

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 615 128**

51 Int. Cl.:

**A61B 5/053** (2006.01)

**A61B 5/00** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **15.10.2008 PCT/AU2008/001521**

87 Fecha y número de publicación internacional: **14.05.2009 WO09059351**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **15.10.2008 E 08800155 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **23.11.2016 EP 2211714**

54 Título: **Determinación de impedancia**

30 Prioridad:

**05.11.2007 AU 2007906049**

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

**05.06.2017**

73 Titular/es:

**IMPEDIMED LIMITED (100.0%)**

**Unit 1 50 Parker Court**

**Pinkenba, QLD 4008, AU**

72 Inventor/es:

**CHETHAM, SCOTT;**

**DALY, CHRISTOPHER NEWTON y**

**BRUINSMA, IAN JOHN**

74 Agente/Representante:

**ISERN JARA, Jorge**

ES 2 615 128 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

Determinación de impedancia

## 5 Antecedentes de la invención

La presente invención se refiere a un método y un aparato para su uso en la realización de mediciones de impedancia en un sujeto.

## 10 Descripción de la técnica anterior

15 La referencia en la presente memoria descriptiva a cualquier publicación anterior (o información derivada de la misma), o a cualquier asunto que sea conocido, no es, y no debe interpretarse como un reconocimiento o admisión o forma alguna de sugerencia de que la publicación anterior (o información derivada de la misma) o asunto conocido forme parte del conocimiento general común en el campo de acción al que se refiere esta memoria descriptiva.

20 Una técnica existente para determinar indicadores biológicos relativos a un sujeto, tales como la función cardiaca, la composición corporal y otros indicadores del estado de salud, tales como la presencia de edema, implica el uso de impedancia bioeléctrica. Por lo general, este proceso implica usar un dispositivo de medición para medir la impedancia eléctrica del cuerpo de un sujeto usando una serie de electrodos colocados en la superficie de la piel. Los cambios de impedancia eléctrica medidos en la superficie del cuerpo se usan para determinar parámetros, tales como cambios en los niveles de fluido, asociados con el ciclo cardiaco, edema, o similares.

25 El aparato de medición de impedancia es sensible a veces a factores externos, incluyendo las capacidades parásitas entre el sujeto y el entorno local y el aparato de medición, las variaciones en las impedancias de la superficie de separación de electrodo/tejido, que también se conocen como impedancias de electrodo, así como las capacidades parásitas y el acoplamiento inductivo entre los conductores eléctricos que se usan para conectar el dispositivo de medición a los electrodos.

30 El documento US 2005/151545 describe un aparato para medir impedancia eléctrica que comprende: dos electrodos de entrada puestos en contacto con un sujeto para medir la impedancia; un amplificador diferencial en el que se introducen dos señales que se introducen en los dos electrodos de entrada; un dispositivo para extraer una componente de modo común de dos señales que se introducen en los dos electrodos de entrada; el tercer electrodo puesto en contacto con el sujeto para medir la impedancia; el primer multiplicador en el que se introduce la componente de modo común; el primer filtro que está acoplado con el primer multiplicador; el segundo multiplicador que está acoplado con el primer filtro; en el que una señal de realimentación que se emite a partir del segundo multiplicador se introduce en el tercer electrodo.

40 El documento US 2007/010758 describe un tomógrafo de electroimpedancia que está dotado con una pluralidad de electrodos (1), que se pueden colocar sobre el cuerpo de un paciente y están conectados por medio de un conmutador selector (60) con una unidad de control y de evaluación (20). La unidad de control y de evaluación (20) coopera con el conmutador selector (60) de tal modo que dos electrodos son abastecidos, cada uno, con una corriente alterna a partir de una fuente de alimentación de CA (22) y las señales de tensión analógicas detectadas de los otros electrodos se procesan con el fin de reconstruir a partir de las mismas la distribución de impedancias del cuerpo en el plano de los electrodos, en el que se usa una fuente de alimentación de CA simétrica para reducir las señales de modo común. Para suprimir adicionalmente las interferencias debido a las señales de modo común, se adoptan medidas para que la unidad de control y de evaluación (20) esté ajustada, además, para desintonizar la señal de modo común de la corriente alterna sobre el cuerpo frente a la tierra por medio de un electrodo de medición de señales de modo común (4) y, basándose en esto, la simetría de la fuente de alimentación de CA simétrica de tal modo que la señal de modo común sobre el cuerpo se reduzca al mínimo, y los correspondientes parámetros de desintonización se almacenan para cada par de electrodos.

55 El documento US 6.236.886 describe un método de obtención de imágenes tomográficas del cuerpo humano y el tomógrafo de impedancia eléctrica, en el que se usa una fuente de corriente eléctrica para enviar corriente eléctrica a unos niveles no detectables por un ser humano a unos pares de electrodos, entre los que están colocados al menos dos electrodos. Un algoritmo de reconstrucción de imágenes hace posible obtener la distribución de conductividad absoluta de un cuerpo, caracterizando el estado de los tejidos blandos y óseos y de los vasos sanguíneos. El método es rápido. Este permite que se visualicen los cambios de conductividad durante un ciclo cardiaco y que se observe la sangre al llenar el corazón y los vasos. Este permite que se obtenga la dependencia con el tiempo de la conductividad de las áreas internas del corazón, que es un cardiograma de impedancia, que contiene información adicional acerca de la función cardiaca. El uso de la visualización de la conductividad de tejidos permite que se observen los procesos de las hemorragias internas, que se revelen inflamaciones, que se lleven a cabo estudios de los órganos de la digestión, que se observe el estado de diversos tumores, que se lleve a cabo un diagnóstico de enfermedades de la glándula mamaria, que se diagnostiquen diversas enfermedades pulmonares. El método permite que se supervise la variación de la temperatura de los órganos internos, lo que eleva la posibilidad de diagnosticar enfermedades en fases tempranas. El tomógrafo es un dispositivo bastante simple y compacto,

práctico en cuanto a su funcionamiento, seguro para un paciente y el personal, que funciona con un ordenador personal convencional. Este dispositivo se puede usar de forma generalizada en la práctica médica y en investigaciones clínicas.

5 El documento US 6.631.292 describe un aparato para medir la resistencia y la reactancia de un sujeto, o un segmento de un sujeto, e incluye una fuente de corriente constante que suministra una corriente de entrada de alta frecuencia periódica al sujeto. La fuente de corriente constante controla la corriente de entrada a un valor seleccionado como objetivo mediante la medición de la corriente en la práctica a través del sujeto y la comparación de esa corriente en la práctica con la corriente objetivo. La señal de error resultante controla la corriente de entrada.  
10 La corriente de entrada se suministra al segmento a través de un transformador de acoplamiento, y otro transformador de acoplamiento que está acoplado con una resistencia en la trayectoria del sujeto suministra el valor de la corriente en la práctica. El aparato también incluye un circuito de medición de impedancia que detecta una caída de tensión de salida en el segmento, preferiblemente usando un transformador de acoplamiento de detección, y produce al menos una de una señal de salida de reactancia y una señal de salida de resistencia usando la tensión de salida. En un aspecto, se incluye un circuito de apagado automático.

El documento US 6.339.722 describe un aparato para la medición *in vivo* no invasiva de un parámetro biológico que concierne a un fluido corporal de una persona o animal de acuerdo con un modelo de cálculo, en el que el aparato está dotado con conexiones para que se coloquen al menos dos pares de electrodos (2-5, 8-11) sobre la piel de una parte del cuerpo, un par de electrodos de entrada (2, 3, 8, 9) para alimentar una corriente alterna de medición a la parte del cuerpo y un el par de medición de electrodos (4, 5, 10, 11) para medir la tensión en el par de medición de electrodos, que comprende una fuente de corriente (7, 12) que proporciona la corriente alterna de medición, un transformador (31) para la transformación de la tensión de medición en una señal de bioimpedancia, que es una medida de la bioimpedancia de la parte del cuerpo, y unos medios para la generación de señales que forman una medida para que se determinen parámetros adicionales con la ayuda del modelo de cálculo, abarcando dichas señales una señal que forma una medida para la derivada con respecto al tiempo de la señal de bioimpedancia. La fuente de corriente (7, 12) tiene una configuración de radiación mínima y es adecuada para generar una corriente de medición que tiene una amplitud constante en al menos dos frecuencias, una baja frecuencia y una alta frecuencia, en un intervalo de frecuencias de hasta aproximadamente 2000 kHz.

30 Sumario de la presente invención

La presente invención busca superar o al menos mejorar de forma sustancial una o más desventajas de las disposiciones existentes.

35 De acuerdo con la invención, esto se logra mediante un aparato tal como se relata en la reivindicación 1, y un método de acuerdo con la reivindicación 22.

En las reivindicaciones dependientes se relatan algunas realizaciones preferidas.

40 Se apreciará que la invención se puede usar para el diagnóstico de la presencia, la ausencia o el alcance de una gama de afecciones y enfermedades, incluyendo, pero sin limitarse a, edema, edema pulmonar, linfoedema, composición corporal, función cardíaca, y similares.

45 Breve descripción de los dibujos

A continuación se describirá un ejemplo de la presente invención con referencia a los dibujos adjuntos, en los que: -

50 la figura 1 es un diagrama esquemático de un ejemplo de un dispositivo de medición de impedancia;  
la figura 2 es un diagrama de flujo de un ejemplo de un proceso para realizar una medición de impedancia;  
la figura 3 es un diagrama esquemático de un segundo ejemplo de un dispositivo de medición de impedancia;  
la figura 4 es un diagrama esquemático de un ejemplo de un sistema informático;  
la figura 5 es un diagrama esquemático de un ejemplo de la funcionalidad del sistema de procesamiento de la figura 3;  
55 las figuras 6A a 6C son un diagrama de flujo de un segundo ejemplo de un proceso para realizar mediciones de impedancia;  
la figura 7A es un diagrama esquemático de un ejemplo de un sistema de electrodos que incorpora un generador de señales y un sensor;  
la figura 7B es un diagrama esquemático que ilustra un acoplamiento capacitivo de electrodos transversales;  
60 la figura 7C es un diagrama esquemático de un ejemplo de un circuito de cancelación de capacidad de electrodos transversales;  
la figura 7D es un diagrama esquemático de un ejemplo de un circuito de cancelación de capacidad de entrada;  
la figura 8 es un diagrama esquemático de un ejemplo de conexiones de conectores eléctricos entre el dispositivo de medición y el sistema de electrodos de la figura 7A;  
65 las figuras 9 es un diagrama esquemático de un ejemplo de una disposición de conductores eléctricos;  
las figuras 10A y 10B son unos diagramas esquemáticos de unos ejemplos de configuraciones de electrodos que

se usan durante el equilibrado de acuerdo con la invención;

la figura 10C es un diagrama esquemático de algunos modelos eléctricos eficaces para las disposiciones de electrodos de las figuras 10A y 10B; y,

la figura 11 es un diagrama de flujo de un ejemplo adicional de un proceso de medición de impedancia.

la figura 12A es un diagrama esquemático de un modelo eléctrico eficaz del cuerpo;

la figura 12B es un diagrama esquemático de las tensiones complejas para el modelo eléctrico de la figura 12A cuando la tensión se equilibra basándose solo en la magnitud de la tensión;

la figura 12C es un diagrama esquemático de las tensiones complejas para el modelo eléctrico de la figura 12A cuando la tensión se equilibra basándose en la magnitud y la fase de la tensión;

la figura 12D es un diagrama esquemático de un modelo eléctrico eficaz del cuerpo;

la figura 12E es un diagrama esquemático de las tensiones complejas para el modelo eléctrico de la figura 12D cuando la tensión se equilibra basándose solo en la magnitud de la tensión; y,

la figura 12F es un diagrama esquemático de las tensiones complejas para el modelo eléctrico de la figura 12D cuando la tensión se equilibra basándose en la magnitud y la fase de la tensión.

#### Descripción detallada de las realizaciones preferidas

Un ejemplo de un aparato adecuado para realizar un análisis de la impedancia bioeléctrica de un sujeto se describirá a continuación con referencia a la figura 1.

Tal como se muestra, el aparato incluye un dispositivo de medición 100 que incluye un sistema de procesamiento 102, que está conectado a uno o más generadores de señales 117A, 117B, por medio de unos primeros conductores eléctricos 123A, 123B respectivos, y a uno o más sensores 118A, 118B, por medio de unos segundos conductores eléctricos 125A, 125B respectivos. La conexión puede ser por medio de un dispositivo de conmutación, tal como un multiplexor, a pesar de que esto no es esencial.

Durante el uso, los generadores de señales 117A, 117B están acoplados a dos primeros electrodos 113A, 113B, que actúan, por lo tanto, como electrodos de excitación para permitir que se apliquen señales al sujeto S, mientras que los uno o más sensores 118A, 118B están acoplados a los segundos electrodos 115A, 115B, que actúan como electrodos de detección, permitiendo que se detecten las señales a través del sujeto S.

Los generadores de señales 117A, 117B y los sensores 118A, 118B se pueden proporcionar en cualquier posición entre el sistema de procesamiento 102 y los electrodos 113A, 113B, 115A, 115B, y pueden estar integrados en el dispositivo de medición 100. No obstante, en un ejemplo, los generadores de señales 117A, 117B y los sensores 118A, 118B están integrados en un sistema de electrodos, u otra unidad provista cerca del sujeto S, con los conductores eléctricos 123A, 123B, 125A, 125B que conectan los generadores de señales 117A, 117B y los sensores 118A, 118B al sistema de procesamiento 102.

Se apreciará que el sistema que se ha descrito en lo que antecede es un dispositivo de dos canales, que se usa para realizar una medición de la impedancia de cuatro terminales clásica, con cada canal estando designado mediante los sufijos A, B respectivamente. El uso de un dispositivo de dos canales es solo para fines de ejemplo, tal como se describirá con más detalle en lo sucesivo.

Se puede usar una interfaz externa opcional 103 para acoplar el dispositivo de medición 100, por medio de conexiones por cable, inalámbricas o de red, a uno o más dispositivos periféricos 104, tales como una base de datos o un sistema informático externo, un lector de código de barras, o similares. El sistema de procesamiento 102 también incluirá por lo general un dispositivo de E/S 105, que puede ser de cualquier forma adecuada tal como una pantalla táctil, un teclado y un monitor, o similares.

Durante el uso, el sistema de procesamiento 102 está adaptado para generar señales de control, que dan lugar a que los generadores de señales 117A, 117B generen una o más señales alternas, tales como señales de tensión o de corriente de una forma de onda apropiada, que se pueden aplicar a un sujeto S, por medio de los primeros electrodos 113A, 113B. Los sensores 118A, 118B determinan a continuación la caída de tensión en o la corriente a través del sujeto S, usando los segundos electrodos 115A, 115B y transfieren unas señales apropiadas al sistema de procesamiento 102.

Por consiguiente, se apreciará que el sistema de procesamiento 102 puede ser cualquier forma de sistema de procesamiento que sea adecuada para generar unas señales de control apropiadas e interpretar al menos parcialmente las señales medidas para determinar de este modo la impedancia bioeléctrica del sujeto y, opcionalmente, determinar otra información tal como la presencia, la ausencia o el grado de afecciones, tales como edema, linfodema, mediciones de la composición corporal, la función cardíaca, o similares.

El sistema de procesamiento 102 puede ser, por lo tanto, un sistema informático programado de forma conveniente, tal como un ordenador portátil, un ordenador de sobremesa, un PDA, un teléfono inteligente o similares. Como alternativa, el sistema de procesamiento 102 puede estar formado a partir de un soporte físico especializado, tal como una FPGA (*field programmable gate array*, matriz de puertas programable *in situ*), o una combinación de un

sistema informático programado y un soporte físico especializado, o similares, tal como se describirá con más detalle en lo sucesivo.

5 Durante el uso, los primeros electrodos 113A, 113B están situados sobre el sujeto para permitir que se inyecten una o más señales al interior del sujeto S. La ubicación de los primeros electrodos dependerá del segmento del sujeto S en estudio. Por lo tanto, por ejemplo, los primeros electrodos 113A, 113B se pueden colocar en la región torácica y del cuello del sujeto S para permitir que se determine la impedancia de la cavidad torácica para su uso en el análisis de la función cardíaca. Como alternativa, la ubicación de electrodos en las muñecas y los tobillos de un sujeto permite que se determine la impedancia de las extremidades y/o de la totalidad del cuerpo, para su uso en el análisis de edema, o similares.

15 Una vez que los electrodos están situados, se aplican una o más señales alternas al sujeto S, por medio de los primeros conductores eléctricos 123A, 123B y los primeros electrodos 113A, 113B. La naturaleza de la señal alterna variará dependiendo de la naturaleza del dispositivo de medición y el posterior análisis que se esté realizando.

20 Por ejemplo, el sistema puede usar Análisis de Bioimpedancia (BIA, *Bioimpedance Analysis*) en el que se inyecta una única señal de baja frecuencia (por lo general, < 50 kHz) al interior del sujeto S, con la impedancia medida siendo usada directamente en la evaluación de los niveles relativos de fluido intracelular y extracelular. Por el contrario, los dispositivos de Espectroscopía de Bioimpedancia (BIS, *Bioimpedance Spectroscopy*) utilizan unas frecuencias que varían de muy bajas frecuencias (4 kHz) a frecuencias más altas (1000 kHz), y pueden usar tantas como 256 o más frecuencias diferentes dentro de este intervalo, para permitir que se realicen múltiples mediciones de impedancia dentro de este intervalo.

25 Por lo tanto, el dispositivo de medición 100 puede o bien aplicar una señal alterna a una única frecuencia, a una pluralidad de frecuencias de forma simultánea, o un número de señales alternas a diferentes frecuencias de forma secuencial, dependiendo de la implementación preferida. La frecuencia o el intervalo de frecuencias de las señales aplicadas también puede depender del análisis que se esté realizando.

30 En un ejemplo, la señal aplicada es generada por un generador de tensión, que aplica una tensión alterno al sujeto S, a pesar de que, como alternativa, también se pueden aplicar señales de corriente. En un ejemplo, por lo general la fuente de tensión está dispuesta de forma simétrica, con cada uno de los generadores de señales 117A, 117B siendo controlable de forma independiente, para permitir que se varíe la caída de tensión de señal en el sujeto.

35 Se mide una diferencia de tensión y/o una corriente entre los segundos electrodos 115A, 115B. En un ejemplo, la tensión se mide de forma diferencial, lo que significa que cada sensor 118A, 118B se usa para medir la tensión en cada segundo electrodo 115A, 115B y, por lo tanto, necesita medir solo la mitad de la tensión en comparación con un sistema con un único extremo.

40 La señal adquirida y la señal medida serán una superposición de tensiones generadas por el cuerpo humano, tales como el ECG (electrocardiograma), tensiones generadas por la señal aplicada, y otras señales que son causadas por interferencia electromagnética ambiental. Por consiguiente, se puede emplear un filtrado u otro análisis adecuado para eliminar las componentes no deseadas.

45 Por lo general, la señal adquirida se desmodula para obtener la impedancia del sistema a las frecuencias aplicadas. Un método adecuado para la desmodulación de las frecuencias superpuestas es el uso de un algoritmo de Transformada Rápida de Fourier (FFT, *Fast Fourier Transform*) para transformar los datos en el dominio del tiempo al dominio de la frecuencia. Esto se usa, por lo general, cuando la señal de corriente aplicada es una superposición de frecuencias aplicadas. Otra técnica que no requiere la división en ventanas de la señal medida es una FFT de ventana deslizante.

50 En el caso de que las señales de corriente aplicadas se formen a partir de un barrido de diferentes frecuencias, entonces es más típico el uso de una técnica de procesamiento de señales tal como la multiplicación de la señal medida con una onda seno y una onda coseno de referencia que se obtiene a partir del generador de señales, o con unas ondas seno y coseno medidas, y la integración a lo largo de un número entero de ciclos. Este proceso, que se conoce de forma diversa como desmodulación en cuadratura o detección síncrona, rechaza todas las señales no correlacionadas o asíncronas y reduce de forma significativa el ruido aleatorio.

