corriente) del interior del cuerpo del paciente.

45 En la presente memoria, se entiende por baja impedancia, en general, valores de impedancia inferiores a 1 k $\Omega$ . El valor de la impedancia puede depender del material que se utilice para el electrodo de conexión con el cuerpo 4. En diferentes realizaciones, el electrodo de conexión con el cuerpo 4 tiene un valor de impedancia de: menos de 900 k $\Omega$ , menos de 800 k $\Omega$ , menos de 700 k $\Omega$ , menos de 600 k $\Omega$ , menos de 500 k $\Omega$ , menos de 400 k $\Omega$ , menos de 300 k $\Omega$ , o de menos de 200 k $\Omega$ . En otra realización, el valor de impedancia del electrodo de conexión con el cuerpo de baja impedancia 4 está en el intervalo de 10 – 100  $\Omega$ .

50 Haciendo referencia a la figura 5, el electrodo de conexión con el cuerpo 4 está conectado a la primera conexión de entrada 8 de un circuito activo. El circuito activo incluye una primera conexión de entrada 8, una segunda conexión de entrada 10, y una conexión de salida 12. El circuito activo puede incluir una unidad de amplificador operacional 6. En esta realización, la señal de referencia 16 predeterminada está conectada a la segunda conexión de entrada 10 de la unidad de amplificador operacional 6. La unidad de amplificador operacional 6 sirve para mantener la misma tensión en cada terminal de entrada 8, 10. La presencia de la rama de realimentación 14, que une la conexión de salida 12 de la unidad de amplificador operacional 6 con la conexión de entrada 8, hace que la unidad de amplificador operacional 6 genere como salida la tensión necesaria para mantener los terminales de entrada 8, 10 al mismo potencial. Por lo tanto, la unidad de amplificador operacional 6 genera como salida una señal de corrección de error (es decir, una tensión) que servirá para llevar el primer terminal de entrada 8 a la misma tensión que el segundo terminal de entrada 10, la cual está determinada a partir de la señal de referencia 16. La señal de

corrección de error se puede utilizar también con otras finalidades ventajosas, tales como para la medición del nivel de interferencia eléctrica en un paciente, de la capacitancia de un cable de sensor y de la corriente de fuga que circula a través del paciente o el sensor.

5 La rama de realimentación 14 comprende un circuito limitador de corriente 18 adaptado para limitar la corriente de corrección de error a través de la rama de realimentación 14 de manera que sea inferior a una corriente predeterminada. Tal y como se ilustra de forma esquemática en la figura 4, el circuito limitador de corriente 18 puede tener, por lo general, una función de transferencia designada  $H(s)$ . La función de transferencia  $H(s)$  puede estar adaptada al dispositivo médico específico en el que se aplica el dispositivo activo de supresión de ruido 2. La función de transferencia  $H(s)$  puede incluir cualquier combinación de componentes de circuito que sirvan para limitar la corriente que circula desde la conexión de salida 12 hasta la primera conexión de entrada 8. Limitar la corriente que circula hacia la primera conexión de entrada 8 limita también la corriente que circula hasta el electrodo de conexión con el cuerpo 4 (es decir, hasta el cuerpo del paciente). La capacidad del circuito limitador de corriente 18 para limitar la corriente que circula hasta el cuerpo del paciente es una importante ventaja del dispositivo activo de supresión de ruido 2. Los mecanismos activos de protección convencionales plantean riesgos para el paciente debido a que una situación de fuga podría dar lugar a que corrientes de nivel peligroso circularan a través del cuerpo del paciente. Sin embargo, el circuito limitador de corriente 18 del dispositivo de supresión de ruido 2 está configurado para limitar la corriente que circula a través del cuerpo del paciente, protegiendo al paciente de niveles peligrosos de corriente que, de otra manera, podrían resultar de un fallo mecánico de los componentes durante la protección activa.