Otras técnicas de desmodulación digital y analógica adecuadas serán conocidas por los expertos en la materia.

60 En el caso de la BIS, las mediciones de impedancia o de admitancia se determinan a partir de las señales en cada frecuencia mediante la comparación de la tensión registrado y la corriente a través del sujeto. El algoritmo de desmodulación puede producir entonces unas señales de amplitud y de fase en cada frecuencia.

65 Como parte del proceso que se ha descrito en lo que antecede, se puede medir y registrar la distancia entre los segundos electrodos 115A, 115B. De forma similar, se pueden registrar otros parámetros relacionados con el sujeto, tales como la altura, el peso, la edad, el sexo, el estado de salud, cualquier intervención y la fecha y la hora en la

que se produjo la misma. También se puede registrar otra información, tal como la medicación actual. Esto se puede usar a continuación para la realización de un análisis adicional de las mediciones de impedancia, con el fin de permitir la determinación de la presencia, la ausencia o el grado de edema, para evaluar la composición corporal, o similares.

5 La precisión de la medición de impedancia puede estar sujeta a una serie de factores externos. Estos pueden incluir, por ejemplo, el efecto del acoplamiento capacitivo entre el sujeto y el entorno circundante, los conductores eléctricos y el sujeto, los electrodos, o similares, que variarán basándose en factores tales como la construcción de los conductores eléctricos, la configuración de los conductores eléctricos, la posición del sujeto, o similares.  
10 Adicionalmente, por lo general existen variaciones en la impedancia de la conexión eléctrica entre la superficie del electrodo y la piel (que se conoce como la "impedancia de electrodo"), que puede depender de factores tales como los niveles de humedad de la piel, los niveles de melatonina, o similares. Una fuente adicional de error es la presencia de acoplamiento inductivo entre los diferentes elementos conductores de electricidad dentro de los conductores eléctricos, o entre los propios conductores eléctricos.

15 Tales factores externos pueden conducir a imprecisiones en el proceso de medición y el posterior análisis y, por consiguiente, es deseable poder reducir el impacto de los factores externos sobre el proceso de medición.

20 Una forma de imprecisión que puede surgir es causada por que las caídas de tensión en el sujeto no sean simétricas, una situación que se denomina "desequilibrio". Una situación de este tipo da como resultado una tensión de señal significativo en el centro del cuerpo del sujeto, lo que a su vez da como resultado que surjan, de las capacidades parásitas entre el torso del sujeto y la superficie de soporte sobre la que está dispuesto el sujeto, unas corrientes parásitas.

25 La presencia de un desequilibrio, en el que la caída de tensión en el sujeto no es simétrica con respecto al centro eficaz del sujeto, conduce a una señal "de modo común", que es efectivamente una medida de la señal en el sujeto S que no está relacionada con la impedancia del sujeto. Para ayudar a reducir este efecto, es deseable, por lo tanto, para las señales que se van a aplicar al sujeto S que estas den como resultado una tensión simétrico alrededor del centro del cuerpo del sujeto. Como resultado, una tensión de referencia dentro del sujeto S, que es igual a una  
30 tensión de referencia del aparato de medición, se encontrará cerca del centro eficaz del cuerpo del sujeto, según se considera con respecto a la colocación de los electrodos. Debido a que, por lo general, la tensión de referencia del dispositivo de medición es la tierra, esto da como resultado que el centro del cuerpo del sujeto S se encuentre tan cerca de tierra como sea posible, lo que reduce al mínimo la magnitud de la señal global a través del torso del sujeto, minimizando de este modo las corrientes parásitas.

35 En un ejemplo, una tensión simétrico en torno a los electrodos de detección se puede conseguir mediante el uso de una fuente de tensión simétrico, tal como un esquema de excitación de tensión bidireccional diferencial, que aplica una tensión simétrico a cada uno de los electrodos de excitación 113A, 113B. No obstante, esto no siempre es eficaz si las impedancias de contacto para los dos electrodos de excitación 113A, 113B no se han hecho coincidir, o  
40 si la impedancia del sujeto S varía a lo largo de la longitud del sujeto S, lo que es típico en un entorno práctico.

El aparato de la presente invención supera esto mediante el ajuste de las señales de excitación de tensión diferencial que se aplican a cada uno de los electrodos de excitación 113A, 113B, para compensar las impedancias de electrodos diferentes, y de este modo restaurar la simetría deseada de las caídas de tensión en el sujeto S. En el  
45 presente documento se hace referencia a este proceso como *equilibrado* y, en un ejemplo, ayuda a reducir la magnitud de la señal de modo común y, por lo tanto, a reducir las pérdidas de corriente que son causadas por las capacidades parásitas asociadas con el sujeto.

50 El grado de desequilibrio y, por lo tanto, la cantidad de equilibrado que se requiere, se puede determinar mediante la supervisión de las señales en los electrodos de detección 115A, 115B y, entonces, mediante el uso de estas señales para controlar la señal aplicada al sujeto por medio de los electrodos de excitación 113A, 113B. En particular, el grado de desequilibrio se puede calcular mediante la determinación de una tensión aditiva a partir de las tensiones que se detectan en los electrodos de detección 115A, 115B.

55 En un proceso a modo de ejemplo, las tensiones que se detectan en cada uno de los electrodos de detección 115A, 115B se usan para calcular una primera tensión, que se consigue mediante la combinación o la adición de las tensiones medidos. Por lo tanto, la primera tensión puede ser una tensión aditiva (a la que se hace referencia comúnmente como señal o tensión de modo común) que se puede determinar usando un amplificador diferencial.

60 A este respecto, por lo general se usa un amplificador diferencial para combinar dos señales de tensión detectadas  $V_a$ ,  $V_b$ , para determinar una segundo tensión que, en un ejemplo, es un diferencial de tensión  $V_a - V_b$  entre los puntos de interés en el sujeto S. El diferencial de tensión se usa junto con una medición del flujo de corriente a través del sujeto para obtener valores de impedancia. No obstante, los amplificadores diferenciales por lo general también proporcionan una señal "de modo común"  $(V_a + V_b) / 2$ , que es una medida de la señal de modo común.

65 A pesar de que los amplificadores diferenciales incluyen una capacidad de rechazo de modo común, esto es, en

general, solo de efecto finito y, por lo general, se reduce su eficacia a frecuencias más elevadas, por lo tanto una señal de modo común grande producirá una señal de error superpuesta a la señal diferencial.

5 El error que es causado por las señales de modo común se puede reducir al mínimo mediante la calibración de cada canal de detección. En el caso ideal en el que ambas entradas de un amplificador diferencial tienen sus características de ganancia y de fase perfectamente puestas en coincidencia y se comportan de forma lineal con la amplitud de señal, el error de modo común será nulo. En un ejemplo, los dos canales de detección del amplificador diferencial se digitalizan antes del procesamiento diferencial. Por lo tanto, resulta sencilla la aplicación de factores de calibración de forma independiente a cada canal para permitir que las características se pongan en coincidencia con un alto grado de precisión, logrando de este modo un bajo error de modo común.

15 Por consiguiente, mediante la determinación de la señal de modo común, las señales de tensión aplicadas se puede ajustar, por ejemplo mediante el ajuste de la magnitud y/o la fase relativas de las señales aplicadas, para reducir al mínimo de ese modo la señal de modo común y eliminar de forma sustancial cualquier desequilibrio.

Un ejemplo del funcionamiento del aparato de la figura 1 para realizar esto se describirá a continuación con referencia a la figura 2.

20 En la etapa 200, se aplica una primera señal al sujeto S, determinándose una segunda señal que se mide a través del sujeto S en la etapa 210. Por lo general, esto se logrará usando las técnicas que se han bosquejado en lo que antecede. Por consiguiente, el sistema de procesamiento 102 dará lugar a que los generadores de señales 117A, 117B generen la primera señal, que por lo general se aplica al sujeto S por medio de los primeros electrodos 113A, 113B. De forma similar, la segunda señal será detectada por los sensores 118A, 118B, por medio de los segundos electrodos 115A, 115B, proporcionándose una indicación de la segunda señal al sistema de procesamiento 102.

25 En la etapa 220, se determina un desequilibrio mediante el sistema de procesamiento 102 usando la segunda señal que se detecta en los segundos electrodos 115A, 115B, que representa, en un ejemplo, una señal de modo común.

30 En la etapa 230, el dispositivo de medición ajusta de forma opcional la primera señal que se aplica al sujeto S, con el fin de reducir el desequilibrio y, por lo tanto, la magnitud de la señal de modo común. Por lo tanto, se puede ajustar la magnitud de la señal que se aplica en uno u otro de los primeros electrodos 113A, 113B, por ejemplo mediante el aumento o la disminución de las magnitudes de señal relativas y/o la alteración de las fases de señal relativas, con el fin de equilibrar la señal en el interior del sujeto y centralizar la posición de la tensión de referencia en el interior del sujeto en relación con la colocación de los electrodos.

35 En la etapa 240, el dispositivo de medición puede determinar entonces la señal que se aplica al sujeto y las tensiones que se miden en los electrodos 113A, 113B, permitiendo de ese modo que se determine una impedancia en la etapa 250.

40 Debido a que la posición de la tensión de referencia en el interior del sujeto S es dependiente de la impedancia, el desequilibrio variará por lo general dependiendo de la frecuencia de la señal aplicada. Por consiguiente, en un ejemplo, es típico determinar el desequilibrio y ajustar la señal aplicada en cada frecuencia aplicada. No obstante, esto puede depender de la implementación preferida.

45 Un ejemplo específico del aparato se describirá a continuación con más detalle con respecto a la figura 3.

50 En este ejemplo, el sistema de medición 300 incluye un sistema informático 310 y un dispositivo de medición 320 separado. El dispositivo de medición 320 incluye un sistema de procesamiento 330 que está acoplado con una interfaz 321 para permitir una comunicación por cable o inalámbrica con el sistema informático 310. El sistema de procesamiento 330 también se puede acoplar de forma opcional con uno o más almacenamientos, tales como diferentes tipos de memoria, tal como se muestra en 322, 323, 324, 325, 326.

55 En un ejemplo, la interfaz es una pila de Bluetooth, a pesar de que se puede usar cualquier interfaz adecuada. Las memorias pueden incluir una memoria de arranque 322, para almacenar una información que es requerida por un proceso de arranque, y una memoria programable de números de serie 323, que permite que se programe un número de serie de dispositivo. La memoria también puede incluir una ROM (*Read Only Memory*, Memoria de Solo Lectura) 324, una memoria flash 325 y una EPROM (*Electrically Programmable ROM*, ROM Electrónicamente Programable) 326, para su uso durante el funcionamiento. Estas se pueden usar por ejemplo para almacenar instrucciones de soporte lógico y para almacenar datos durante el procesamiento, tal como apreciarán los expertos en la materia.

60 Un número de convertidores de analógico a digital (ADC, *analogue to digital converter*) 327A, 327B, 328A, 328B y de convertidores de digital a analógico (DAC, *digital to analogue converter*) 329A, 329B se proporcionan para acoplar el sistema de procesamiento 330 con los sensores 118A, 118B y los generadores de señales 117A, 117B, tal como se describirá con más detalle en lo sucesivo.

También se puede proporcionar un controlador (que no se muestra), tal como un microprocesador, un microcontrolador o un dispositivo lógico programable, para controlar la activación del sistema de procesamiento 330, a pesar de que más típicamente esto se realiza mediante unas órdenes de soporte lógico que son ejecutadas por el sistema de procesamiento 330.

5 Un ejemplo del sistema informático 310 se muestra en la figura 4. En este ejemplo, el sistema informático 310 incluye un procesador 400, una memoria 401, un dispositivo de entrada/salida 402 tal como un teclado y un monitor, y una interfaz externa 403 que están acoplados entre sí por medio de un bus 404, tal como se muestra. La interfaz externa 403 se puede usar para permitir que el sistema informático se comunice con el dispositivo de medición 320, por medio de conexiones por cable o inalámbricas, según se requiera, y por consiguiente, esta se puede encontrar en forma de una tarjeta de interfaz de red, una pila de Bluetooth, o similares.

15 Durante el uso, el sistema informático 310 se puede usar para controlar el funcionamiento del dispositivo de medición 320, a pesar de que, como alternativa, esto se puede lograr por medio de una interfaz separada que se proporciona sobre el dispositivo de medición 300. Adicionalmente, el sistema informático se puede usar para permitir que se realice al menos parte del análisis de las mediciones de impedancia.

20 Por consiguiente, el sistema informático 310 se puede formar a partir de cualquier sistema de procesamiento adecuado, tal como un PC, un terminal de Internet, un ordenador portátil, un PC de mano, un teléfono inteligente, un PDA, un servidor, o similares, que se haya programado de forma conveniente, que implemente un soporte lógico de aplicaciones apropiado para permitir que se realicen las tareas requeridas.

25 Por el contrario, el sistema de procesamiento 330 por lo general realiza unas tareas de procesamiento específicas, para reducir de ese modo los requisitos de procesamiento en el sistema informático 310. Por lo tanto, el sistema de procesamiento por lo general ejecuta unas instrucciones para permitir que se generen unas señales de control para controlar los generadores de señales 117A, 117B, así como el procesamiento para determinar valores de impedancia instantánea.

30 En un ejemplo, el sistema de procesamiento 330 se forma a partir de un soporte físico personalizado, o similares, tal como una disposición de puertas programable *in situ* (FPGA, *Field Programmable Gate Array*), a pesar de que se puede usar cualquier módulo de procesamiento adecuado, tal como un módulo magnetológico.

35 En un ejemplo, el sistema de procesamiento 330 incluye un soporte físico programable, el funcionamiento del cual se controla usando unas instrucciones en forma de instrucciones de soporte lógico incrustadas. El uso de un soporte físico programable permite la aplicación de diferentes señales al sujeto S, y permite la realización de diferentes análisis por parte del dispositivo de medición 320. Por lo tanto, por ejemplo, se utilizaría un soporte lógico incrustado diferente si la señal se fuera a usar para analizar la impedancia a un número de frecuencias de forma simultánea en comparación con el uso de señales que se aplican a diferentes frecuencias de forma secuencial.

40 Las instrucciones de soporte lógico incrustadas que se usan se pueden descargar a partir del sistema informático 310. Como alternativa, las instrucciones se pueden almacenar en memoria tal como la memoria flash 325, permitiendo que las instrucciones que se usan se seleccionen o bien usando un dispositivo de entrada que se proporciona sobre el dispositivo de medición 320, o bien mediante el uso del sistema informático 310. Como resultado, el sistema informático 310 se puede usar para controlar las instrucciones, tal como el soporte lógico incrustado, que son implementadas por el sistema de procesamiento 330, lo que altera a su vez el funcionamiento del sistema de procesamiento 330.

45 Adicionalmente, el sistema informático 310 puede funcionar para analizar la impedancia que es determinada por el sistema de procesamiento 330, para permitir que se determinen parámetros biológicos.

50 A pesar de que se puede usar una disposición alternativa con un único sistema de procesamiento, la división del procesamiento entre el sistema informático 310 y el sistema de procesamiento 330 puede proporcionar algunos beneficios.

55 En primer lugar, el uso del sistema de procesamiento 330 permite que la configuración de soporte físico personalizado se adapte a través del uso de un soporte lógico incrustado apropiado. Esto permite, a su vez, que se use un único dispositivo de medición para realizar una gama de diferentes tipos de análisis.

60 En segundo lugar, esto reduce en gran medida los requisitos de procesamiento en el sistema informático 310. Esto permite, a su vez, que el sistema informático 310 se implemente usando un soporte físico relativamente sencillo, al tiempo que se sigue permitiendo que el dispositivo de medición realice un análisis suficiente para proporcionar la interpretación de la impedancia. Esto puede incluir, por ejemplo, la visualización de una información tal como niveles de fluido relativos, parámetros de composición corporal, un diagrama "de Wessel", u otros indicadores, así como el uso de los valores de impedancia para determinar parámetros en relación con la función cardíaca, la presencia, la ausencia o el grado de linfedema, edema, o similares.

En tercer lugar, esto permite que se actualice el dispositivo de medición 320. Por lo tanto, por ejemplo, si se crea un algoritmo de análisis mejorado, o una secuencia de corrientes mejorada que se determina para un tipo específico de medición de impedancia, el dispositivo de medición se puede actualizar mediante la descarga de un nuevo soporte lógico incrustado por medio de la memoria flash 325 o la interfaz externa 321.

Durante el uso, el sistema de procesamiento 330 genera unas señales de control digitales, que son indicativas de las señales de excitación de tensión  $V_{DA}$ ,  $V_{DB}$  que se van a aplicar por medio de los electrodos de excitación 113A, 113B, que se convierten en unas señales de control analógicas por los DAC 329. Las señales de control analógicas se transfieren a los generadores de señales 117, permitiendo que las señales de excitación de tensión  $V_{DA}$ ,  $V_{DB}$  sean generadas por cada uno de los generadores de señales 117A, 117B.

Unas señales analógicas que representan las señales de corriente detectadas  $I_{SA}$ ,  $I_{SB}$ , que son inducidas por las señales de excitación de tensión  $V_{DA}$ ,  $V_{DB}$  se reciben de los generadores de señales 117A, 117B y se digitalizan por medio de los ADC 328A, 328B. De forma similar, unas señales analógicas que representan unas tensiones detectadas  $V_{SA}$ ,  $V_{SB}$  que se miden en los segundos electrodos 115A, 115B se reciben de los sensores 118A, 118B y se digitalizan por medio de los ADC 327A, 327B. Las señales digitales se pueden devolver entonces al sistema de procesamiento 330 para un análisis preliminar.

En este ejemplo, se usa un conjunto respectivo de los ADC 327, 328 y los DAC 329 para cada uno de dos canales, tal como es designado por medio de los sufijos de número de referencia A, B respectivamente. Esto permite que cada uno de los generadores de señales 117A, 117B se controle de forma independiente y que los sensores 118A, 118B se usen para detectar, por separado, señales a partir de los electrodos 115A, 115B. Por lo tanto, esto representa un dispositivo de dos canales, siendo designado cada canal por medio de los números de referencia A, B. Se apreciará que, de forma similar, las señales de excitación de tensión  $V_D$ , las señales de corriente detectadas  $I_S$ , y las señales de tensión detectadas  $V_S$  también se pueden identificar de forma similar por medio de un sufijo A, B, que representa el canal respectivo.

En la práctica, se puede usar cualquier número de canales adecuados, dependiendo de la implementación preferida. Por lo tanto, por ejemplo, puede ser deseable el uso de una disposición de cuatro canales, en la que se proporcionan cuatro electrodos de excitación y cuatro de detección, con un par de electrodo de detección y electrodo de excitación 113, 115 respectivos que están acoplados con cada extremidad. En este caso, se apreciará que se podía usar una disposición de ocho ADC 327, 328 y cuatro DAC 329, por lo tanto cada canal tiene los ADC 327, 328 y los DAC 329 respectivos. Como alternativa, se pueden usar otras disposiciones, tal como a través de la inclusión de un sistema de multiplexión para acoplar de forma selectiva una disposición de dos canales de los ADC 327, 328 y los DAC 329 con una disposición de electrodos de cuatro canales, tal como apreciarán los expertos en la materia.

También se pueden proporcionar unos canales adicionales para realizar unas mediciones adicionales en otras ubicaciones sobre el sujeto, tal como para permitir la medición directa de tensiones en el hombro, la cadera o una diversidad de ubicaciones abdominales.

Un ejemplo de la funcionalidad que es implementada por el sistema de procesamiento 330 se describirá a continuación con referencia a la figura 5. En este ejemplo, el sistema de procesamiento 330 implementa la funcionalidad usando un control de soporte lógico apropiado, a pesar de que se puede usar cualquier mecanismo adecuado. En este ejemplo, el sistema de procesamiento 330 incluye un módulo de temporización y de control 500, un módulo de mensajería 501, un módulo de análisis 502, unas tablas de consulta (LUT, *look up table*) de onda seno 503, 504, un módulo de corriente 505 y un módulo de tensión 506.

Durante el uso, el sistema de procesamiento 330 recibe una información que representa la frecuencia y la amplitud de unas señales que se van a aplicar al sujeto S a partir del sistema informático 310, por medio de la interfaz externa 321. El módulo de temporización y de control 500 usa esta información para acceder a las LUT 503, 504, que a su vez dan lugar a que se produzca una señal de onda seno digital basándose en la frecuencia y la amplitud especificadas. Las señales de control digitales se transfieren a los DAC 329A, 329B, para permitir de este modo que se produzcan unas señales de control analógicas que son indicativas de las señales de excitación de tensión  $V_{DA}$ ,  $V_{DB}$ .

Las señales de tensión y corriente analógicas medidas  $V_{SA}$ ,  $V_{SB}$ ,  $I_{SA}$ ,  $I_{SB}$  son digitalizadas por los ADC 307, 308 y se proporcionan a los módulos de corriente y de tensión 505, 506. Esto permite que el sistema de procesamiento 330 determine el flujo de corriente haciendo que el módulo de corriente 505 determine el flujo de corriente total a través del sujeto usando las dos señales de corriente  $I_{SA}$ ,  $I_{SB}$ , proporcionándose una indicación de esto al módulo de análisis 502. El módulo de tensión 506, que por lo general se encuentra en forma de amplificador de tensión diferencial, o similares, funciona para determinar una tensión diferencial, que también se transfiere al módulo de análisis 502, permitiendo que el módulo de análisis determine valores de impedancia usando las señales de corriente y de tensión diferencial.

Además de esto, el módulo de tensión 506 determina una señal de modo común, que se devuelve al módulo de temporización y de control 500. Esto permite que el módulo de temporización y de control 500 determine cualquier

desequilibrio en la tensión que se detecta en el sujeto S que, tal como se ha mencionado en lo que antecede, es indicativo de que la tensión de referencia no está situado centralmente en el interior del sujeto S, con respecto a los electrodos.

5 Si el grado de desequilibrio es inaceptable, el módulo de temporización y de control 500 puede ajustar la amplitud y/o la fase relativas de las ondas sinusoidales que representan las señales de excitación de tensión  $V_{DA}$ ,  $V_{DB}$  tal como se describirá en lo sucesivo, permitiendo que se determine una nueva tensión diferencial, por lo tanto una indicación de cualquier desequilibrio.

10 Una vez que se ha determinado que el desequilibrio es aceptable, el módulo de temporización y de control 500 puede proporcionar una indicación de esto al módulo de análisis 502, permitiendo que este use un análisis apropiado, tal como una extracción de cuadratura de fase, para determinar una diferencia de fase y relación para la impedancia medida, basándose en el flujo de corriente a través del sujeto y las señales de tensión diferencial. La relación y la fase se pueden transferir a entonces al módulo de mensajería 510, permitiendo que se proporcione una  
15 indicación de la impedancia medida al sistema informático 310 por medio de la interfaz 321.

El sistema de procesamiento 330 también puede implementar módulo de detección de fallos de nivel de señal 508. Este supervisa la magnitud de señales aplicadas al sujeto para determinar si estas se encuentran dentro de unos niveles umbral aceptables. En caso negativo, el módulo de detección de fallos 508 puede dar lugar a que se transfiera un mensaje al sistema informático 310 para permitir que el proceso se detenga o para permitir que se genere una alerta.  
20

Durante este proceso, se puede almacenar cualquier medición que se realice, incluyendo señales de corriente y de tensión sin procesar, en una memoria adecuada de las memorias 322, 323, 324, 325, 326, o de lo contrario emitirse, permitiendo que se use la misma para supervisar el funcionamiento del dispositivo. Esta se puede usar en la realización de diagnósticos, así como en la calibración del dispositivo.  
25

Un ejemplo del proceso para realizar mediciones de impedancia se describirá a continuación con referencia a las figuras 6A a 6C.  
30

En la etapa 600, el sistema informático 310 se usa para seleccionar un tipo de medición de impedancia, activando esto que el sistema informático 310 dé lugar a que unas instrucciones deseadas, tales como un soporte lógico incrustado, sean implementadas por el sistema de procesamiento 330. Se apreciará que esto se puede lograr de una serie de formas, tales como mediante la descarga de un soporte lógico incrustado requerido, del sistema informático 310 al sistema de procesamiento 330, o como alternativa, al hacer que el sistema de procesamiento 330 recupere un soporte lógico incrustado relevante a partir de la memoria interna o similares.  
35

En la etapa 610, el sistema informático 310 o el sistema de procesamiento 330 selecciona una frecuencia de medición siguiente  $f_i$ , permitiendo que el sistema de procesamiento 330 genere una secuencia de señales de control de tensión digitales en la etapa 615, tal como se ha descrito en lo que antecede. Las señales de control digitales se convierten en señales de control analógicas indicativas de las señales de excitación de tensión  $V_{DA}$ ,  $V_{DB}$  usando los DAC 329A, 329B en la etapa 620. Esto permite que las señales de control analógicas se proporcionen a cada uno de los generadores de señales 117A, 117B en la etapa 625, haciendo que cada generador de señales 117A, 117B genere unas señales de excitación de tensión respectivas  $V_{DA}$ ,  $V_{DB}$  y aplique estas al sujeto S en la etapa 630, por medio de los respectivos electrodos de excitación 113A, 113B.  
40  
45

En la etapa 635, la caída de tensión inducido en el sujeto se determina al hacer que los sensores 118A, 118B detecten unas tensiones  $V_{SA}$ ,  $V_{SB}$  en los electrodos de detección, 115A, 115B, con las señales de tensión detectadas  $V_{SA}$ ,  $V_{SB}$  siendo digitalizadas por medio del correspondiente ADC 327A, 327B en la etapa 640. En la etapa 645, unas señales de corriente  $I_{SA}$ ,  $I_{SB}$ , que son causadas por la aplicación de las señales de excitación de tensión  $V_{DA}$ ,  $V_{DB}$ , se determinan usando los generadores de señales 117A, 117B. Una indicación de las señales de corriente  $I_{SA}$ ,  $I_{SB}$  se transfiere a los ADC 328A, 328B para su digitalización en la etapa 650.  
50

En la etapa 655, las señales de corriente y de tensión digitalizadas  $I_{SA}$ ,  $I_{SB}$ ,  $V_{SA}$ ,  $V_{SB}$  son recibidas por el sistema de procesamiento 330, permitiendo que el sistema de procesamiento 330 determine la magnitud de la corriente aplicada  $I_S$  en la etapa 660. Esto se puede realizar usando el módulo de adición de corriente 505 en el ejemplo funcional que se ha descrito en lo que antecede de la figura 5, permitiendo que el módulo de detección de fallos 508 compare el flujo de corriente total  $I_S$  a través del sujeto con un umbral en la etapa 665. Si se determina que el umbral ha sido superado en la etapa 670, entonces el proceso puede finalizar con la generación de una alerta en la etapa 675.  
55  
60

Esta situación puede surgir, por ejemplo, si el dispositivo está funcionando de forma incorrecta, o hay un problema con las conexiones de los electrodos al sujeto, tal como si uno no se encuentra en un contacto eléctrico correcto con la piel del sujeto. Por consiguiente, la alerta se puede usar para desencadenar que un operador de dispositivos compruebe las conexiones de los electrodos y/o el funcionamiento del dispositivo para permitir que se supere cualquier problema. Se apreciará que se puede emprender cualquier forma adecuada de acción correctora tal como  
65

intentar reiniciar el proceso de medición, reconectar los electrodos al sujeto S, reducir la magnitud de la corriente a través del sujeto, o similares.

5 En la etapa 680, el sistema de procesamiento 330 funciona para determinar una tensión de modo común basándose en la amplitud de las tensiones detectadas  $V_{SA}$ ,  $V_{SB}$  que se detectan en cada uno de los electrodos 115A, 115B, y esto se consigue por lo general usando el módulo de procesamiento de tensión 506 en el ejemplo funcional anterior. La tensión de modo común o la señal de modo común se usa a continuación para determinar cualquier desequilibrio en la etapa 685.

10 En la etapa 690, se realiza una evaluación en lo que respecta a si el desequilibrio es aceptable. Esto se puede lograr de una cualquiera de una serie de maneras, tales como mediante la comparación de la amplitud de la señal de modo común con un umbral, o similares. El umbral en general se determinará previamente y se almacenará en una de las memorias 324, 325, 326, por ejemplo durante la fabricación o la calibración del dispositivo.

15 En el caso de que se considere que el desequilibrio no es aceptable, entonces en la etapa 695 el sistema de procesamiento 330 modifica las señales de control digitales que representan las señales de excitación de tensión  $V_{DA}$ ,  $V_{DB}$  para reducir el desequilibrio. Esto se consigue por lo general al hacer que el sistema de procesamiento 330 implemente un algoritmo que ajusta las señales de excitación de tensión aplicadas  $V_{DA}$ ,  $V_{DB}$  para mantener la tensión de modo común en el centro del cuerpo tan cerca de la tensión de referencia del dispositivo como sea posible. Esto se consigue en general mediante el ajuste de la amplitud y/o la fase de las señales de excitación de tensión  $V_{DA}$ ,  $V_{DB}$  que se aplican al sujeto, usando el algoritmo. La naturaleza de este ajuste dependerá de la naturaleza del desequilibrio, y un algoritmo a modo de ejemplo se describirá con más detalle en lo sucesivo.

20 El proceso puede volver a continuación a la etapa 620 para permitir que las señales de control digitales modificadas se conviertan en señales analógicas usando los DAC 324, con unas señales de excitación de tensión modificadas  $V_{DA}$ ,  $V_{DB}$  siendo aplicadas a los electrodos de excitación 113A, 113B. Este proceso se repite hasta que se consigue un equilibrio aceptable.

30 Una vez que se ha conseguido un equilibrio aceptable, el sistema de procesamiento 330 funciona para determinar la tensión diferencial detectado a través del sujeto en la etapa 700. En el ejemplo funcional que se ha descrito en lo que antecede con respecto a la figura 7, esto puede conseguirse usando el módulo de tensión diferencial 506. En la etapa 705, el módulo de procesamiento 330 funciona para determinar unas señales de fase y relación, que representan la impedancia del sujeto S, a la frecuencia aplicada  $f_i$  usando las señales de corriente y de tensión diferencial. En el ejemplo funcional anterior, esto se puede realizar usando el módulo de análisis, y alguna forma de análisis de señales, tal como análisis de cuadratura de fase, dependiendo de la implementación preferida. En la etapa 710, una indicación de las señales de fase y relación se envía al sistema informático 310 para su procesamiento adicional.

40 Una vez que esto se ha completado, el proceso puede volver a la etapa 610 para permitir que el proceso se repita a una frecuencia de medición siguiente  $f_i$ , de lo contrario, si todas las frecuencias requeridas están completas, el proceso de medición puede finalizar, permitiendo que el sistema informático 310 analice las mediciones de impedancia, y determine la información requerida, tal como cualquier indicador biológico, parámetro de impedancia, o similares. La forma en la que se logre esto dependerá del tipo de análisis que se esté realizando.

45 Por consiguiente, se apreciará que, mediante la repetición del proceso que se ha descrito en lo que antecede, esto permite que se realice una serie de mediciones de impedancia a lo largo de un intervalo de diferentes frecuencias. Además, antes de al menos una, y más típicamente, de cada medición, se puede realizar una comprobación para garantizar que el modo común del sujeto y el dispositivo se han puesto aproximadamente en coincidencia, reduciendo de este modo las imprecisiones en el procedimiento de medición.

50 La figura 7A es un ejemplo de un sistema de electrodos para uno solo de los canales, que incorpora tanto un electrodo de excitación 113 como un electrodo de detección 115.

55 El sistema de electrodos incorpora un primer sustrato 750, tal como una placa de circuito impreso (PCB, *printed circuit board*), o similares, que tiene el generador de señales 117 y el sensor 118 respectivos montados sobre la misma. La funcionalidad general del generador de señales 117 y el sensor 118 está representada por los componentes que se muestran. En la práctica, se puede usar un mayor número de componentes en una disposición adecuada, tal como sería apreciado por los expertos en la materia, y los componentes mostrados tienen por objeto simplemente indicar la funcionalidad del generador de señales y el sensor 117, 118. El sustrato 750 y los componentes asociados pueden estar provistos en una carcasa adecuada para proteger los mismos durante el uso, tal como será apreciado por los expertos en la materia.

60 El generador de señales 117 y el sensor 118 están acoplados por medio de unos cables 761, 762 respectivos a unas almohadillas conductoras 763, 765, que pueden estar montadas en un segundo sustrato 760, y que forman el primer y el segundo electrodos 113, 115, respectivamente. Se apreciará que, durante el uso, los cables 761, 762 pueden incluir abrazaderas o similares, para permitir que las almohadillas conductoras se sustituyan fácilmente después del

uso.

Tal como se apreciará, las almohadillas conductoras están formadas, por lo general, a partir de una almohadilla de plata, que tiene un gel conductor, tal como gel de plata/cloruro de plata, sobre la misma. Esto garantiza un buen contacto eléctrico con el sujeto S.

Las almohadillas conductoras pueden estar montadas sobre el sustrato 760, para garantizar que las almohadillas conductoras 763, 765 están situadas separadas una distancia establecida durante el uso, lo que puede ayudar a garantizar la consistencia de las mediciones. Como alternativa, las almohadillas conductoras 763, 765 se pueden proporcionar como almohadillas conductoras desechables independientes, acopladas al primer sustrato 750 mediante unos cables 761, 762. También se pueden usar otras disposiciones adecuadas.

En un ejemplo, el sustrato 760 está formado a partir de un material que tiene un bajo coeficiente de fricción y/o es elástico, y/o tiene unos bordes curvos para reducir de este modo las probabilidades de lesión cuando los electrodos están acoplados al sujeto. El sustrato 760 también está dispuesto, por lo general, para facilitar el contacto eléctrico entre las almohadillas conductoras 763, 765 y la piel del sujeto en los puntos de medición típicos, tales como la muñeca y el tobillo. Esto se puede lograr mediante la provisión de un sustrato 760 que se adapta que o está que conformado para ajustarse a los ángulos y a las formas irregulares de la anatomía.

En este ejemplo, el generador de señales 117 incluye un amplificador  $A_1$  que tiene una entrada acoplada a un cable 751. La entrada también está acoplada a una tensión de referencia, tal como tierra, por medio de una resistencia  $R_1$ . Una salida del amplificador  $A_1$  está conectada por medio de una resistencia  $R_2$ , a un conmutador  $SW$  que es, por lo general, un conmutador de CMOS (*complementary metal - oxide - semiconductor*, metal - óxido - semiconductor complementario) o un relé que se usa para habilitar la fuente de tensión. El conmutador  $SW$  se controla por medio de unas señales de habilitación  $EN$  que se reciben del sistema de procesamiento 330 por medio de un cable 752.

El conmutador  $SW$  está, a su vez, acoplado por medio de dos resistencias  $R_3$ ,  $R_4$ , dispuestas en serie, y a continuación, por medio del cable 761, a la almohadilla conductora 763. Un segundo amplificador  $A_2$  está provisto de unas entradas en paralelo con la primera de las dos resistencias en serie  $R_3$  y con una salida acoplada por medio de una resistencia  $R_5$ , a un cable 753.

Se apreciará a partir de lo anterior que los cables 751, 752, 753 forman, por lo tanto, el conductor eléctrico 123 de la figura 1. Se puede usar una gama de diferentes valores de resistencia, pero en un ejemplo, las resistencias tienen unos valores de  $R_1 = R_2 = R_5 = 50 \Omega$ , y  $R_3 = R_4 = 100 \Omega$ .

El sensor 118 generalmente incluye un amplificador  $A_3$  que tiene una entrada conectada por medio de una resistencia  $R_6$ , al cable 762. La entrada también está acoplada por medio de una resistencia  $R_7$ , a una tensión de referencia tal como una tierra. Una salida del amplificador  $A_3$  está acoplada a un cable 754, por medio de una resistencia  $R_7$ .

Se apreciará a partir de lo anterior que el cable 754 forma, por lo tanto, el conductor eléctrico 125 de la figura 1. Se puede usar un intervalo de diferentes valores de resistencia, pero en un ejemplo, las resistencias tienen unos valores de  $R_6 = 100 \Omega$ ,  $R_7 = 10 \text{ M}\Omega$  y,  $R_8 = 50 \Omega$ .

Se pueden proporcionar unos cables de alimentación opcionales 755 para suministrar unas señales de potencia +Ve, -Ve, para suministrar potencia al generador de señales 117 y el sensor 118, a pesar de que, como alternativa, se puede usar una fuente de alimentación sobre placa tal como una batería. Adicionalmente, se puede proporcionar un cable 756 para permitir que se proporcione un LED 757 sobre el sustrato 750. Esto se puede controlar mediante el sistema de procesamiento 330, permitiendo que se indique el estado operativo del sistema de electrodos.

El funcionamiento del generador de señales 117 y el sensor 118 se describirá a continuación con más detalle. Para los fines de esta explicación, la señal de excitación de tensión, la señal de corriente y la tensión detectada se indicarán generalmente como  $V_D$ ,  $I_S$ ,  $V_S$ , y en la práctica, estos serían equivalentes a los respectivos de las señales de excitación de tensión, las señales de corriente y las tensiones detectadas  $V_{DA}$ ,  $V_{DB}$ ,  $I_{SA}$ ,  $I_{SB}$ ,  $V_{SA}$ ,  $V_{SB}$  en el ejemplo en lo que antecede.

Durante el uso, el amplificador  $A_1$  funciona para amplificar la señal de tensión analógica recibida del DAC 329 y aplicar esta al sujeto S por medio del cable 761, de tal modo que la señal de excitación de tensión aplicada  $V_D$  transmite una señal de corriente  $I_S$  a través del sujeto S. La señal de excitación de tensión  $V_D$ , se aplicará solo si el conmutador  $SW$  está en una posición cerrada y el conmutador  $SW$  se puede colocar, por lo tanto, en una posición abierta para aislar la fuente de tensión del sujeto S. Esto se puede usar si se están usando un par de electrodos de excitación y de detección 113, 115 solo para detectar tensiones, y no se están usando para aplicar una señal de excitación de tensión  $V_D$  al sujeto S. El aislamiento del generador de señales 117 con respecto al electrodo de excitación 113 elimina la trayectoria o trayectorias de corriente de retorno no previstas que estarían presentes en caso contrario debido a la baja impedancia de salida del amplificador  $A_1$ , obligando de este modo a la corriente a fluir solo entre los dos electrodos de excitación seleccionados 113. Se pueden usar otras técnicas para conseguir un

efecto similar, tales como usar un amplificador que incorpora un estado de deshabilitación de salida de alta impedancia.

5 La señal de corriente  $I_S$  que está siendo aplicada al sujeto S se detecta y se amplifica usando el amplificador  $A_2$ , con la señal de corriente amplificada  $I_S$  siendo devuelta al sistema de procesamiento 330, a lo largo del cable 753 y por medio del ADC 328.

10 De forma similar, el sensor 118 funciona al hacer que el amplificador  $A_3$  amplifique la tensión detectada en el segundo electrodo 115, devolviendo la señal de tensión detectada analógica amplificada  $V_S$  a lo largo del cable 754, al ADC 327.

15 Los cables 751, 752, 753, 754, 755, 756 pueden estar provistos en una serie de diferentes configuraciones dependiendo de la implementación preferida. En un ejemplo, cada uno de los cables 751, 752, 753, 754, 755, 756 está provisto en un único conductor eléctrico L, a pesar de que esto no es esencial, y los cables podrían estar provistos en múltiples conductores eléctricos, tal como se describirá con más detalle en lo sucesivo.