20 Según una realización, la corriente de corrección de error (es decir, la corriente que circula desde la conexión de salida 12 hasta la conexión de entrada 8) está limitada a ser de  $50 \mu\text{A}$  o menos (por ejemplo,  $30 \mu\text{A}$  o  $15 \mu\text{A}$ ). El valor más elevado de la corriente de corrección de error puede guardar relación con los estándares de seguridad aplicables, tal como el estándar de seguridad que se ha analizado brevemente en la sección de antecedentes. Además, el dispositivo activo de supresión de ruido puede estar adaptado en particular para la reducción de la influencia de una frecuencia de interferencia de  $50 - 60 \text{ Hz}$ . En una realización, el circuito limitador de corriente 18 incluye un circuito de impedancia que se corresponde con la mayor corriente de corrección de error permitida, así como con las frecuencias de la tensión de ruido e interferente.

30 En una realización, el circuito limitador de corriente incluye una unidad de resistencia y una unidad de capacitancia, tal y como se muestra en la figura 5. En esta realización, se fija la  $I_{\text{LIMIT}}$  al configurar  $R_{\text{LIM}}$  y  $C_{\text{LIM}}$  para que tengan una resistencia y capacidad deseadas, respectivamente, necesarias para obtener un circuito limitador de corriente 18 que tiene la impedancia deseada. También se puede obtener la impedancia deseada por medio de combinaciones alternativas de resistencias, condensadores, o de otros componentes de circuito.

35 Tal y como se ilustra en la figura 4, la señal de referencia 16 puede tener, por lo general, una función de transferencia designada  $G(s)$ . La función de transferencia puede estar adaptada para un intervalo de frecuencias particular y puede estar elegida además al objeto de asegurar la estabilidad del lazo de control en el dispositivo médico específico en el que se aplica el dispositivo activo de supresión de ruido. Mantener la estabilidad del lazo de control es importante debido a que el acoplamiento capacitivo y/o resistivo del cuerpo del paciente a la señal del sensor puede dar lugar a una trayectoria de realimentación positiva que podría convertir el lazo de control en inestable.

40 La señal de referencia 16 predeterminada puede ser cualquier tensión estable. Debido a que el dispositivo de supresión de ruido 2 sirve para llevar la primera conexión de entrada 8 al mismo potencial que la segunda conexión de entrada 10, de ello se deduce que la tensión en el electrodo de conexión con el cuerpo 4 será la misma que la tensión en la segunda conexión de entrada 10. El dispositivo de supresión de ruido 2 proporciona, por tanto, un mecanismo para la utilización de la señal de referencia 16 al objeto de controlar la tensión en el electrodo de conexión con el cuerpo 4, suprimiendo efectivamente cualquier tensión interferente. Según una realización, la señal de referencia 16 predeterminada es una tensión de referencia de CC fija relacionada con una masa de tierra del dispositivo médico.

50 Según otra realización, la señal de referencia 16 predeterminada está relacionada con una señal de sensor de dicho dispositivo médico. Por ejemplo, la segunda conexión de entrada 10 puede estar conectada a un micro-cable en el interior del dispositivo médico (por ejemplo, un micro-cable utilizado para la transmisión de señales desde un sensor de presión hasta el exterior de un paciente). Esta realización proporciona una ventaja de seguridad adicional al impedir substancialmente que las corrientes de fuga circulen desde el dispositivo médico al paciente, incluso en el caso de fallo mecánico del dispositivo médico. Esta ventaja tiene lugar porque cuando se utiliza un nodo de sensor como señal de referencia 16, el dispositivo de supresión de ruido 2 hace que la tensión del paciente (es decir, la tensión en el electrodo de conexión con el cuerpo 4) sea la misma que la tensión del dispositivo médico (es decir, la tensión en la segunda conexión de entrada 10). Por tanto, aunque el dispositivo médico fuera a sufrir un fallo mecánico, no circularía ninguna corriente de fuga desde el dispositivo médico hasta el paciente. De esta forma, el dispositivo de supresión de ruido 2 se puede utilizar para: 1) limitar la corriente que circula desde el dispositivo activo de supresión de ruido 2 hasta el paciente (por ejemplo, desde la conexión de salida 12 hasta la primera conexión de entrada 8), y 2) para impedir que la corriente de fuga circule desde el dispositivo médico hasta el paciente en el caso de fallo mecánico.