20 Otra potencial fuente de error es causada por el acoplamiento capacitivo de electrodos transversales. Tal como se muestra en la figura 7B, la relativa proximidad de los electrodos 113, 115 y las conexiones correspondientes 761, 762, da como resultado una capacidad eficaz  $C_{DS}$ , entre la salida del amplificador de excitación  $A_1$  y la entrada del amplificador de detección  $A_3$ . Por consiguiente, esto dará lugar a un flujo de corriente parásita entre los electrodos de los amplificadores  $A_1$ ,  $A_3$ , que puede dar como resultado, a su vez, imprecisiones en las mediciones, en particular a frecuencias más elevadas.

25 Para cancelar el acoplamiento capacitivo de electrodos transversales, se proporciona un circuito de cancelación de capacidad de electrodos transversales, tal como se muestra en la figura 7C, que muestra un circuito equivalente que modela la sensibilidad eléctrica de los electrodos 113, 115 durante el uso.

30 En este ejemplo, las impedancias de cada electrodo 113, 115 y el sujeto S se representan mediante unas impedancias respectivas  $Z_{113}$ ,  $Z_{175}$ ,  $Z_S$ , que están formadas por unas disposiciones respectivas de resistencia y condensador. El circuito de cancelación de capacidad de electrodos transversales 770 está acoplado a la salida del amplificador de excitación  $A_1$  y la entrada del amplificador de detección  $A_3$ , e incluye un amplificador de inversión  $A_4$ , que tiene una entrada acoplada a la salida del amplificador de excitación  $A_1$ . La salida del amplificador de inversión está conectada en serie por medio de una resistencia  $R_{10}$  y un condensador  $C_{10}$ , a la entrada del amplificador de detección  $A_3$ .

35 En esta disposición, cualquier señal emitida desde el amplificador de excitación  $A_1$  se invertirá y, a continuación, se aplicará a la entrada del amplificador de detección  $A_3$ . Mediante la selección de unos valores apropiados para la resistencia  $R_{10}$  y un condensador  $C_{10}$ , esto permite que la señal invertida tenga una magnitud igual a la magnitud de cualquier señal que resulte de la capacidad de electrodo transversal eficaz  $C_{DS}$ .

40 En un ejemplo, se puede ajustar la resistencia y/o la capacidad de la resistencia  $R_{10}$  y el condensador  $C_{10}$ , respectivamente, a través del uso de componentes ajustables adecuados, tales como una resistencia o condensador variable. Esto permite que la magnitud y/o la fase de la señal invertida se controlen de tal modo que esto cancele de forma eficaz la señal que resulta de la capacidad de electrodo transversal eficaz  $C_{DS}$ . Se apreciará que el ajuste de los componentes se puede realizar durante un proceso de calibración, que incluirá por lo general la unidad de electrodo completa junto con sus electrodos asociados unidos de tal modo que todas las capacidades parásitas estén representadas de forma precisa.

45 Por consiguiente, el circuito de cancelación de capacidad de electrodos transversales 770 proporciona una capacidad negativa eficaz entre el electrodo de excitación 113 y el correspondiente electrodo de detección 115, de tal modo que se produce un flujo de corriente negativa, cancelando de este modo la corriente parásita. Esto niega, por lo tanto, el efecto de cualquier acoplamiento capacitivo entre los electrodos de excitación y de detección 113, 115. El sistema de electrodos también puede incluir un circuito de cancelación de capacidad de entrada, un ejemplo del cual se muestra en la figura 7D.

50 Durante el uso, los electrodos de detección 115 se pueden acoplar de forma capacitiva con el entorno, lo que da como resultado una capacidad de entrada eficaz  $C_{EI}$  en la entrada del amplificador de detección  $A_3$ . La capacidad eficaz permite la fuga de señales desde la entrada del amplificador de detección a tierra, reduciendo de este modo la señal disponible en la entrada del amplificador.

55 Por consiguiente, en este ejemplo, se proporciona un circuito de cancelación de capacidad de entrada 780 que conecta la entrada del amplificador positiva del amplificador de detección  $A_3$  con la salida del amplificador de detección, por medio de una resistencia  $R_{11}$  y un condensador  $C_{11}$ . Esto actúa como un bucle de realimentación positiva, que permite que se devuelva una proporción de la señal amplificada a la entrada del amplificador. Esto actúa para cancelar la reducción de la señal en la entrada del amplificador que es causada por la capacidad de entrada eficaz  $C_{EI}$  y, por lo tanto, proporciona una capacidad negativa eficaz que cancela el efecto de la capacidad

65

de entrada eficaz  $C_{EI}$  en la entrada del amplificador. De nuevo, el circuito de cancelación de capacidad de entrada requiere un ajuste fino, que se puede lograr durante la calibración mediante el ajuste adecuado de los valores de la resistencia  $R_{11}$  y/o el condensador  $C_{11}$ .

5 Tal como se ha mencionado brevemente en lo que antecede, cuando se usan los conductores eléctricos independientes 123, 125, para la señal de tensión  $V_S$  y la señal de corriente  $I_S$ , entonces el acoplamiento inductivo entre los conductores eléctricos 123, 125 puede dar como resultado que se induzcan unas FEM dentro de los conductores eléctricos 123, 125. La magnitud de la FEM depende del grado de acoplamiento entre los conductores eléctricos 123, 125 y, por lo tanto, de su separación física, y también aumenta en proporción a la frecuencia y a la amplitud de la señal de corriente  $I_S$ .

10 La FEM que se induce dentro de los conductores eléctricos 123, 125 da como resultado una FEM eficaz a través de la entrada del sensor 118. Como resultado, una componente de la señal de tensión detectada  $V_S$  se debe a la FEM inducida, que a su vez da lugar a unas imprecisiones en la señal de tensión determinado  $V_S$  y la señal de corriente  $I_S$ .

15 El efecto del acoplamiento inductivo varía dependiendo de la separación física de los conductores eléctricos 123, 125. Por consiguiente, en un ejemplo, el efecto del acoplamiento inductivo entre los conductores eléctricos puede reducirse separando físicamente los conductores eléctricos tanto como sea posible. Por lo tanto, en un ejemplo, los cables 751, 752, 753, 754, 755, 756 están provistos en unos conductores eléctricos físicamente separados independientes. No obstante, un problema con esta disposición es que la cantidad de acoplamiento inductivo variará dependiendo de la geometría física del conductor eléctrico, que puede variar, por lo tanto, entre mediciones. Como resultado, la magnitud de cualquier acoplamiento inductivo puede variar, haciendo esto difícil de justificar cuando se analizan las mediciones de impedancia.

20 Una alternativa al uso de conductores eléctricos físicamente separados para cada uno de los cables 751, 752, 753, 754, 755, 756 es el uso de un único conductor eléctrico combinado L. El conductor eléctrico está formado de tal modo que los cables 751, 752, 753, 754, 755, 756 se mantienen en una configuración física relativa sustancialmente constante. En un ejemplo, los conductores eléctricos L están formados con el fin de proporcionar una disposición geométrica constante al retorcer cada uno de los cables respectivos entre sí. No obstante, se podrían usar técnicas de fabricación alternativas tales como fabricar los conductores eléctricos a partir de cables protegidos no aislados independientes que están moldeados sobre pieza modelo para mantener un contacto íntimo.

25 Como resultado de la geometría física constante, cualquier FEM que sea inducida a lo largo de los conductores eléctricos 123, 125 es sustancialmente constante, permitiendo que esto se justifique durante un proceso de calibración.

30 Por consiguiente, cuando se configurada inicialmente el dispositivo de medición 320 y, en particular, cuando se generan los algoritmos para analizar las señales de tensión y de corriente  $V_S$ ,  $I_S$ , para determinar las mediciones de impedancia, estos pueden incluir factores de calibración que tienen en cuenta la FEM inducida. En particular, durante el proceso de configuración, se puede usar un dispositivo de medición 320 para tomar mediciones de impedancias de referencia, con los cálculos resultantes siendo usados para determinar el efecto de la FEM inducida, permitiendo que esto se reste de futuras mediciones.

35 Un problema adicional con la disposición del conductor eléctrico es el de acoplamiento capacitivo entre los cables respectivos, tal como se describirá a continuación con respecto a la figura 8. Para los fines de este ejemplo, por claridad solo se muestran los cables 751, 753, 754.

40 En este ejemplo, el dispositivo de medición 320 está conectado a las PCB 750A, 750B para proporcionar unas conexiones para cada uno de los electrodos 113A, 113B, 115A, 115B. Tal como también se muestra, cada uno de los cables 751, 753, 754 tiene una protección respectiva 851, 853, 854 provista sobre el mismo. La protección se usa para ayudar a prevenir el acoplamiento entre los respectivos cables 751, 753, 754. Se apreciará, por lo tanto, que los cables 751, 753, 754 están formados generalmente a partir de un núcleo de hilo protegido. En la práctica, los cables protegidos pueden ser unas líneas de transmisión de 50  $\Omega$ , que reducen al mínimo la distorsión de transmisión de señales a altas frecuencias, reduciendo al mínimo de este modo los errores. Además de esto, por lo general las protecciones 851, 853, 854 están interconectadas en cada extremo, a una tensión de referencia tal como una tierra, por medio de unas conexiones respectivas 855, 856.

45 El uso de cables protegidos y conectados a tierra de esta manera ayuda a reducir el efecto del acoplamiento capacitivo, ayudando a reducir adicionalmente las imprecisiones en las mediciones obtenidas.

50 Un problema potencial adicional es el del acoplamiento inductivo entre los diferentes conductores eléctricos L, así como el acoplamiento capacitivo entre el sujeto y el sujeto y la cama. A este respecto, las capacidades parásitas permiten que corrientes de alta frecuencia eviten la trayectoria de corriente prevista a través del cuerpo, dando como resultado unos errores de medición. Para tener esto en cuenta, en un ejemplo, los conductores eléctricos L para cada sistema de electrodos pueden estar físicamente separados tanto como sea posible y/o provistos en una

disposición que reduzca al mínimo la longitud de los conductores eléctricos durante el uso. Un ejemplo de una disposición para conseguir esto se describirá a continuación con respecto a la figura 9.

5 Para los fines de este ejemplo, el sistema de medición proporciona cuatro canales de medición, que se designan mediante los sufijos A, B, C, D. Se apreciará que esto se puede lograr mediante el uso de usando una versión modificada del dispositivo de medición 320 de la figura 3, en el que se proporcionan unos ADC 327, 328 y unos DAC 329 adicionales, tal como se ha descrito brevemente en lo que antecede.

10 En este ejemplo, el sujeto S está tumbado sobre una cama 900, con los brazos 931, 932 situados al lado del sujeto, y las piernas 933, 934 descansando sobre un soporte 940, que incorpora el dispositivo de medición 320. El soporte puede ser cualquier forma de soporte, pero está formado, por lo general, a partir de espuma moldeada, o similares, que dispone al sujeto con el dispositivo de medición 320 situado sustancialmente entre las rodillas del sujeto. Por lo general, el dispositivo de medición 320 está incorporado en el soporte tanto para garantizar la ubicación precisa del sujeto con respecto al dispositivo de medición 320, como también para proteger al sujeto S del daño que es causado por el roce u otro impacto con una carcasa del dispositivo de medición 320.

15 Mediante la provisión de una disposición de cuatro canales, esto permite que un sistema de electrodos respectivo se monte en cada una de las extremidades del sujeto. Por lo tanto, tal como se muestra, cada extremidad 931, 932, 933, 934 tiene un sustrato respectivo 760 montado sobre la misma, para proporcionar de este modo un electrodo de excitación y de detección 113, 115 en cada muñeca y tobillo. Los electrodos 113, 115, están acoplados a unos generadores de señales y sensores respectivos que están montados sobre los sustratos 750, que están, a su vez, acoplados al dispositivo de medición 320 por medio de unos conductores eléctricos *LA, LB, LC, LD* respectivos.

20 Los conductores eléctricos están dispuestos de tal modo que cada conductor eléctrico *LA, LB, LC, LD* se extienda lejos del dispositivo de medición 320 en diferentes direcciones, aumentando al máximo de este modo la separación física de los conductores eléctricos y ayudando de este modo a reducir cualquier acoplamiento inductivo entre los mismos.

25 Adicionalmente, los conductores eléctricos *LA, LB, LC, LD* están preferentemente adaptados para extenderse en perpendicular tanto a partir del dispositivo de medición 320 como a partir del sujeto S, para reducir de este modo adicionalmente los efectos del acoplamiento capacitivo.

30 Además, al tener el dispositivo de medición 320 situado cerca de la rodilla del sujeto, esto coloca el dispositivo de medición 320 aproximadamente equidistante entre las muñecas y los tobillos del sujeto. Por lo tanto, al disponer el dispositivo de medición 320 hacia el extremo inferior de la cama 900, esto reduce la longitud de los conductores eléctricos *LA, LB, LC, LD* que es necesaria para colocar los electrodos en la muñeca y el tobillo del sujeto S, al tiempo que se mantienen las longitudes de conductores eléctricos sustancialmente iguales, lo que ayuda a reducir adicionalmente los efectos del acoplamiento tanto inductivo como capacitivo. A este respecto, la FEM que se origina a partir de cualquier efecto de acoplamiento inductivo es proporcional a la longitud del conductor eléctrico relevante, igualando de este modo cualquier efecto para los diferentes conductores eléctricos. De forma similar, el acoplamiento capacitivo entre los conductores eléctricos (tierra) y el sujeto S, que puede crear unas trayectorias de derivación de corriente, también se reduce al mínimo.

35 La disposición que se ha descrito en lo que antecede es solo con fines de ejemplo, y se apreciará que, en la práctica, se pueden usar cualesquiera mecanismos adecuados para situar el dispositivo de medición 320 en las inmediaciones de la parte superior de las piernas del sujeto (aproximadamente a medio camino entre las muñecas y los tobillos). Por lo tanto, por ejemplo, esto podría implicar simplemente apoyar el dispositivo de medición 320 sobre las piernas del sujeto, proporcionar un soporte construido a medida, o similares.

40 Se apreciará que, en esta disposición, al tener cuatro primeros electrodos y cuatro segundos electrodos situados en las extremidades, esto permite que se realice una gama de diferentes mediciones de impedancia de las extremidades y/o de la totalidad del cuerpo.

45 La configuración de electrodos que se muestra en la figura 9 se puede usar para realizar un proceso de equilibrado alternativo, tal como se describirá a continuación con referencia a la figuras 10A y 10B.

50 Para los fines de estos ejemplos, el sujeto S tiene los brazos 1031 1032, las piernas 1033, 1034 y el torso 1035 y el dispositivo de medición 300 (que no se muestra por claridad) está provisto es una configuración multicanal similar a la que se muestra en la figura 9, con unos pares respectivos de electrodos de excitación y de detección 113A, 115A; 113B, 115B; 113C, 115C; 113D, 115D que se proporcionan sobre la muñeca y los tobillos del sujeto. En las figuras 10A y 10B, solo se muestran electrodos activos.

55 En cada ejemplo, se usa una configuración de electrodos de excitación que aplica una señal de excitación a los electrodos de excitación 113B, 113D, de tal modo que la señal pasa a través del brazo 1031, el torso 1035 y la pierna 1033, tal como se muestra mediante la línea de puntos 1040.

En el ejemplo de la figura 10A, electrodos de detección 115B, 115D provistos en el brazo 1031 y en la pierna 1033 se usan para realizar el equilibrado. Por el contrario, en la disposición de la figura 10B, los electrodos de detección 115A, 115C provistos en las extremidades contralaterales 1032, 1034 se usan para realizar el equilibrado. Esto conduce a diferentes modelos eléctricos eficaces para el proceso de equilibrado, tal como se muestra en la figura 10C. El modelo eléctrico eficaz representa unas impedancias encontradas por la señal de excitación, incluyendo las impedancias  $Z_{113B}$ ,  $Z_{113D}$ ,  $Z_{1031}$ ,  $Z_{1035}$ ,  $Z_{1033}$ , que representan las impedancias de las impedancias de electrodo de excitación 113B, 113D, el brazo 1031, el torso 1035 y la pierna 1033, respectivamente.

En la configuración de electrodos de la figura 10A, los electrodos de detección están provistos en el brazo 1031 y la pierna 1033, de tal modo que las tensiones que se inducen en el interior del sujeto se detectan efectivamente en los puntos entre los electrodos de excitación 113B, 113D y la extremidad respectiva 1031, 1033. Las tensiones detectadas que se miden en los electrodos 115B, 115D se muestran en  $V_{SB}$  y  $V_{SD}$ , respectivamente, y estos tienen en cuenta eficazmente el flujo de corriente a través del brazo 1031, el torso 1035 y la pierna 1033.

Cuando se realiza el equilibrado, la señal de excitación se controla para reducir al mínimo la tensión de modo común de tal modo que  $V_{SB} \approx -V_{SD}$ . En esta configuración, la tensión de referencia de tierra eficaz  $V_R$  está eléctricamente centrado entre las tensiones detectadas  $V_{SB}$ ,  $V_{SD}$ , de tal modo que las diferencias  $\Delta V_B$ ,  $\Delta V_D$  entre la tensión de referencia  $V_R$  y cada tensión detectada  $V_{SB}$ ,  $V_{SD}$  es aproximadamente igual  $\Delta V_B \approx \Delta V_D$ . Esto tiene en cuenta, por lo tanto, las diferencias en impedancias para los electrodos de excitación 113B, 113D, que surgen, por lo general, de diferentes impedancias de contacto, de tal modo que, si uno de los electrodos tiene una impedancia significativamente más elevada que el otro electrodo, la señal que se aplica al cuerpo después de los electrodos sigue siendo simétrica con respecto a los electrodos de detección 115B, 115D.

Debido a que la impedancia de brazo del brazo  $Z_{1031}$  es generalmente más elevada que la impedancia del torso  $Z_{1035}$  y la impedancia de la pierna  $Z_{1033}$ , entonces generalmente la diferencia de la tensión de señal a través del brazo 1031 es aproximadamente igual a la que atraviesa el torso 1035 y la pierna 1033 combinadas. En consecuencia, la ubicación de la tensión de referencia  $V_R$  no se produce generalmente en el centro geométrico del cuerpo del sujeto, sino que, en su lugar, se produce en algún lugar cerca de la región del hombro del sujeto S. Como resultado, la tensión del centro del cuerpo del sujeto  $V_C$  no se reduce necesariamente al mínimo mediante el equilibrado de acuerdo con las tensiones detectadas  $V_{SB}$ ,  $V_{SD}$  y puede haber una tensión de señal residual significativo  $V$  en el centro del torso del sujeto 1035, que se corresponde con el centro del cuerpo del sujeto. Por lo tanto, la tensión del centro del cuerpo  $V_C = V \neq V_R$ . La tensión de señal residual dará como resultado un flujo de corriente debido al acoplamiento capacitivo entre el sujeto y el entorno, tal como la cama sobre la que está situado el sujeto. Esto afecta, a su vez, a la precisión de las mediciones de impedancia.

Por el contrario, la disposición que se muestra en la figura 10B detecta las tensiones en el sujeto usando los electrodos de detección 115A, 115C que se proporcionan sobre las extremidades contralaterales 1032, 1034. Debido a que no hay flujo de corriente alguno a través de las extremidades contralaterales 1032, 1034, las extremidades contralaterales 1032, 1034 se encuentran efectivamente a la misma tensión a lo largo de toda su longitud (es decir, son isopotenciales). Por consiguiente, los electrodos de detección 115A, 115C miden efectivamente las tensiones en el punto en el que el torso 1035 se une al brazo 1031 y la pierna 1033, tal como se muestra también en la figura 10C.

En este caso, si se realiza el equilibrado, la tensión de referencia  $V_R$  está centrado eléctricamente entre las tensiones detectadas  $V_{SA}$ ,  $V_{SC}$ , de tal modo que la diferencia  $\Delta V_A$ ,  $\Delta V_C$  entre la tensión de referencia  $V_R$  y cada uno de las tensiones detectadas  $V_{SA}$ ,  $V_{SC}$  es aproximadamente igual  $\Delta V_A \approx \Delta V_C$ . Debido a que la tensión inducido por la señal de excitación global  $V_D$  solo se mide a través del torso, y debido a que la parte superior e inferior del torso tienen impedancias similares, la tensión de referencia  $V_R$  está situado a medio camino a lo largo del torso 1035. Debido a que, por lo general, la tensión de referencia está ajustado a 0 V, esto reduce al mínimo la amplitud de la tensión de señal en el torso 1035, según es inducido por la señal de excitación, lo que a su vez reduce el efecto de acoplamiento capacitivo entre el sujeto y la cama.

Por consiguiente, a pesar de que se apreciará que el equilibrado se puede realizar usando la configuración de la figura 10A, esto por lo general solo tiene en cuenta las variaciones en las impedancias de electrodo de los electrodos de excitación 113B, 113D. A pesar de que esto también reducirá en general el potencial global del torso del sujeto y, por lo tanto, reducirá el efecto de las capacidades parásitas, aún sigue sin dar como resultado necesariamente que las tensiones en el cuerpo estén equilibrados de forma simétrica con respecto al torso. Por consiguiente, en un ejemplo se prefiere usar la configuración de electrodos que se muestra en la figura 10B.

Por lo tanto, el equilibrado se puede realizar para una gama de diferentes configuraciones de electrodo, incluyendo la detección de tensiones en las mismas extremidades a las que se aplican las señales de excitación de tensión. No obstante, en un ejemplo, el equilibrado se realiza haciendo pasar unas señales a lo largo de una primera extremidad, el torso y una segunda extremidad, con las señales de tensión siendo medidas mediante una tercera y una cuarta extremidades diferentes. Mediante la medición de las tensiones en diferentes extremidades, esto garantiza que el equilibrado se realiza alrededor del torso del sujeto lo que, a su vez, da como resultado un efecto de acoplamiento capacitivo reducido entre el sujeto y el entorno.

Se apreciará que, en la práctica, siempre habrá algo de flujo de corriente parásita a partir del torso incluso cuando la tensión del cuerpo central está equilibrado. Esto se debe al tamaño físico relativamente grande del torso. No obstante, el proceso de equilibrado de la tensión del cuerpo central intenta reducir al mínimo este error y también posibilita que se consiga un punto de referencia repetible.

5 Una secuencia de medición a modo de ejemplo adicional se describirá a continuación con más detalle con referencia a la figura 11.

10 Para los fines de este ejemplo, se supone una vez más que el dispositivo se proporciona en una configuración multicanal similar a la que se muestra en la figura 9, con unos pares respectivos de electrodos de excitación y de detección 113A, 115A; 113B, 115B; 113C, 115C; 113D, 115D que se proporcionan sobre la muñeca y los tobillos del sujeto. En este ejemplo, cuando se está realizando un proceso de medición, se selecciona una configuración de electrodos de excitación en la etapa 1100. Esto puede implicar, por ejemplo, seleccionar los electrodos de excitación 113B, 113D, a pesar de que se puede usar cualquier combinación adecuada de electrodos de excitación, dependiendo del tipo de medición de impedancia que se va a realizar.

15 En la etapa 1105, se selecciona una frecuencia de medición siguiente, con las señales de excitación de tensión  $V_{DB}$ ,  $V_{DD}$  siendo aplicadas al sujeto en 1110. Esto permite que las tensiones  $V_{SA}$ ,  $V_{SB}$ ,  $V_{SC}$ ,  $V_{SD}$  en cada electrodo de detección 115A, 115B, 115C, 115D sean medidos por los respectivos sensores 118A, 118B, 118C, 118D, y que las señales de corriente  $I_{SA}$ ,  $I_{SB}$ ,  $I_{SC}$ ,  $I_{SD}$ , que resultan de las señales de excitación de tensión  $V_{DB}$ ,  $V_{DD}$  sean medidas por los generadores de señales 117A, 117B, 117C, 117D, con una indicación de las señales de tensión detectadas  $V_{SA}$ ,  $V_{SB}$ ,  $V_{SC}$ ,  $V_{SD}$  y las señales de corriente  $I_{SB}$ ,  $I_{SD}$  siendo transferida al dispositivo de medición 320.

20 La indicación de cada una de las señales se almacena entonces, por lo general, en la etapa 1115. Esta información se puede registrar para un número de fines y en general, lo más fácil es simplemente registrar una indicación de cada una de las señales, en lugar de registrar, de forma selectiva, información basándose en un protocolo de medición.

25 Mediante el registro de todas las señales, incluyendo la totalidad de las cuatro señales de corriente detectadas y de tensión detectada, esto también permite que se realice un protocolo de recopilación de mediciones único para una diversidad de fines diferentes. Los datos registrados se pueden analizar entonces, posteriormente, en una diversidad de formas diferentes, dependiendo de la medición prevista que se va a realizar. Por lo tanto, por ejemplo, los datos registrados se podrían analizar para proporcionar información en lo que respecta a la composición corporal, la presencia, la ausencia o el grado de edema, o similares.

30 En la etapa 1120, el dispositivo de medición 320 determina si el equilibrio es aceptable. Por lo tanto, por ejemplo, si las señales de excitación de tensión  $V_{DB}$ ,  $V_{DD}$  se están aplicando por medio de los electrodos 113B, 113D, el dispositivo de medición 320 seleccionará las tensiones detectadas  $V_{SA}$ ,  $V_{SC}$ , en los electrodos de detección 115A, 115C, permitiendo de ese modo que se evalúe el equilibrio, de una forma similar a la que se ha descrito en lo que antecede. En este caso, se determinará una tensión aditiva  $V_{SA} + V_{SC}$  basándose en las tensiones detectadas  $V_{SA}$ ,  $V_{SC}$ . La tensión aditivo se comparará con un umbral y, si este se encuentra por debajo del umbral, esto indica que el equilibrio es aceptable.

35 En el caso de que el equilibrio no sea aceptable, entonces las señales de excitación de tensión  $V_{DB}$ ,  $V_{DD}$  que se aplican al sujeto S se modifican en la etapa 1125. La forma en la que se ajustan las señales puede depender de la implementación preferida. En un ejemplo, el ajuste se realiza basándose en los resultados de las mediciones que se realizan en la etapa 1110.

40 Por lo tanto, por ejemplo, las tensiones detectadas  $V_{SA}$ ,  $V_{SC}$  se pueden usar para determinar una tensión del centro del cuerpo  $V_C$ . Las señales de corriente detectadas  $I_{SB}$ ,  $I_{SD}$ , y las señales de excitación de tensión  $V_{DB}$ ,  $V_{DD}$ , que se aplican por medio de cada electrodo de excitación 113B, 113D se usan junto con la tensión del centro del cuerpo  $V_C$  para determinar unas impedancias superior e inferior  $Z_{superior}$ ,  $Z_{inferior}$ , que representan la impedancia del cuerpo del sujeto y los electrodos de excitación 113B, 113D a uno y otro lado del centro del cuerpo. Las impedancias superior e inferior  $Z_{superior}$ ,  $Z_{inferior}$  se pueden usar entonces para determinar las señales modificadas, basándose en un flujo de corriente preferido a través del sujeto.

45 Un cálculo a modo de ejemplo se muestra con más detalle en lo sucesivo. En este ejemplo, la tensión del centro del cuerpo  $V_C$  se basa en:

$$60 \quad V_C = (V_{SA} + V_{SC}) / 2 \quad (1)$$

Un flujo de corriente a través del sujeto se determina entonces basándose en:

$$65 \quad I = (I_{SB} - I_{SD}) / 2 \quad (2)$$

en la que:  $I_{SB}$  = flujo de corriente detectada que es causado por una señal de excitación de tensión positivo  $V_{DB}$

que se aplica al electrodo 113B

$I_{SD}$  = flujo de corriente detectada que es causado por una señal de excitación de tensión negativo  $V_{DD}$  que se aplica al electrodo 113D

5 Esto permite que se determine una impedancia para las porciones superior e inferior del sujeto, en la que:

$$Z_{Superior} = (V_{DB} - V_C) / I \quad (3)$$

$$Z_{Inferior} = (V_{DD} - V_C) / I \quad (4)$$

10

en las que:  $Z_{superior}$  = impedancia de la parte superior del cuerpo y el electrodo de excitación 113B

$Z_{inferior}$  = impedancia de la parte inferior del cuerpo y el electrodo de excitación 113D

15 A continuación de esto, se usa un valor de corriente ideal  $I_{ideal}$  (por lo general ajustado a 90  $\mu$ A RMS para asegurar la seguridad del sujeto) para determinar unas señales de excitación de tensión predicho que darán como resultado una disposición de medición equilibrada, usando la ecuación:

$$V_{DB \text{ predicho}} = I_{ideal} \times Z_{Superior} \quad (5)$$

20

$$V_{DD \text{ predicho}} = I_{ideal} \times Z_{Inferior} \quad (6)$$

en las que:  $V_{DB \text{ predicho}}$  = señal de excitación de tensión ideal predicho para el electrodo 113B

$V_{DD \text{ predicho}}$  = señal de excitación de tensión ideal predicho para el electrodo 113D

25 Por lo tanto, se apreciará que, en este ejemplo, las señales de excitación de tensión modificadas que se aplican al sujeto S son la tensión predicho ideal  $V_{DB \text{ predicho}}$ ,  $V_{DD \text{ predicho}}$ . El cálculo a modo de ejemplo que se ha descrito en lo que antecede es solo para fines de ejemplo, y se pueden usar cálculos alternativos.

30 En un ejemplo, los cálculos se realizan solo en función de la magnitud de las señales. Esto es debido a que la magnitud de la tensión en el centro del cuerpo tendrá el mayor impacto sobre la corriente de fuga entre el sujeto y el entorno.

35 No obstante, el equilibrado de la magnitud solo puede conducir a diferencias de fase entre las señales de excitación, lo que a su vez puede conducir a que la tensión del centro del cuerpo  $V_C$  incluya una componente imaginaria. Algunos ejemplos de esto se describirán a continuación con referencia a las figuras 12A a 12F.

40 En el ejemplo de la figura 12B, las tensiones se muestran basándose en el circuito equivalente de la figura 12A, en el que el sujeto se representa mediante las impedancias del cuerpo  $Z_{B1}$ ,  $Z_{B2}$ , situadas a uno y a otro lado del centro del cuerpo. Las impedancias de electrodo se muestran como parte de las impedancias del cuerpo, con unas tensiones de excitación  $V_{DB}$ ,  $V_{DD}$  que se aplican directamente a las impedancias del cuerpo  $Z_{B1}$ ,  $Z_{B2}$  tal como se muestra.

45 Tal como se muestra en la figura 12B, si se aplican unas tensiones de excitación  $V_{DB}$ ,  $V_{DD}$  que incluyen solo componentes reales, entonces la naturaleza compleja de las impedancias del cuerpo  $Z_{B1}$ ,  $Z_{B2}$ , dará como resultado un desfase en las tensiones  $V_{ZB1}$ ,  $V_{ZB2}$  a través de las impedancias del cuerpo  $Z_{B1}$ ,  $Z_{B2}$ . Como resultado, existe una componente imaginaria en la tensión del centro del cuerpo. Esta componente compleja residual en la tensión del centro del cuerpo puede conducir a una corriente de fuga a partir del cuerpo así como a un error de modo común adicional en las señales de tensión detectadas, haciendo de ese modo que la misma sea poco deseable.

50 No obstante, en el ejemplo de la figura 12C, si las tensiones de excitación  $V_{DB}$ ,  $V_{DD}$  incluyen componentes imaginarias, que representan una diferencia de fase respectiva entre la señal aplicada, entonces esto asegura que la fase de las tensiones en el centro del cuerpo está puesta en coincidencia. Esto asegura que la magnitud de la tensión del centro del cuerpo  $V_C$ , se reduce al mínimo con respecto a las componentes tanto reales como imaginarias.

55 Un ejemplo de este escenario en el que se tienen en cuenta las impedancias de electrodo  $Z_{113B}$ ,  $Z_{113D}$ , para los electrodos de excitación 113B, 113D se muestra en las figuras 12D a 12F. Una vez más, se puede ver que la introducción de un cambio de fase adecuado en las señales de tensión de excitación  $V_{DB}$ ,  $V_{DD}$  puede dar como resultado una tensión del centro del cuerpo que está equilibrado como respecto a unas componentes tanto reales como imaginarias.

60

65 Por consiguiente, en otro ejemplo, el procedimiento de equilibrado se puede realizar mediante la representación de las señales de tensión como números complejos que representan tanto la magnitud como la fase de las señales de tensión, y mediante el uso de una representación compleja de la impedancia. En este caso, esto asegura que tanto la magnitud como la fase de las señales de tensión están equilibradas, asegurando de ese modo una tensión del centro del cuerpo mínimo.

En general, cuando se modifica la fase de las señales de excitación de tensión aplicadas, se supone que las impedancias de la mitad del cuerpo tienen un desfase simétrico en relación con la excitación. Por lo tanto una diferencia de vectores de impedancia de  $20^\circ$  se resolverá como  $+10^\circ$  en una excitación y  $-10^\circ$  en la segunda excitación. Al mantener las excitaciones tan simétricas como sea posible, cualquier corriente de fuga que sea inducida por la capacidad de cada extremidad se iguala y por lo tanto se reduce a la mitad. No obstante, esto no es esencial, y se puede usar cualquier método de modificación de la fase.

A continuación de la determinación de las señales de excitación de tensión modificadas, las etapas 1110 a 1120 se repiten usando las señales de excitación de tensión modificadas, con unas señales de excitación de tensión modificadas adicionales que se calculan hasta que resulte una situación de equilibrio aceptable. Se apreciará que el número de iteraciones que se requieren para alcanzar un equilibrio aceptable dependerá de cómo de cerca de una situación equilibrada se encuentran las señales de excitación iniciales.

A pesar de que las señales de excitación de tensión  $V_{DB}$ ,  $V_{DD}$  que tienen unas magnitudes y/o fase iguales se podrían aplicar inicialmente, de tal modo que  $V_{DB} = -V_{DD}$ , esto puede conducir a que se intente un número relativamente grande de diferentes señales modificadas hasta que se alcance una condición de equilibrio. A medida que cambia la frecuencia de la señal de excitación de tensión, también cambiará la impedancia del cuerpo. Por consiguiente, en un ejemplo, para una frecuencia  $f_{i+1}$  dada, las señales de excitación  $V_{DB}(f_{i+1})$ ,  $V_{DD}(f_{i+1})$  inicialmente aplicadas se calculan basándose en las señales  $V_{DB \text{ predicho}}(f_i)$ ,  $V_{DD \text{ predicho}}(f_i)$  que se determinan para una frecuencia previa  $f_i$ . Por lo tanto, las señales  $V_{DB \text{ predicho}}(f_i)$ ,  $V_{DD \text{ predicho}}(f_i)$  se usan para calcular  $Z_{\text{superior}}(f_i)$ ,  $Z_{\text{inferior}}(f_i)$ . La representación compleja de  $Z_{\text{superior}}(f_i)$ ,  $Z_{\text{inferior}}(f_i)$  se usa para determinar  $Z_{\text{superior}}(f_{i+1})$ ,  $Z_{\text{inferior}}(f_{i+1})$  que a su vez se usan junto con la corriente ideal para calcular unos valores iniciales para  $V_{DB \text{ predicho}}(f_{i+1})$ ,  $V_{DD \text{ predicho}}(f_{i+1})$ . Estos valores se usan como las señales iniciales que se aplican al sujeto en la etapa 1110 para la siguiente frecuencia  $f_{i+1}$ .

Mediante el uso de la condición de equilibrio que se determina para una frecuencia previa como el punto de partida inicial para el algoritmo de equilibrado a una frecuencia siguiente, esto reduce de forma significativa el número de iteraciones que se requieren para lograr una condición de equilibrio en la que  $V_C \approx 0$ . Por lo general, usando esta técnica, se puede determinar que la condición de equilibrio tiene un error menor que un 0,1 % dentro de tres iteraciones.

Por lo tanto, la primera iteración con las señales de excitación de tensión  $V_{DB}(f_{i+1})$ ,  $V_{DD}(f_{i+1})$  basándose en las señales modificadas  $V_{DB \text{ predicho}}(f_i)$ ,  $V_{DD \text{ predicho}}(f_i)$  previamente determinadas por lo general da como resultado una tensión del centro del cuerpo  $V_C$  que se encuentra dentro de un 10 % del que se requiere. Por lo tanto, la tensión de señal de modo común en el centro del cuerpo presenta una magnitud que es aproximadamente un 10 % de la tensión de señal que se detecta entre  $V_{SA}$ ,  $V_{SC}$ . Para la segunda iteración, las señales de excitación de tensión  $V_{DB}$ ,  $V_{DD}$  se pueden ajustar para lograr que  $V_C$  se encuentre dentro de un 1,0 % y la tercera iteración logra un error de un 0,1 %.

Por lo tanto, esto puede reducir de forma drástica el tiempo que se requiere para un barrido de frecuencias completo. El tiempo de medición se puede optimizar adicionalmente al tomar en cuenta la amplitud del ruido en las mediciones. El tiempo de medición es dependiente del número de muestras que se requieren para lograr la precisión deseada. Un ruido aumentado requiere más muestras, lo que precisa de más tiempo. Por lo tanto, si el número de muestras se optimiza de acuerdo con el nivel de ruido medido, los tiempos de medición se pueden reducir adicionalmente (con respecto a lo que necesitaría ser, de lo contrario, un número de muestras por defecto).

Una vez que se ha logrado un equilibrio, las mediciones que se han registrado en la etapa 1115 se pueden usar para calcular valores de impedancia en la etapa 1130. Entonces se evalúa si todas las frecuencias están completas y, de lo contrario, el proceso vuelve a la etapa 1105 para seleccionar una frecuencia de medición siguiente. De lo contrario, se determina si todas las configuraciones de excitación están completas y, de lo contrario, el proceso vuelve a la etapa 1100 para permitir que se seleccione una configuración de excitación alternativa.

De lo contrario el proceso termina en la etapa 1145, permitiendo que se proporcione cualquier valor de impedancia determinado al sistema de procesamiento 310 para su análisis posterior.

Los expertos en la materia apreciarán que numerosas variaciones y modificaciones se volverán evidentes. Se debería considerar que la totalidad de dichas variaciones y modificaciones, que se harán evidentes para los expertos en la materia, caen dentro del espíritu y el alcance de la invención que aparece ampliamente descrita en lo que antecede.

Por ejemplo, se han descrito en lo que antecede dos enfoques diferentes para el equilibrado. En el primer ejemplo, el equilibrado se realiza usando unos electrodos de detección que están unidos a las mismas extremidades que los electrodos de excitación, mientras que, en el segundo ejemplo, los electrodos de detección que se usan para el equilibrado están unidos a extremidades contralaterales. En un ejemplo, los electrodos de detección y de excitación se proporcionan sobre todas las extremidades, permitiendo que el equilibrado se realice de una forma similar usando cualquier combinación adecuada de electrodos de excitación y de detección. Las combinaciones de electrodos que se usan pueden depender de la medición de impedancia que se esté realizando.

Adicionalmente, características procedentes de diferentes ejemplos en lo que antecede se pueden usar de forma intercambiable o en conjunción, cuando sea apropiado. Por lo tanto, por ejemplo, se describe una gama de diferentes técnicas para reducir al mínimo los errores, y estas se pueden usar independientemente una de otra, o en conjunción, dependiendo de la implementación particular.

5 Además, a pesar de que los ejemplos anteriores se han centrado en un sujeto S tal como un ser humano, se apreciará que el dispositivo de medición y las técnicas que se han descrito en lo que antecede se pueden usar con cualquier animal, incluyendo pero sin limitarse a, primates, ganado, animales amaestrados, tales como caballos de carreras, o similares.