La utilización de un micro-cable de sensor como señal de referencia 16 puede acortar los tiempos de establecimiento del sensor cuando se utiliza un dispositivo médico en un procedimiento conmutado o multiplexado. Cada micro-cable de sensor y cada tramo de tubo tienen asociadas una resistencia, capacitancia e inductancia distribuidas. La capacitancia es normalmente de aproximadamente 100pF/m de cable de sensor. Esta capacitancia genera una constante de tiempo de filtro RC. Dicho de otro modo, después de excitar un nodo de sensor particular, debe pasar un cierto tiempo antes de que las tensiones y las corrientes se estabilicen en sus nuevos valores. Esto da lugar a una limitación fundamental relativa a la rapidez con la que se pueden conmutar diferentes nodos de sensor (tales como la lectura de temperatura/presión, etc.). Al aplicar el funcionamiento con protección activa al tubo y/o al cuerpo del paciente por medio de la utilización del dispositivo activo de supresión de ruido 2, los efectos de la capacitancia entre un cable de sensor (que se utiliza como señal de referencia 16 para el funcionamiento activo) y el tubo/cuerpo del paciente se eliminan fundamentalmente. Como el cable de sensor y el tubo/cuerpo del paciente están al mismo potencial, no puede circular ninguna corriente, y en consecuencia no se puede generar ninguna constante de tiempo RC. El funcionamiento activo que utiliza el dispositivo activo de supresión de ruido 2 acorta enormemente de esta forma los tiempos de establecimiento.

Cuando se elige la señal de referencia como una señal de nodo de sensor, ello suprime además las perturbaciones dinámicas debidas a las variaciones en la capacitancia del cable (es decir, el doblado del cable de sensor o del catéter, los movimientos de órganos, etc.) así como los errores debidos a las corrientes de fuga del sensor.

Según otra realización más, la señal de referencia 16 predeterminada se obtiene por medio de la conmutación entre señales de sensor diferentes de dicho dispositivo médico. Esta realización proporciona diferentes ventajas. En primer lugar, los niveles de interferencia pueden ser diferentes en señales de sensor diferentes debido a las diferentes impedancias asociadas. La utilización de la señal de sensor que se ha de medir en un instante dado como señal de referencia 16 reduce de esta forma la interferencia en concreto para esa señal. Dicho de otro modo, la utilización de una señal de sensor como señal de referencia 16 “protege” la señal que se ha de medir en un instante dado. En segundo lugar, la utilización de una determinada señal de sensor como señal de referencia 16 reduce la corriente de fuga de esa señal específica cuando se mide, dando lugar a una señal más estable y robusta (las diferentes señales de sensor están normalmente a diferentes tensiones). Nuevamente, esta realización proporciona la capacidad de “proteger” la señal de interés en cada momento. En tercer lugar, la capacidad de conmutar entre señales de sensor diferentes para obtener la señal de referencia 16 se puede utilizar para medir la corriente de fuga de una señal de sensor específica. Por ejemplo, si un sensor tiene tres cables de señal, cualquier corriente de fuga se puede ubicar con precisión en un cable de sensor particular.

Según una realización, el dispositivo activo de supresión de ruido 2 está dispuesto en un extremo distal de un dispositivo médico. El dispositivo médico puede ser un tubo médico alargado adaptado para ser insertado en un paciente, tal como un cable de guiado de sensor provisto de un sensor de presión en su parte extrema distal. El dispositivo activo de supresión de ruido 2 puede estar dispuesto en conexión con el sensor de presión al estar integrado en el mismo chip. De forma similar, si el dispositivo médico es un cable de guiado de sensor provisto de otro tipo de sensor (por ejemplo, de temperatura, flujo, pH, etc.), el dispositivo activo de supresión de ruido 2 puede estar integrado en otro chip.

La presente invención es aplicable, por lo tanto, a cualquier tipo de dispositivo médico provisto de uno o varios sensor(es) intracorporal(es) que esté(n) configurado(s) para medir, por ejemplo, una o varias variables de entre presión, temperatura, flujo, pH, o la posición del sensor cuando el sensor está situado en una parte de extremo distal del dispositivo médico (denominados sensores mGPS). La presente invención se puede utilizar además en dispositivos médicos que se implantan de manera semipermanente o permanente en un sujeto.

A continuación se describirá, haciendo referencia al diagrama de flujo esquemático mostrado en la figura 6, un método de supresión activa de ruido e interferencia en un dispositivo médico.