10 Los procesos que se han descrito en lo que antecede se pueden usar para diagnosticar la presencia, la ausencia o el grado de una gama de afecciones y enfermedades, incluyendo, pero sin limitarse a, edema, linfedema, composición corporal, o similares.

**REIVINDICACIONES**

1. Aparato para su uso en la realización de mediciones de impedancia en un sujeto que comprende

- 5 - unos pares respectivos de electrodos de excitación y de detección para su colocación sobre extremidades superiores e inferiores del sujeto; y  
- un sistema de procesamiento que está configurado para:

- 10 a) dar lugar a que unas señales de excitación de tensión se apliquen al sujeto, por medio de unos electrodos de excitación;  
b) detectar por medio de unos electrodos de detección, unas señales de corriente a través del sujeto que son causadas por las señales de excitación de tensión;  
c) determinar una indicación de una segunda señal a través del sujeto, siendo dicha indicación de dicha segunda señal una tensión del centro del cuerpo en el centro del torso del sujeto que se obtiene a partir de  
15 unas tensiones que se detectan por medio de unos electrodos de detección;  
d) usar la indicación de la segunda señal para determinar si existe un desequilibrio inaceptable; y,  
e) si existe un desequilibrio inaceptable:

- 20 i) determinar unas señales de excitación de tensión modificadas de acuerdo con el desequilibrio determinado al:

- determinar unas impedancias superior e inferior para el sujeto usando las señales de corriente detectadas, las señales de excitación de tensión y la tensión del centro del cuerpo; y,  
25 determinar unas señales de excitación de tensión modificadas usando dichas impedancias superior e inferior y una indicación de señal de corriente ideal; y,

- ii) dar lugar a que las señales de excitación de tensión modificadas se apliquen al sujeto para permitir de ese modo que se realice al menos una medición de impedancia.

30 2. Aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el sistema de procesamiento está configurado adicionalmente para llevar a cabo la etapa d) al:

- a) comparar la indicación de una segunda señal con un umbral; y,  
35 b) determinar si existe un desequilibrio inaceptable dependiendo de los resultados de la comparación.

3. Aparato de acuerdo con la reivindicación 1 o la reivindicación 2, en el que el sistema de procesamiento está configurado adicionalmente para:

- 40 a) determinar la tensión que se detecta en cada uno de los electrodos de detección;  
b) determinar una tensión aditiva; y,  
c) determinar el desequilibrio usando la tensión aditiva.

4. Aparato de acuerdo con la reivindicación 3, en el que la tensión aditiva es una señal de modo común.

45 5. Aparato de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en el que el sistema de procesamiento es para determinar las señales de excitación de tensión modificadas con el fin de reducir el desequilibrio.

6. Aparato de acuerdo con la reivindicación 5, en el que el sistema de procesamiento está configurado adicionalmente para modificar las señales de excitación de tensión mediante la modificación de al menos una de una fase y una magnitud de al menos una señal de excitación de tensión que se aplica a al menos uno de los electrodos de excitación.

7. Aparato de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en el que el sistema de procesamiento está configurado adicionalmente para:

- 55 a) dar lugar a que la señal de excitación de tensión se aplique por medio de unos electrodos de excitación que están acoplados con una primera extremidad superior y una segunda extremidad inferior del sujeto; y,  
b) determinar una indicación de la segunda señal por medio de unos electrodos de detección que están acoplados con una tercera extremidad superior y una cuarta extremidad inferior del sujeto, siendo la tercera y la  
60 cuarta extremidad diferentes de la primera y la segunda extremidad.

8. Aparato de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, en el que el sistema de procesamiento está configurado adicionalmente para:

- 65 a) seleccionar señales de tensión que se detectan en unos seleccionados de los electrodos de detección; y,  
b) determinar cualquier desequilibrio usando las señales de tensión seleccionadas.

9. Aparato de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, en el que el sistema de procesamiento está configurado adicionalmente para:

- 5 a) comparar las señales de corriente detectadas con un umbral; y,  
b) detener de forma selectiva el proceso de medición de impedancia dependiendo de los resultados de la comparación.

10. Aparato de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, en el que el sistema de procesamiento está configurado adicionalmente para:

- 10 a) dar lugar a que unas señales de excitación de tensión se apliquen al sujeto a una primera frecuencia;  
b) determinar una indicación de una segunda señal que se mide a través del sujeto;  
c) usar la indicación de la segunda señal para determinar cualquier desequilibrio;  
15 d) si no existe desequilibrio inaceptable alguno, usar al menos la indicación de la segunda señal para determinar al menos un valor de impedancia;  
e) si existe un desequilibrio inaceptable:

- 20 i) determinar unas señales de excitación de tensión modificadas de acuerdo con el desequilibrio;  
ii) dar lugar a que las señales de excitación de tensión modificadas se apliquen al sujeto;  
iii) determinar una indicación adicional de una segunda señal modificada que se mide a través del sujeto; y  
iv) repetir las etapas c) a e) para la indicación de la segunda señal modificada;

f) repetir las etapas a) a e) para al menos una segunda frecuencia.

25 11. Aparato de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, en el que las señales de excitación de tensión incluyen una primera y una segunda señal de excitación de tensión que se aplican al sujeto por medio de un primer y un segundo electrodo de excitación respectivos, teniendo la primera señal de excitación de tensión una primera magnitud y una primera fase, y teniendo la segunda señal de excitación de tensión una segunda magnitud y una segunda fase y en el que el sistema de procesamiento está configurado adicionalmente para determinar las  
30 señales de excitación de tensión modificadas mediante la modificación de al menos una de:

- 35 a) la primera fase;  
b) la primera magnitud;  
c) la segunda fase; y,  
d) la segunda magnitud.

12. Aparato de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11, en el que el sistema de procesamiento está configurado adicionalmente para:

- 40 a) dar lugar a que las señales de excitación de tensión modificadas se apliquen al sujeto;  
b) determinar unas tensiones detectadas medidas por medio de unos electrodos de detección respectivos;  
c) determinar si existe un desequilibrio inaceptable usando las tensiones detectadas; y,  
d) si existe un desequilibrio inaceptable:

- 45 i) determinar unas señales de excitación de tensión modificadas adicionales; y,  
ii) repetir las etapas (a) a (d) hasta que cualquier desequilibrio sea aceptable.

13. Aparato de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12, en el que el sistema de procesamiento está configurado adicionalmente para realizar mediciones de impedancia a múltiples frecuencias, de forma sucesiva.

50 14. Aparato de acuerdo con la reivindicación 13, en el que el sistema de procesamiento está configurado adicionalmente para:

55 a) para una primera frecuencia:

- i) determinar unas señales de excitación de tensión modificadas que dan como resultado un desequilibrio aceptable; y,  
ii) dar lugar a que una medición de impedancia se realice usando las señales de excitación de tensión modificadas; y,

60 b) para una segunda frecuencia:

- 65 i) dar lugar a que unas señales de excitación de tensión se apliquen al sujeto, estando dichas señales de excitación de tensión basadas en las señales de excitación de tensión modificadas que se determinan para la primera frecuencia; y,  
ii) determinar si existe un desequilibrio inaceptable.

15. Aparato de acuerdo con la reivindicación 14, en el que el sistema de procesamiento está configurado adicionalmente para:

a) para una primera frecuencia:

- i) dar lugar a que una primera y una segunda señal de excitación de tensión se apliquen al sujeto por medio de unos electrodos de excitación respectivos;
- ii) determinar una primera y una segunda señal de excitación de tensión modificadas que dan como resultado un desequilibrio aceptable, teniendo la primera señal de excitación de tensión una primera magnitud y una primera fase, y teniendo la segunda señal de excitación de tensión una segunda magnitud y una segunda fase; y,

b) para una segunda frecuencia:

- i) dar lugar a que una primera y una segunda señal de excitación de tensión se apliquen al sujeto, teniendo la primera señal de excitación de tensión la primera magnitud y la primera fase, y teniendo la segunda señal de excitación de tensión la segunda magnitud y la segunda fase; y,
- ii) determinar si existe un desequilibrio inaceptable.

16. Aparato de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 15, en el que el sistema de procesamiento está configurado adicionalmente para:

- a) generar unas señales de control;
- b) transferir las señales de control a al menos un generador de señales, dando lugar de ese modo a que las señales de excitación de tensión se apliquen al sujeto;
- c) recibir una indicación de las señales de excitación de tensión que se aplican al sujeto a partir del al menos un generador de señales;
- d) recibir una indicación de señales detectadas que se miden a través del sujeto a partir de al menos un sensor que está conectado a un electrodo de detección; y,
- e) realizar al menos un procesamiento preliminar de las indicaciones para permitir de ese modo que se determinen unos valores de impedancia.

17. Aparato de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 16, en el que el aparato incluye un amplificador diferencial para amplificar unas señales detectadas que se miden en cada uno de dos electrodos de detección.

18. Aparato de acuerdo con la reivindicación 17, en el que el amplificador diferencial genera al menos uno de:

- a) una tensión diferencial indicativa de la tensión que se mide en los electrodos de detección; y,
- b) una señal de modo común indicativa de cualquier desequilibrio.

19. Aparato de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 18, en el que el aparato incluye adicionalmente, al menos uno de:

- a) al menos un generador de señales para aplicar la señal de excitación de tensión al sujeto por medio de un primer electrodo; y,
- b) al menos un sensor para medir la señal detectada por medio de unos electrodos de detección.

20. Aparato de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 19, en el que el aparato incluye un número de sistemas de electrodos, y en el que cada sistema de electrodos incluye:

- a) un sensor;
- b) un generador de señales; y,
- c) al menos uno de:

- i) un circuito de cancelación capacitivo para cancelar el acoplamiento capacitivo entre electrodos de excitación y de detección; y,
- ii) un circuito de cancelación de capacidad de entrada para cancelar una capacidad de entrada eficaz en una entrada de sensor.

21. Aparato de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 20, en el que el aparato incluye adicionalmente:

- a) un número de sistemas de electrodos, y en el que cada sistema de electrodos incluye un generador de señales y un sensor; y,
- b) un número de conductores eléctricos para conectar el dispositivo de medición a los sistemas de electrodos,

incluyendo cada conductor eléctrico:

- i) al menos dos conexiones para conectar el dispositivo de medición y el generador de señales, y el dispositivo de medición y el sensor; y,
- ii) una protección para cada una de las al menos dos conexiones, estando las protecciones eléctricamente conectadas, y conectadas a una tensión de referencia en cada uno del dispositivo de medición y el sistema de electrodos.

22. Un método para su uso en la realización de mediciones de impedancia en un sujeto, en el que el método incluye:

- proporcionar unos pares respectivos de electrodos de excitación y de detección sobre extremidades superiores e inferiores del sujeto; y
- emplear un sistema de procesamiento para llevar a cabo las etapas de:

- a) dar lugar a que unas señales de excitación de tensión se apliquen al sujeto, por medio de unos electrodos de excitación;
- b) detectar por medio de unos electrodos de detección, unas señales de corriente a través del sujeto que son causadas por las señales de excitación de tensión;
- c) determinar una indicación de una segunda señal que se mide a través del sujeto, siendo la indicación de la segunda señal una tensión del centro del cuerpo en el centro del torso del sujeto que se obtiene a partir de unas tensiones que se detectan por medio de unos electrodos de detección;
- d) usar la indicación de la segunda señal para determinar cualquier desequilibrio; y,
- e) si existe un desequilibrio:

- i) determinar unas señales de excitación de tensión modificadas de acuerdo con el desequilibrio al:

determinar unas impedancias superior e inferior para el sujeto usando las señales de corriente detectadas, las señales de excitación de tensión y la tensión del centro del cuerpo; y,  
determinar unas señales de excitación de tensión modificadas de dichas impedancias superior e inferior y una indicación de señal de corriente ideal; y,

- ii) dar lugar a que las señales de excitación de tensión modificadas se apliquen al sujeto para permitir de ese modo que se realice al menos una medición de impedancia.

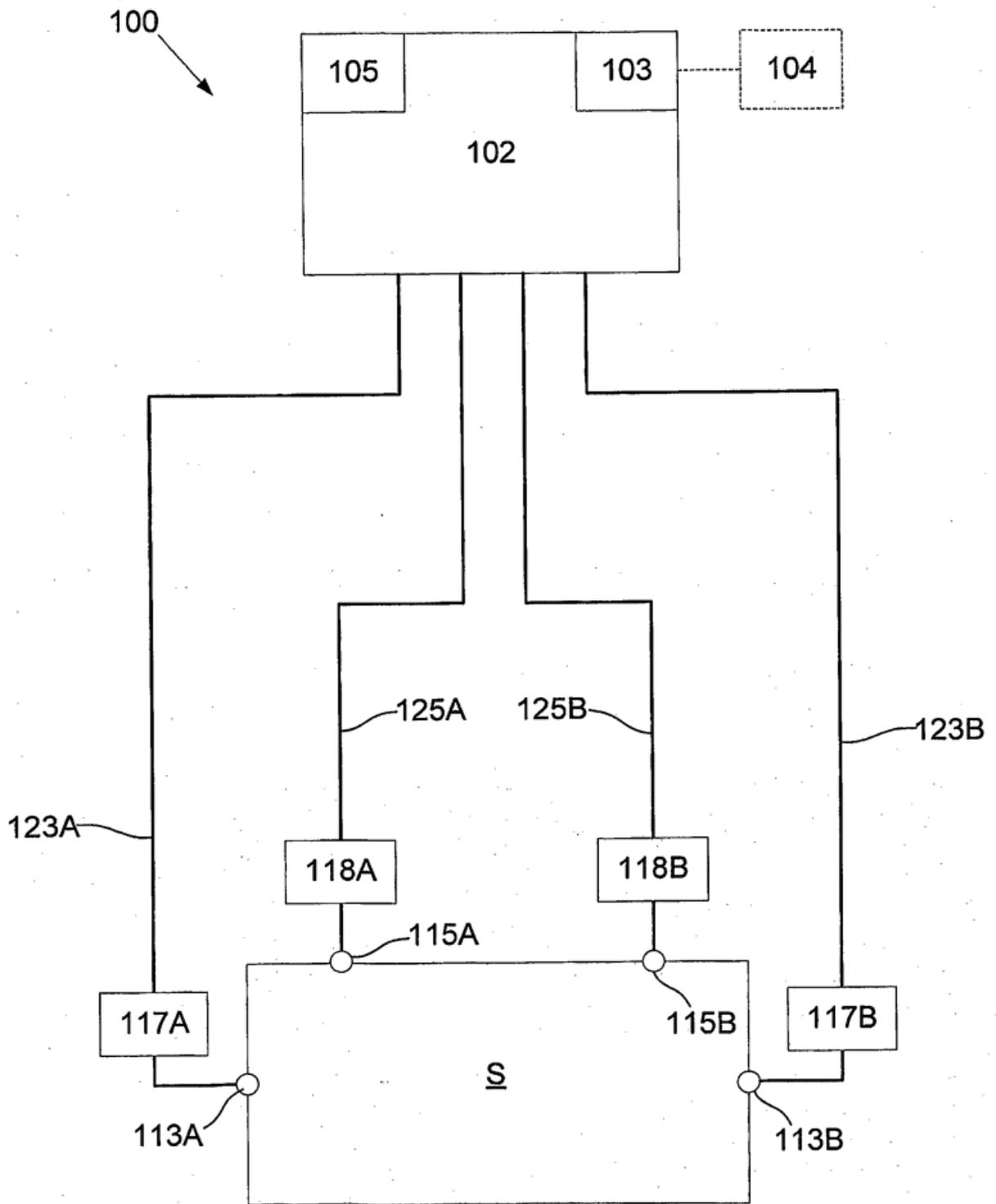
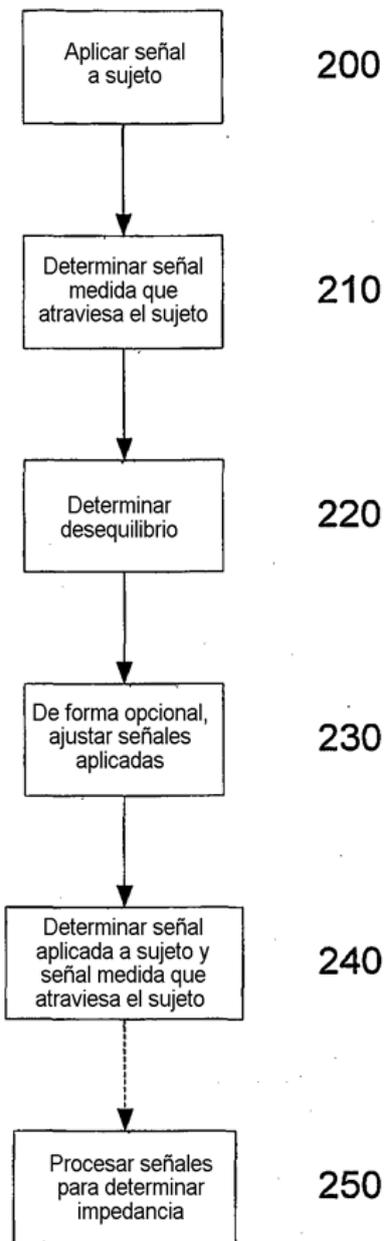