En un ejemplo, el método comprende proporcionar un circuito activo que tiene una primera conexión de entrada 8, una segunda conexión de entrada 10, y una conexión de salida 12, en el que dicha segunda conexión de entrada está conectada a una señal de referencia predeterminada, disponer un electrodo de conexión con el cuerpo de baja impedancia 4 en contacto eléctrico directo con el torrente sanguíneo de un cuerpo humano o animal, en el que dicho electrodo de conexión con el cuerpo 4 está conectado con dicha primera conexión de entrada 8, y proporcionar una rama de realimentación 14 que conecta dicha conexión de salida 12 con dicha primera conexión de entrada 8. El método comprende además limitar una corriente de corrección de error que circula a través de dicha rama de realimentación 14 por medio de la provisión de un circuito limitador de corriente 18, de manera que dicha corriente de corrección de error sea inferior a una corriente predeterminada. En la realización mostrada en la figura 6, la etapa de proporcionar un circuito activo incluye la provisión de una unidad de amplificador operacional que tiene una rama de realimentación. El electrodo de conexión con el cuerpo puede estar conectado a una entrada de la unidad de amplificador operacional.

La corriente de corrección de error puede estar limitada a ser de 50  $\mu$ A o menos. La supresión activa puede estar adaptada en particular para la reducción de la influencia de una frecuencia de interferencia de 50 – 60 Hz. Tal y como se ha descrito con anterioridad, la señal de referencia 16 predeterminada puede ser una tensión de referencia fija relacionada con una masa de tierra del dispositivo médico. De forma alternativa, la señal de referencia 16

predeterminada puede estar relacionada con una señal de sensor del dispositivo médico. En una realización, la señal de referencia 16 se obtiene por medio de la conmutación entre señales de sensor diferentes del dispositivo médico.

- 5 El electrodo de conexión con el cuerpo de baja impedancia 4 está adaptado para estar en conexión directa con la sangre del ser humano o del animal. Esto se consigue de acuerdo a las diferentes realizaciones descritas con anterioridad en relación con el dispositivo de supresión de ruido 2.

En una realización, el circuito limitador de corriente 18 incluye un circuito de impedancia, que incluye, por ejemplo, una unidad de resistencia y/o una unidad de capacitancia.

- 10 La construcción y configuración de los sistemas y métodos mostrados en las diferentes realizaciones a modo de ejemplo y ejemplos son solamente ilustrativas. Aunque se han descrito únicamente unas cuantas realizaciones en detalle en esta descripción, son posibles muchas modificaciones (por ejemplo, variaciones de tamaños, componentes y estructuras de los diferentes elementos, valores de parámetros, utilización de materiales, etc.). Por ejemplo, se puede variar la posición de los elementos, y se puede modificar o variar la naturaleza o el número de los elementos discretos o sus posiciones.

- 15 Se puede variar o reorganizar el orden o secuencia de cualquiera de las etapas del proceso o método según ejemplos alternativos. Se pueden realizar otras sustituciones, modificaciones, cambios y omisiones en el diseño, condiciones de funcionamiento y configuración de las realizaciones a modo de ejemplo sin salirse del alcance de la presente invención, la cual queda definida por las reivindicaciones adjuntas.