Fig. 1



**Fig. 2**

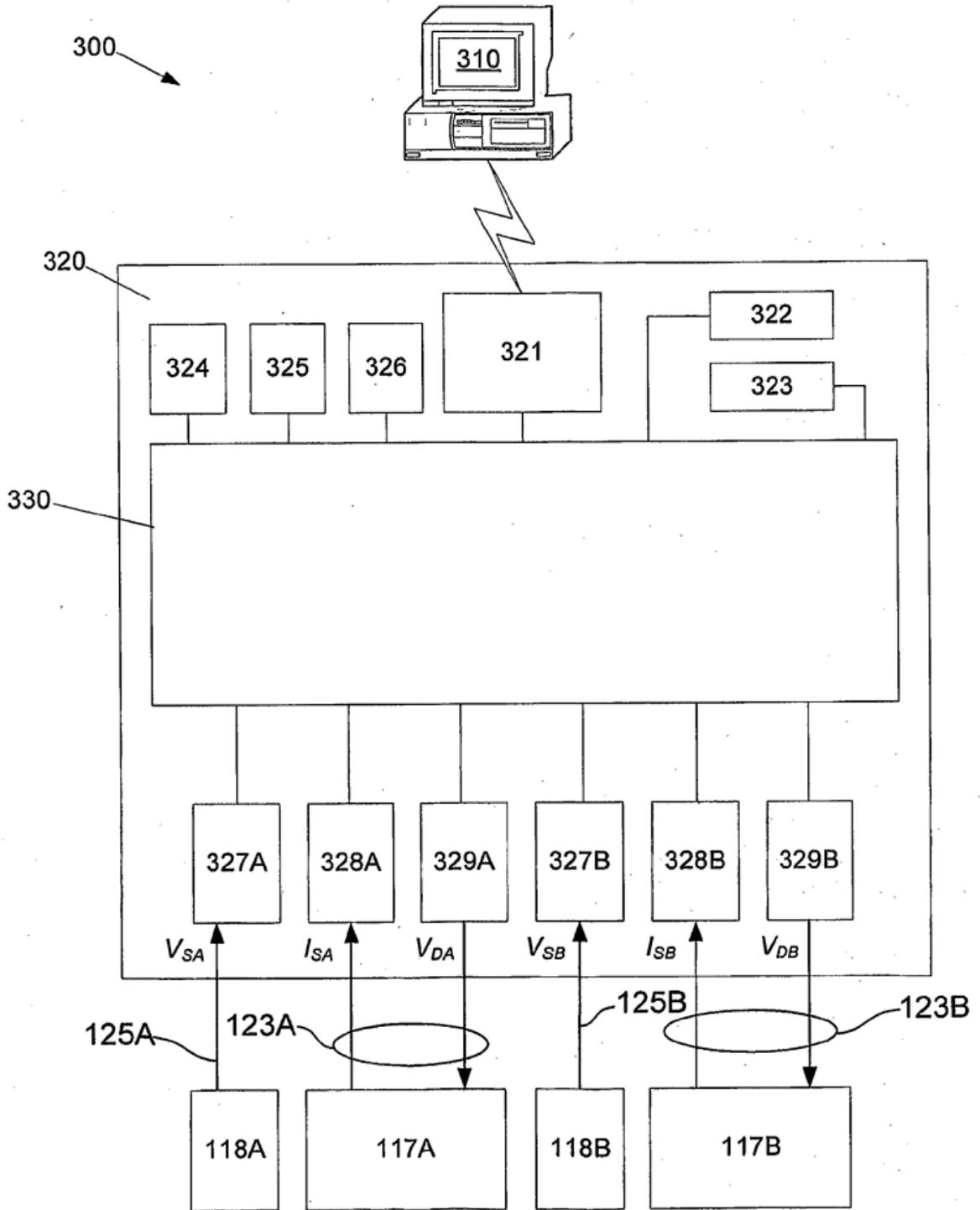


Fig. 3

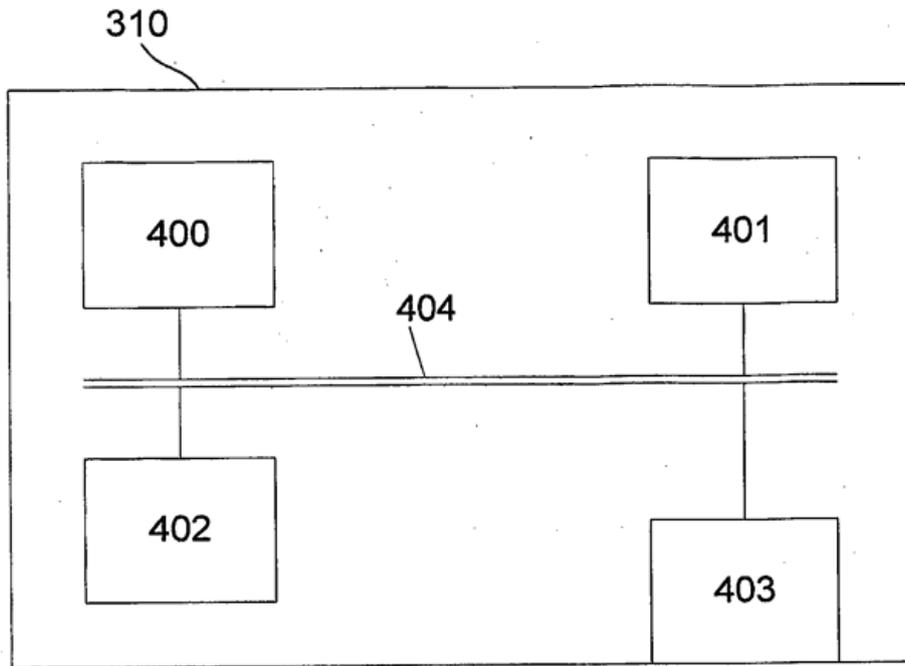


Fig. 4

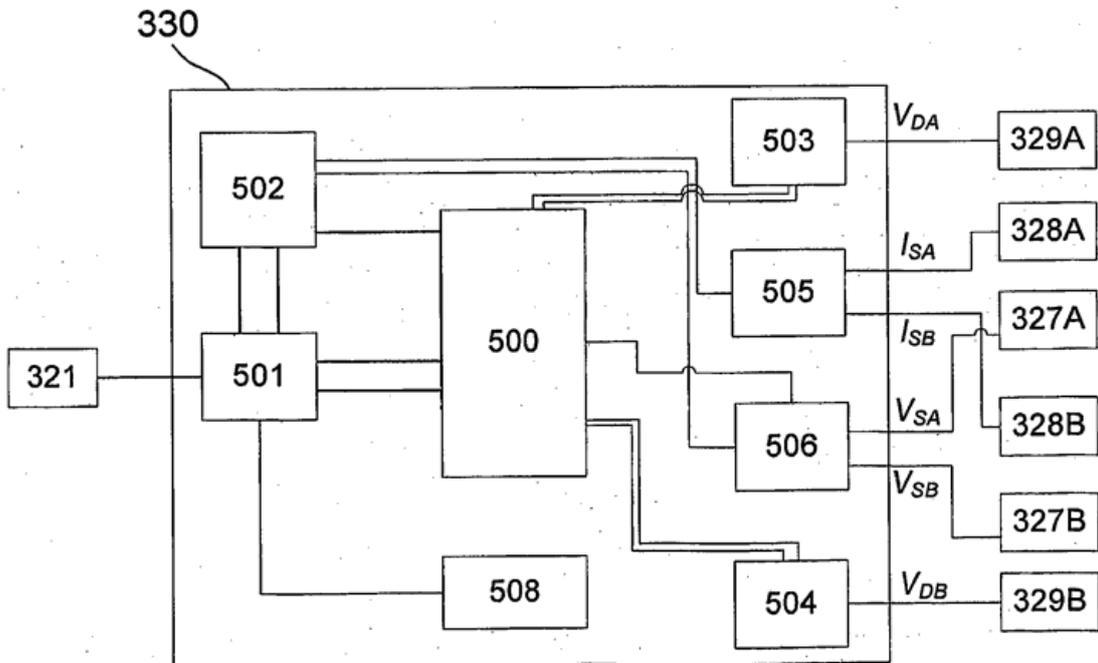


Fig. 5

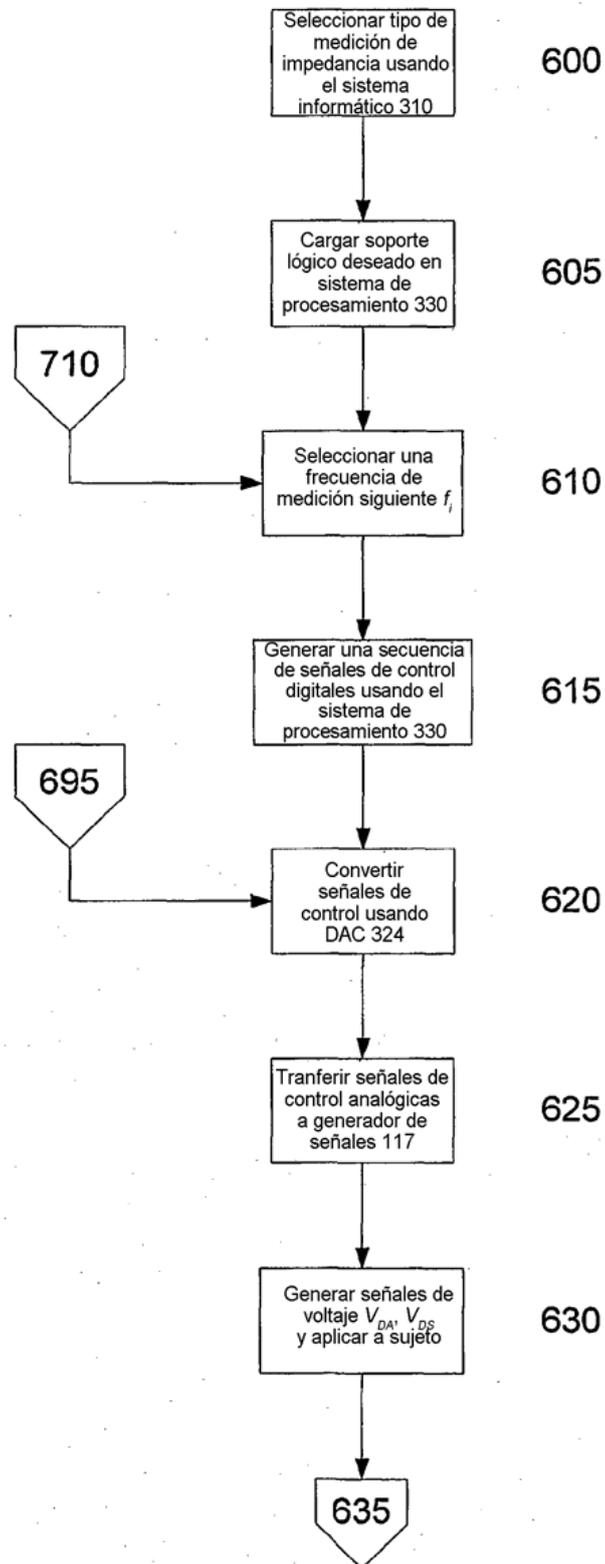


Fig. 6A

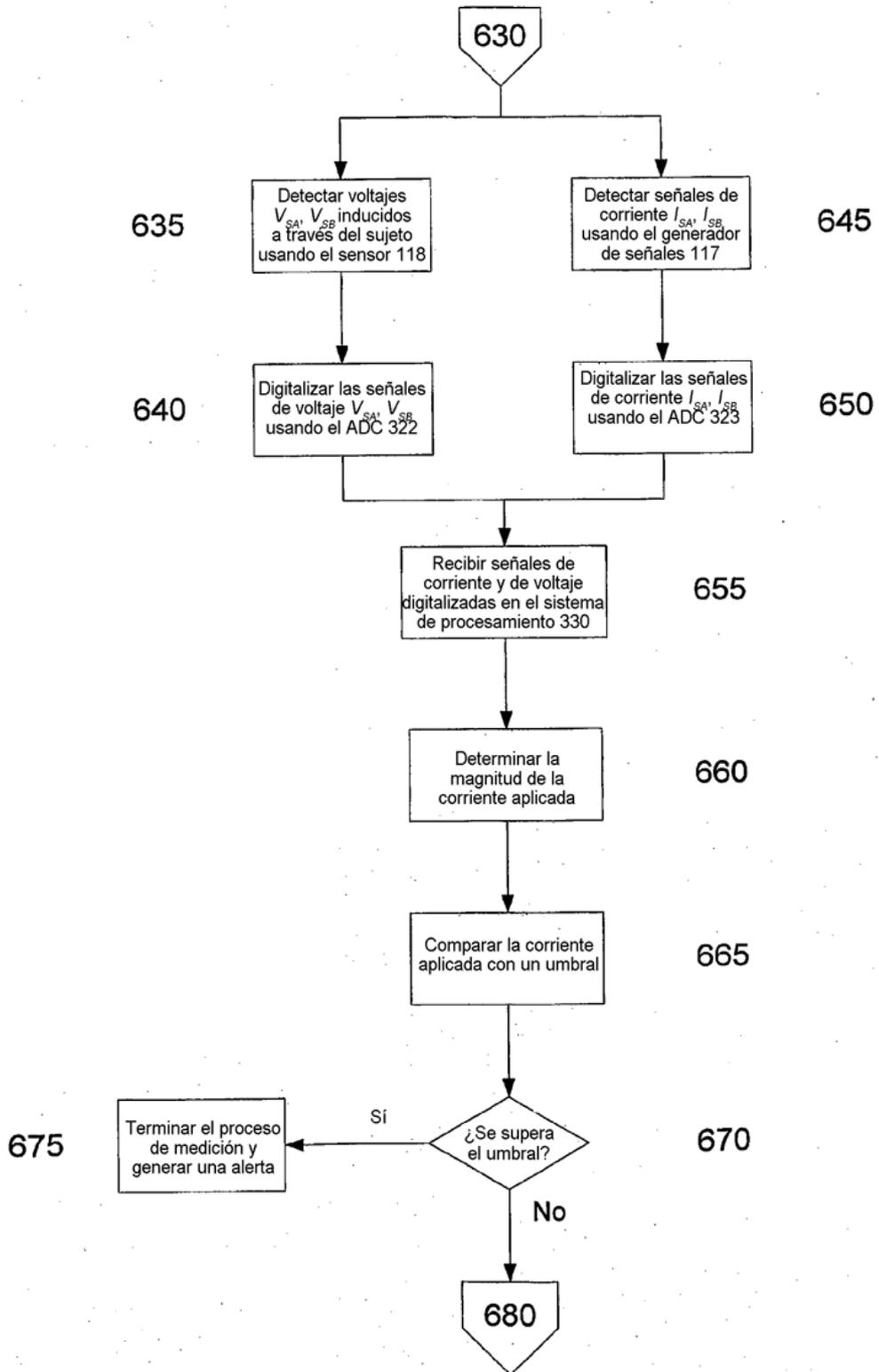


Fig.6B

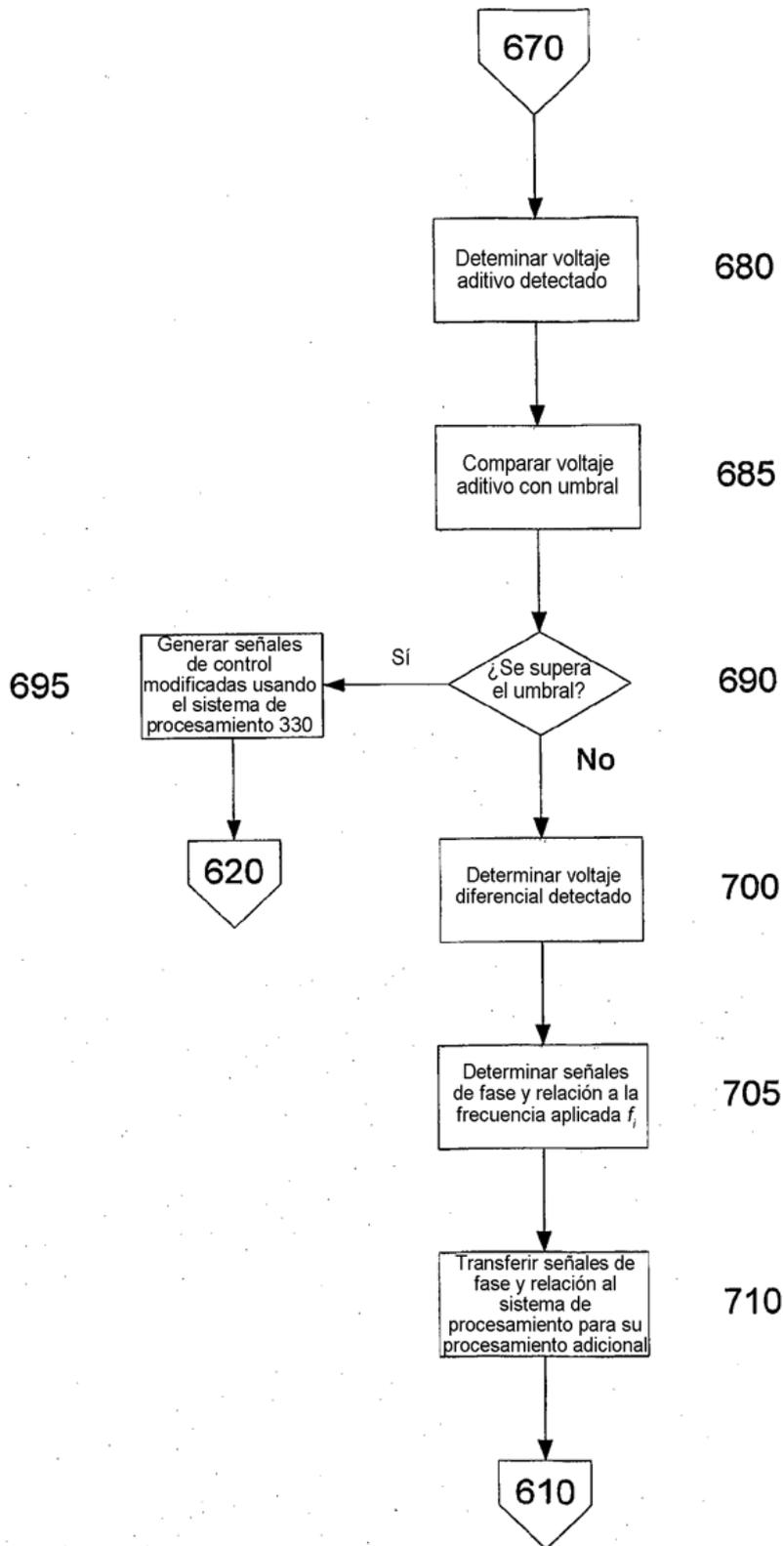


Fig.6C

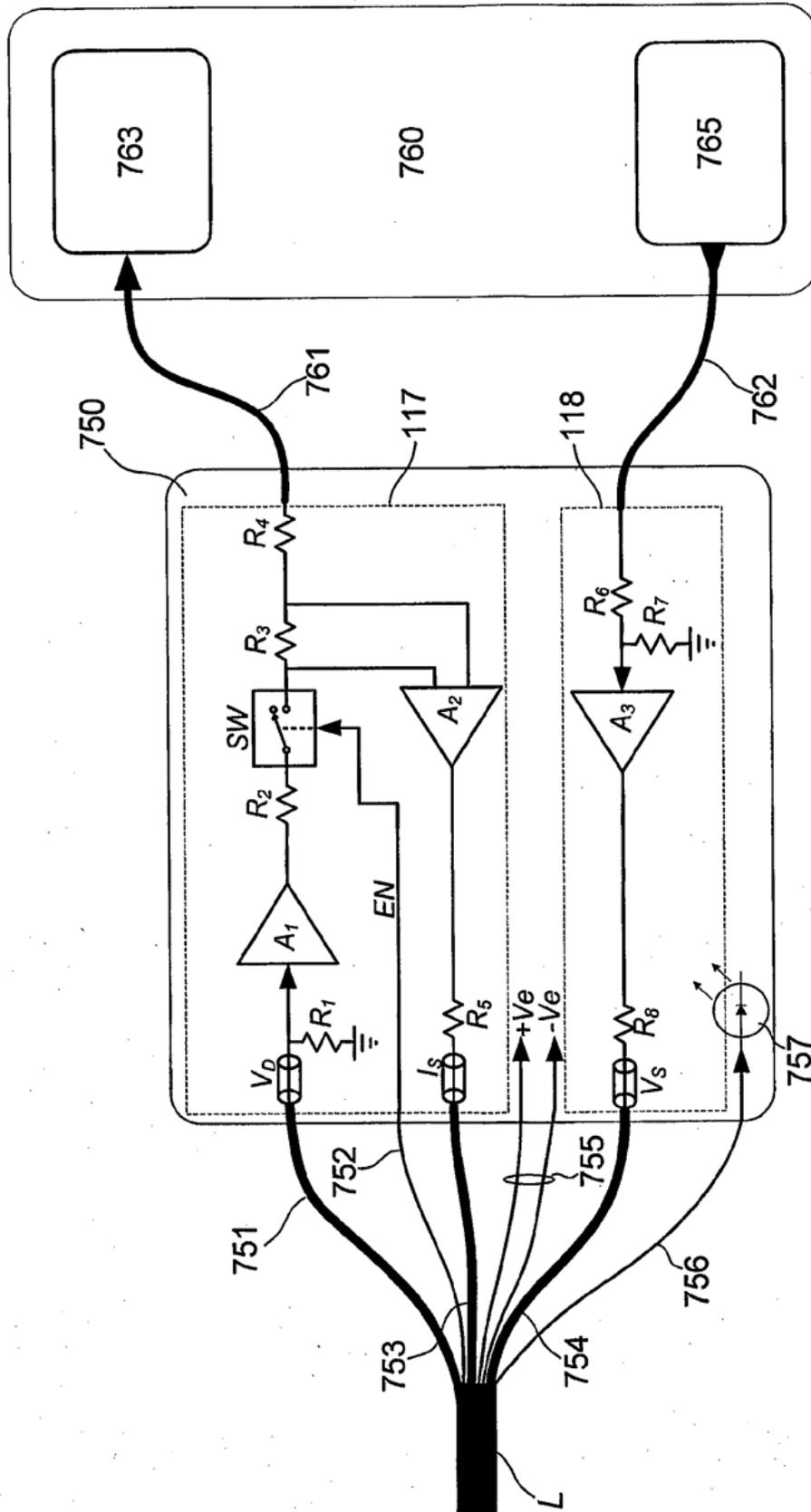


Fig. 7A

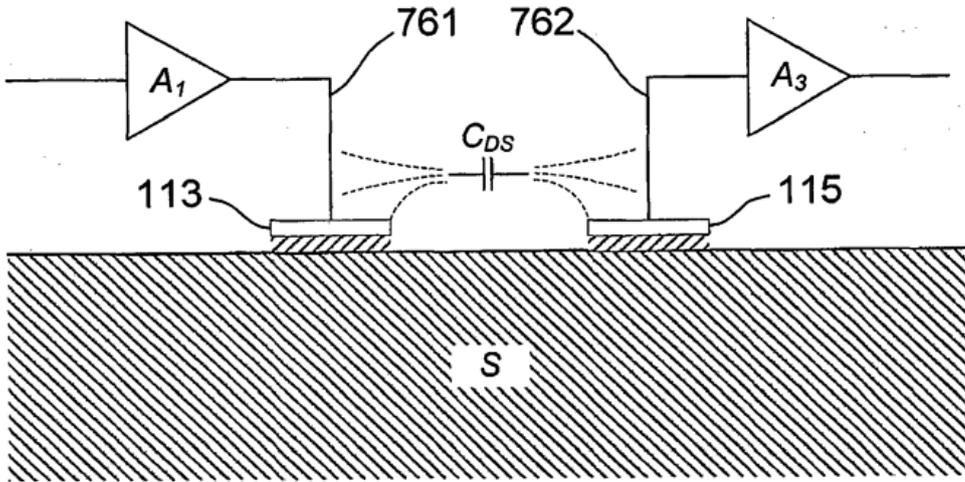


Fig. 7B