**REIVINDICACIONES**

1. Un dispositivo activo de supresión de ruido (2) para un dispositivo médico, que comprende:
  - un circuito activo (6) que tiene una primera conexión de entrada (8), una segunda conexión de entrada (10), y una conexión de salida (12), en el que dicha segunda conexión de entrada está conectada a al menos una señal de referencia (16) predeterminada;
  - un electrodo de conexión con el cuerpo de baja impedancia (4) adaptado para estar en contacto eléctrico directo con un torrente sanguíneo de un sujeto, en el que el electrodo de conexión con el cuerpo de baja impedancia (4) está conectado a dicha primera conexión de entrada (8); y
  - una rama de realimentación (14) que conecta la conexión de salida (12) con la primera conexión de entrada (8);
  - en el que dicha rama de realimentación (14) comprende un circuito limitador de corriente (18) adaptado para limitar una corriente que circula a través de dicha rama de realimentación para que sea inferior a una corriente predeterminada.
2. El dispositivo activo de supresión de ruido (2) según la reivindicación 1, en el que dicha corriente está limitada a ser de 50  $\mu$ A o menos.
3. El dispositivo activo de supresión de ruido (2) según la reivindicación 1 o 2, en el que dicho dispositivo activo de supresión de ruido (2) está adaptado para reducir la influencia de una frecuencia de interferencia de 50 – 60 Hz.
4. El dispositivo activo de supresión de ruido (2) según cualquiera de las reivindicaciones 1 - 3, en el que dicha al menos una señal de referencia (16) predeterminada es una tensión de referencia fija relacionada con una masa de tierra del dispositivo médico.
5. El dispositivo activo de supresión de ruido (2) según cualquiera de las reivindicaciones 1 - 3, en el que dicha al menos una señal de referencia (16) predeterminada está relacionada con una señal de sensor de dicho dispositivo médico.
6. El dispositivo activo de supresión de ruido (2) según cualquiera de las reivindicaciones 1 - 3, en el que dicha al menos una señal de referencia (16) predeterminada se obtiene por medio de la conmutación entre señales de sensor diferentes de dicho dispositivo médico.
7. El dispositivo activo de supresión de ruido (2) según cualquiera de las reivindicaciones 1 - 6, en el que dicho circuito limitador de corriente (18) incluye un circuito de impedancia.
8. El dispositivo activo de supresión de ruido (2) según cualquiera de las reivindicaciones 1 - 7, en el que dicho circuito limitador de corriente (18) incluye una unidad de resistencia.
9. El dispositivo activo de supresión de ruido (2) según cualquiera de las reivindicaciones 1 - 8, en el que dicho circuito limitador de corriente (18) incluye una unidad de capacitancia.
10. Un cable de guiado de sensor que comprende el dispositivo activo de supresión de ruido (2) según cualquiera de las reivindicaciones 1 - 9.
11. El cable de guiado de sensor según la reivindicación 10, en el que dicho electrodo de conexión con el cuerpo (4) está adaptado a estar en conexión directa con el torrente sanguíneo del sujeto al estar conectado a un tramo de tubo exterior no aislado de dicho cable de guiado de sensor que está adaptado para estar en conexión directa con la sangre.
12. Un tubo médico alargado adaptado para ser insertado en un paciente, que comprende el dispositivo activo de supresión de ruido (2) según cualquiera de las reivindicaciones 1 – 9, en el que dicho dispositivo de supresión de ruido (2) está dispuesto en un chip de sensor en una parte extrema distal de dicho tubo médico alargado.
13. El tubo médico alargado según la reivindicación 12, en el que dicho tubo médico alargado es un cable de guiado de sensor provisto de un sensor de presión en su parte extrema distal.

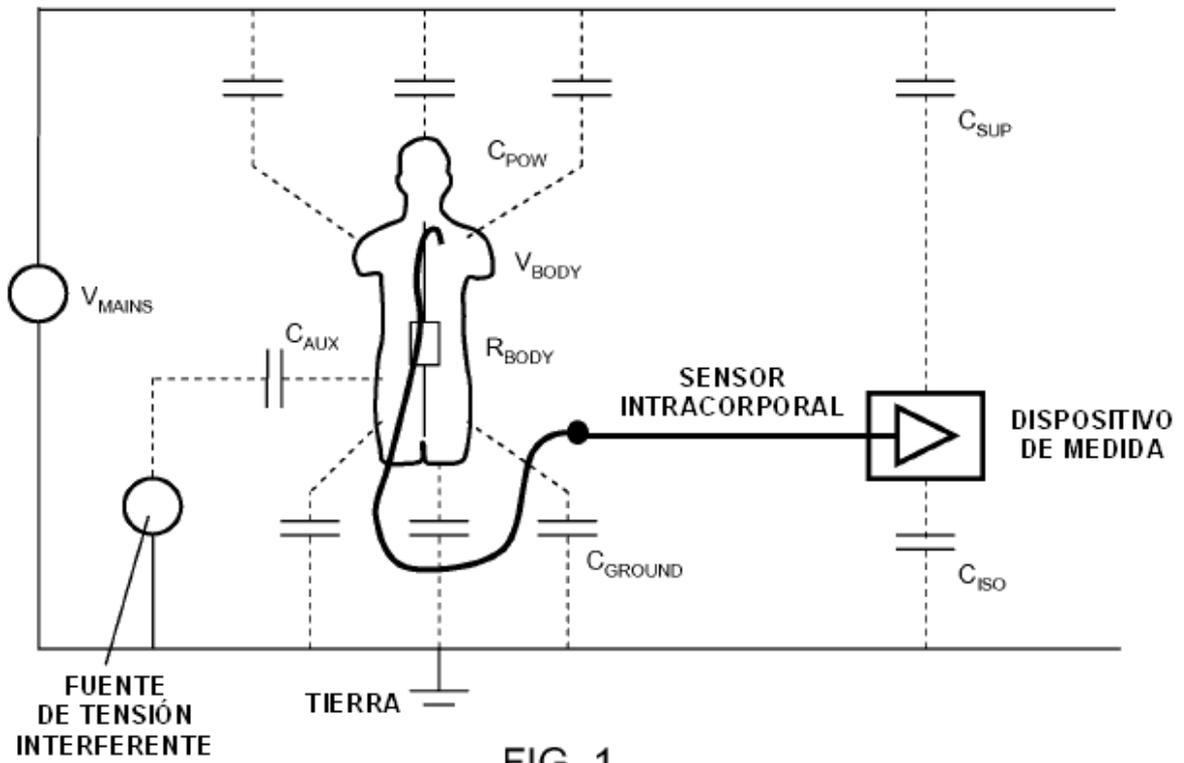


FIG. 1

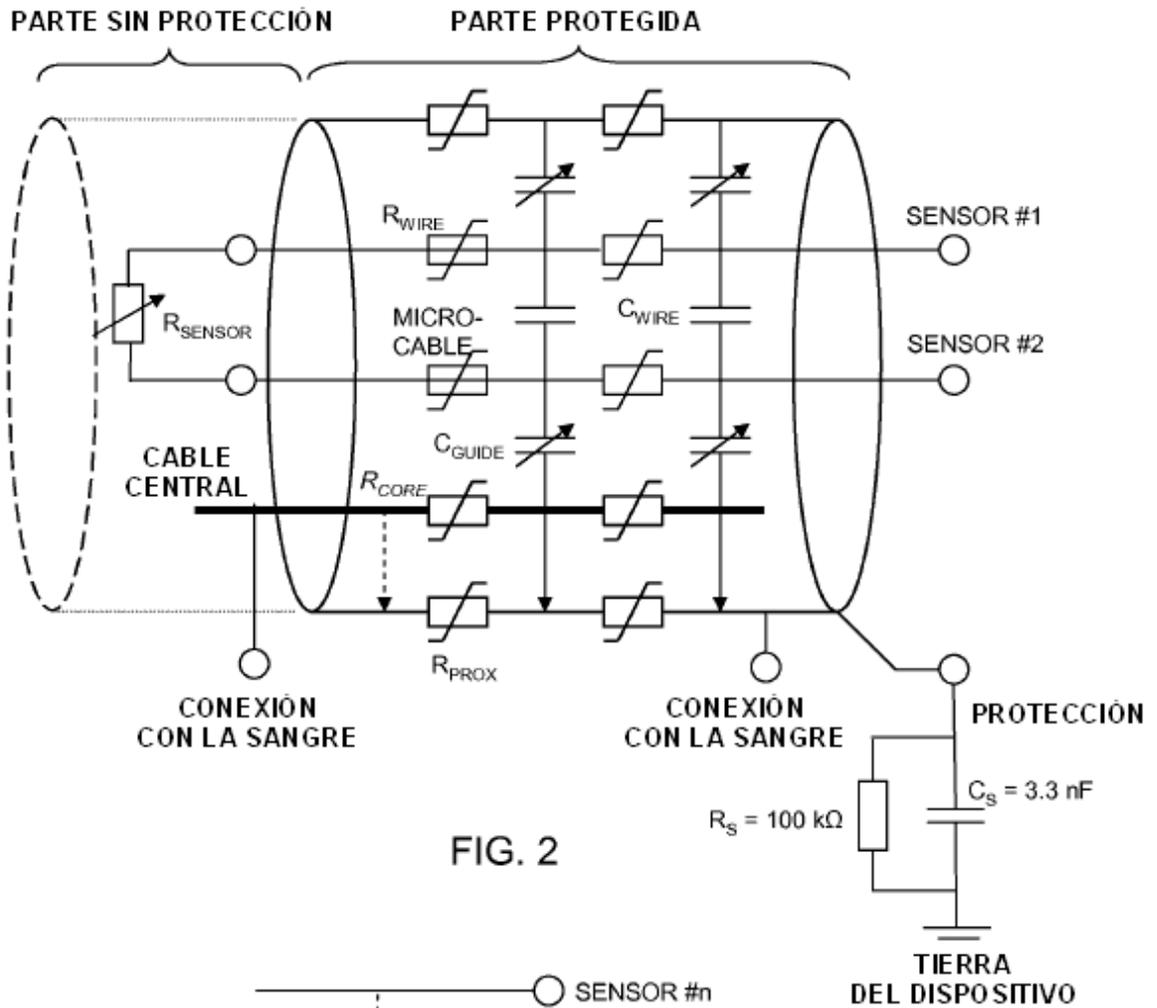


FIG. 2

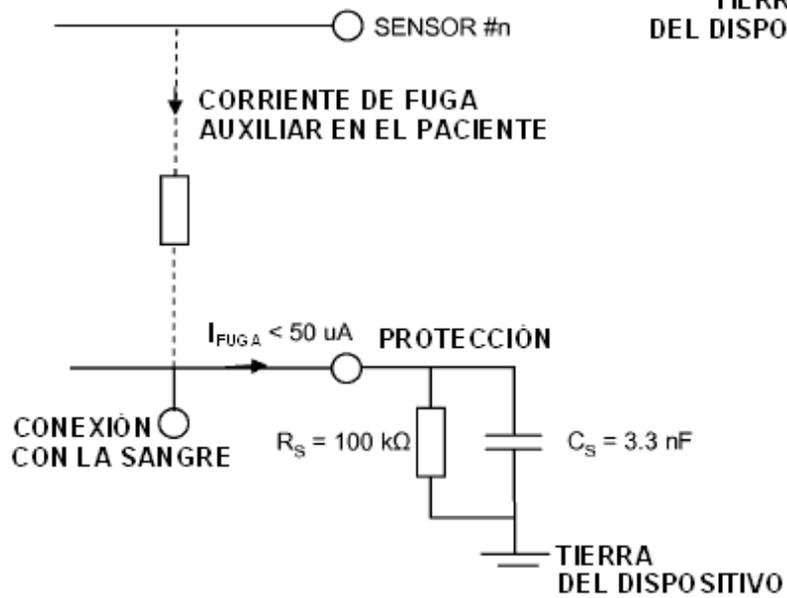


FIG. 3

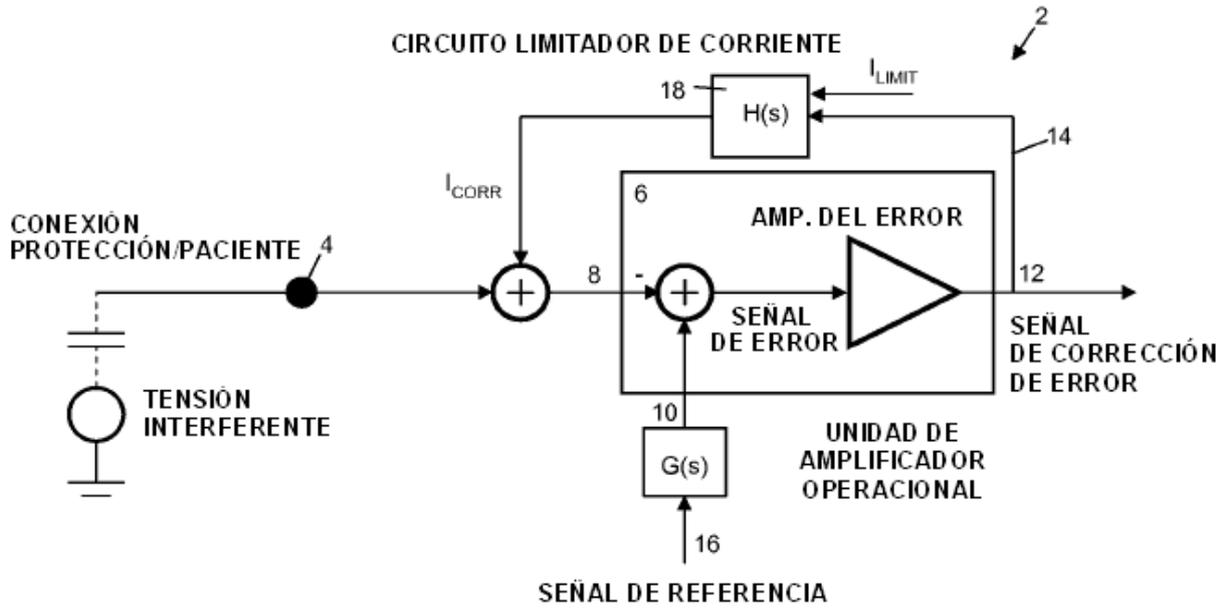


FIG. 4

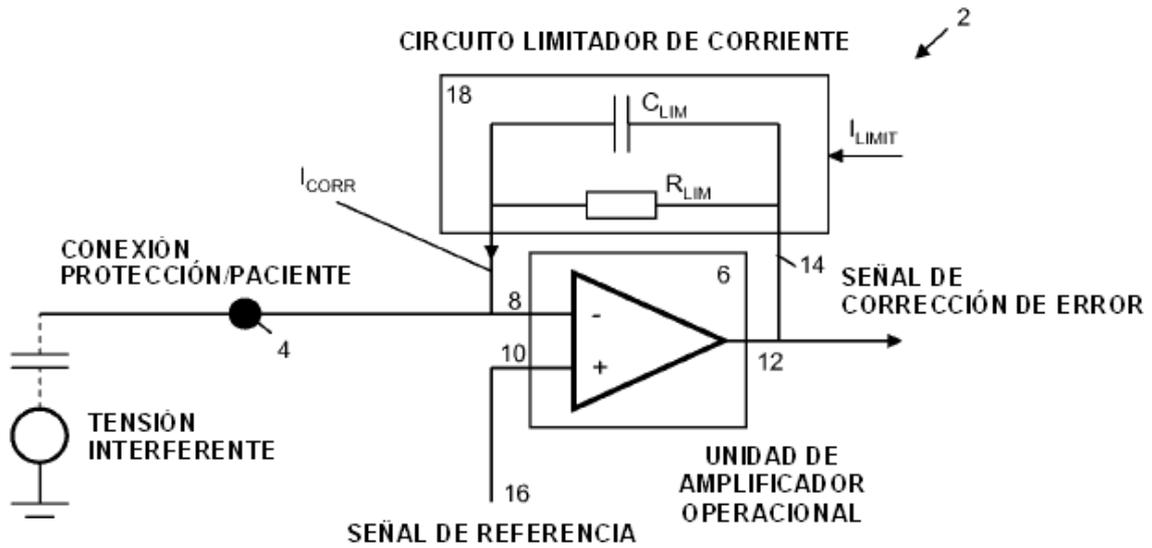


FIG. 5

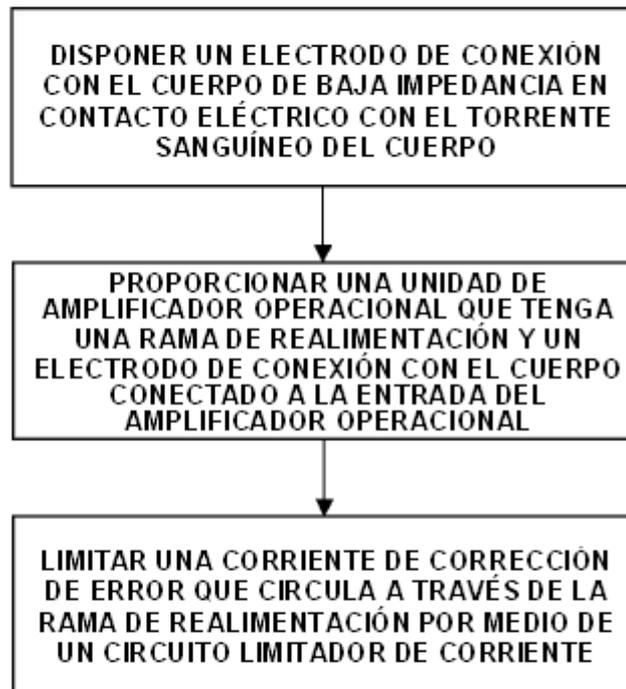


FIG. 6