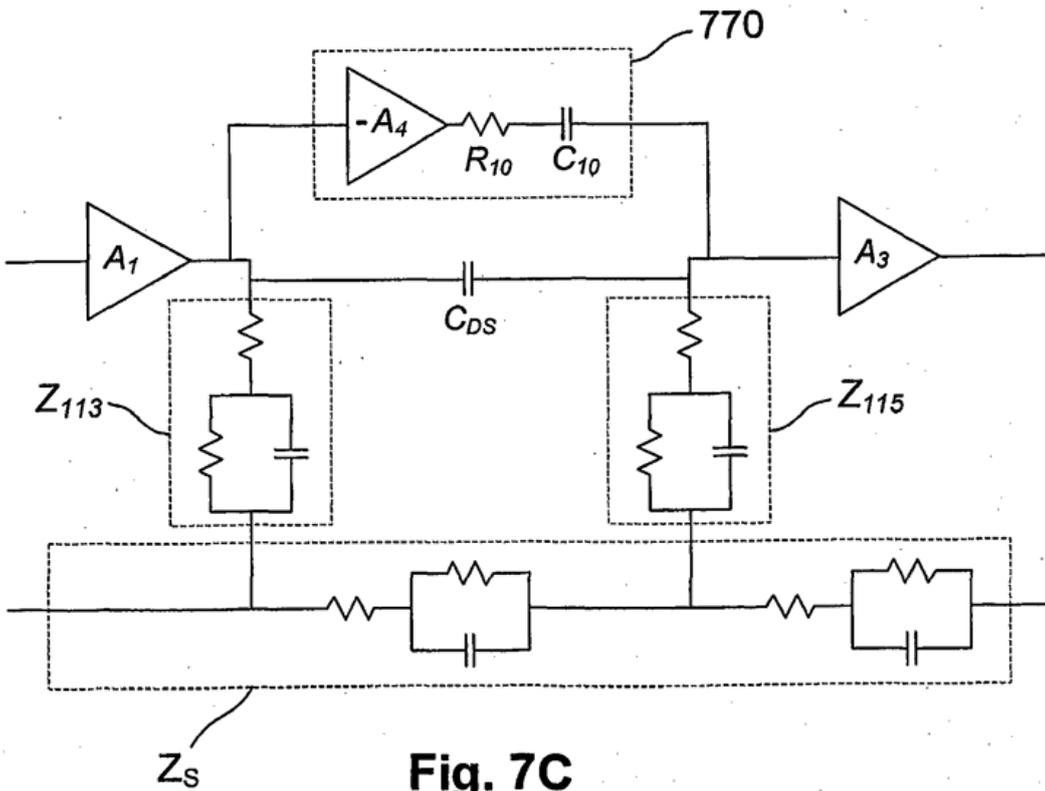
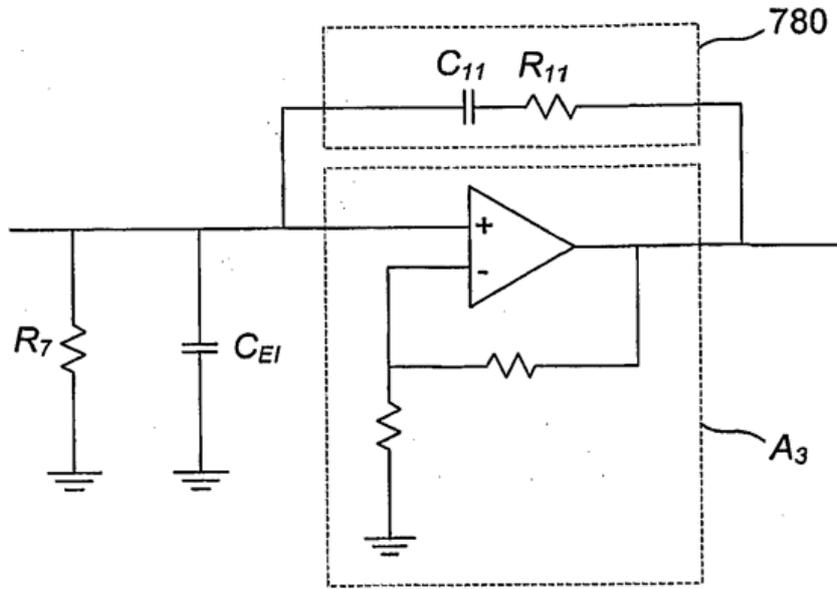
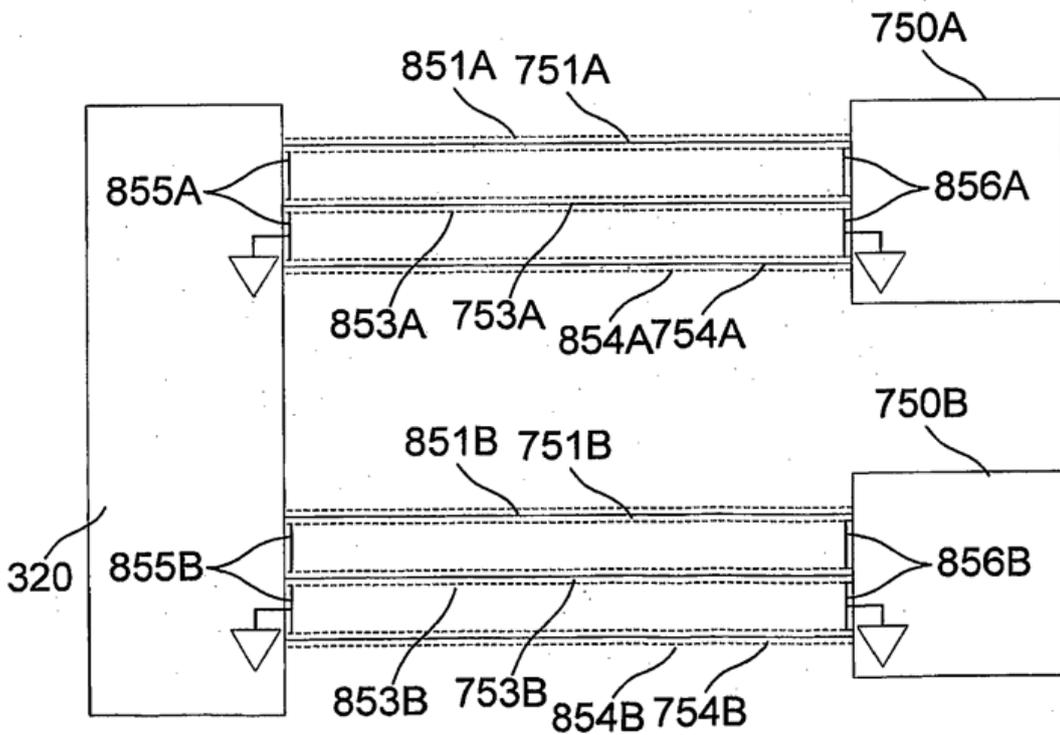


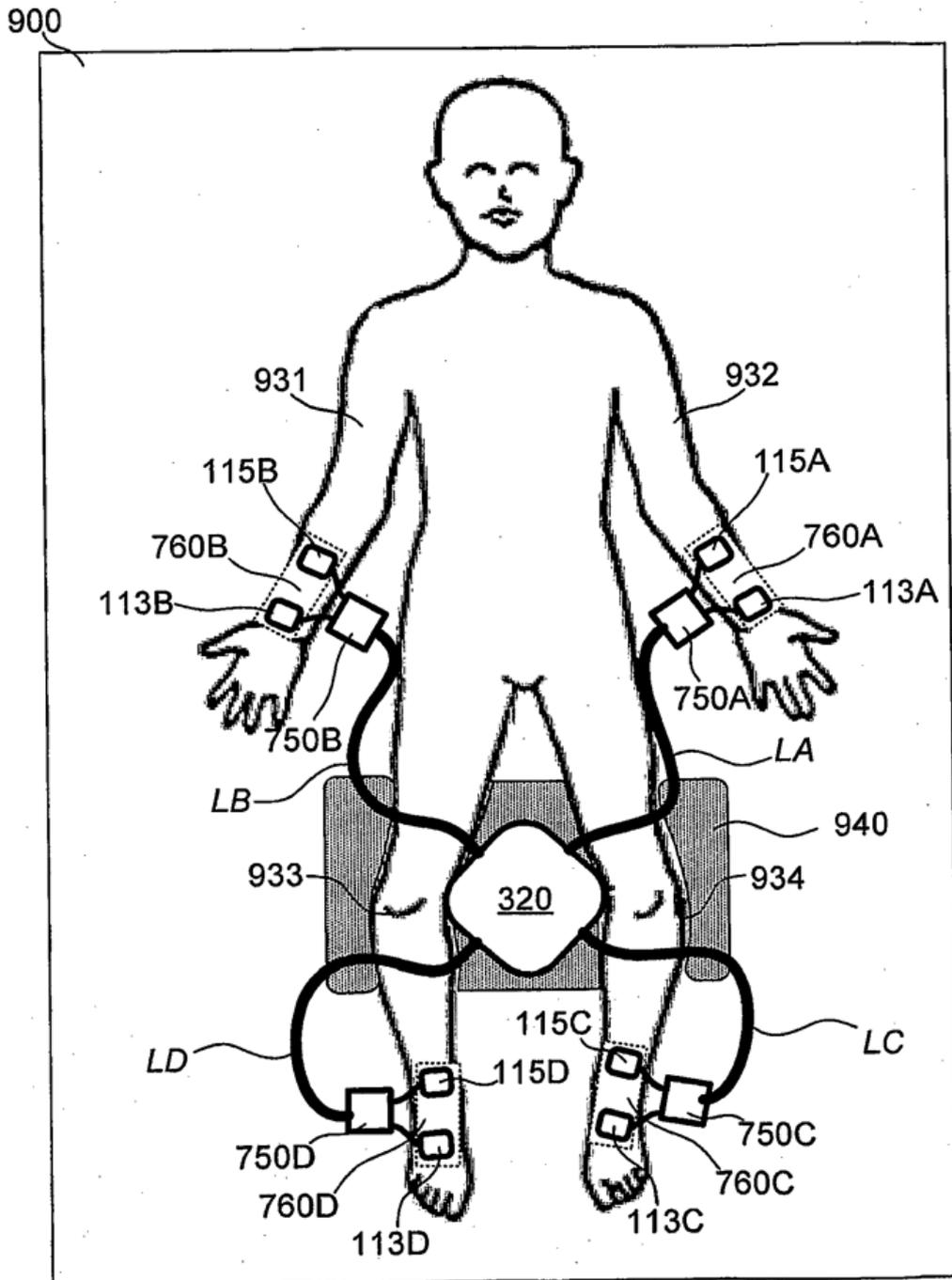
Fig. 7C



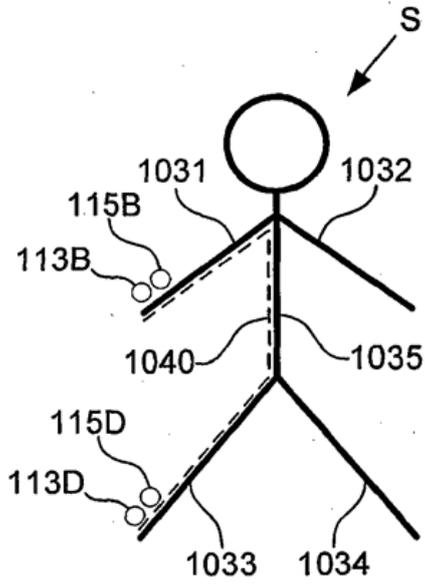
**Fig. 7D**



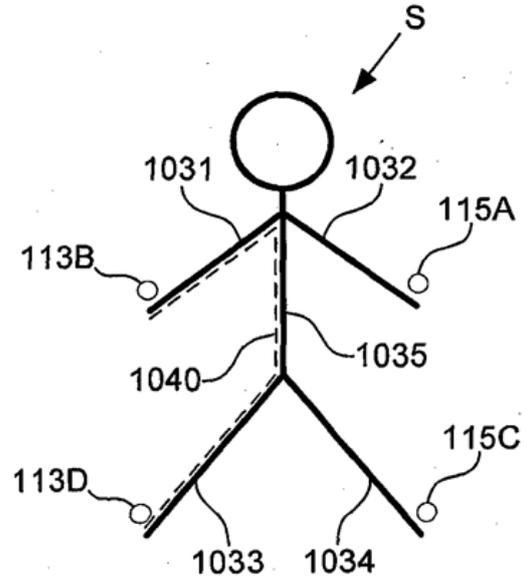
**Fig. 8**



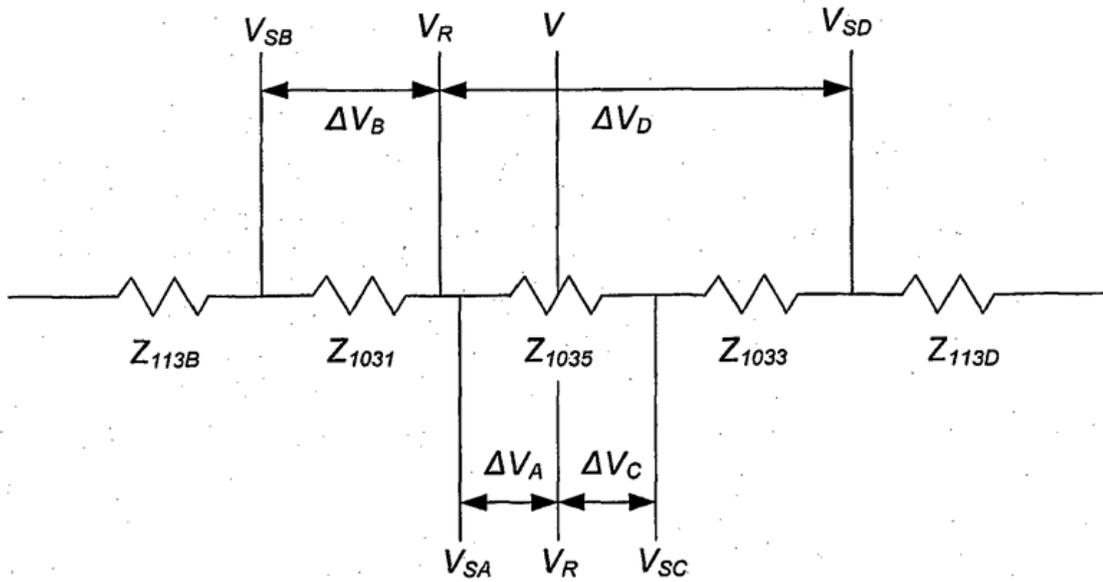
**Fig. 9**



**Fig. 10A**



**Fig. 10B**



**Fig. 10C**

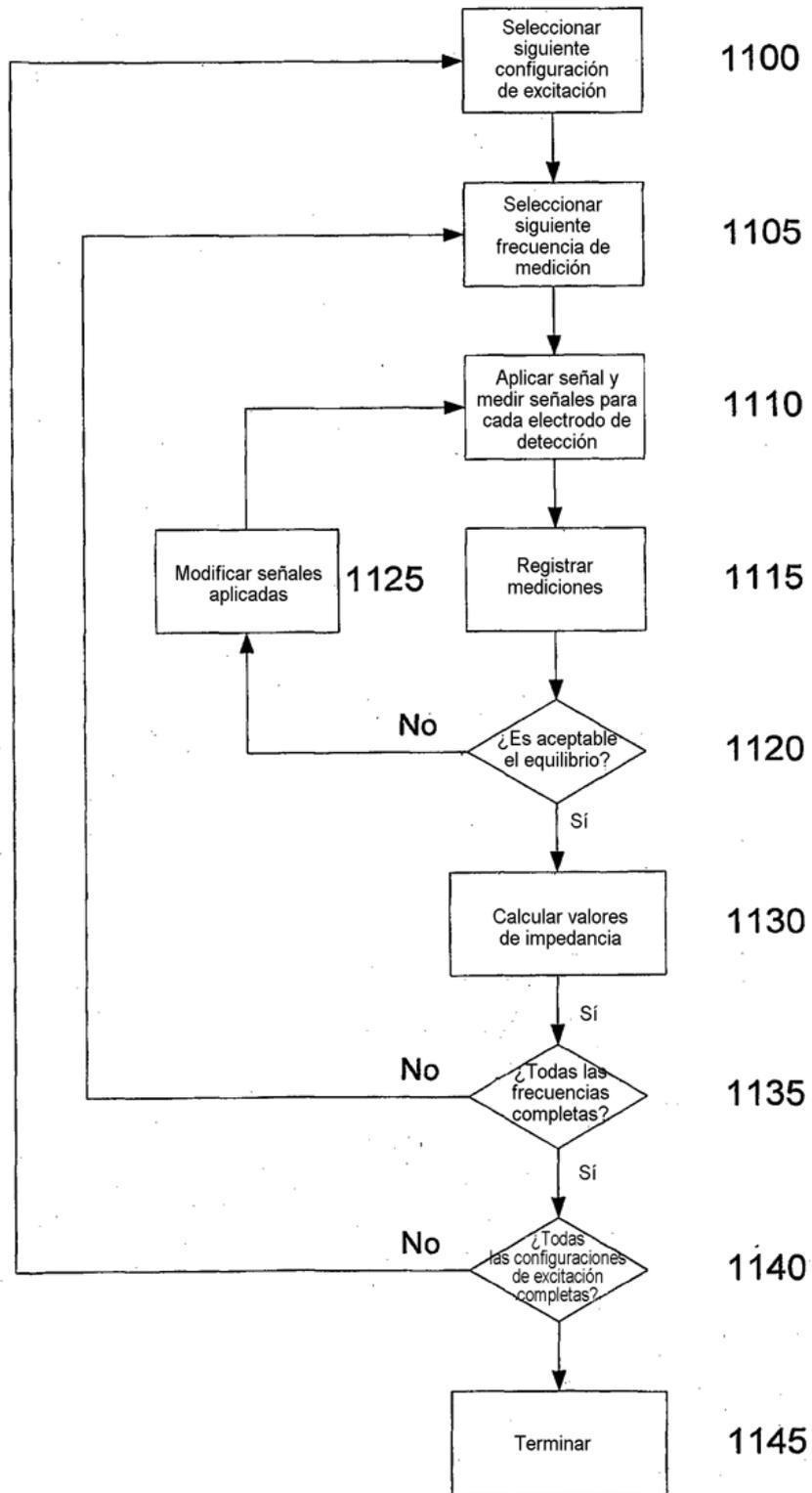
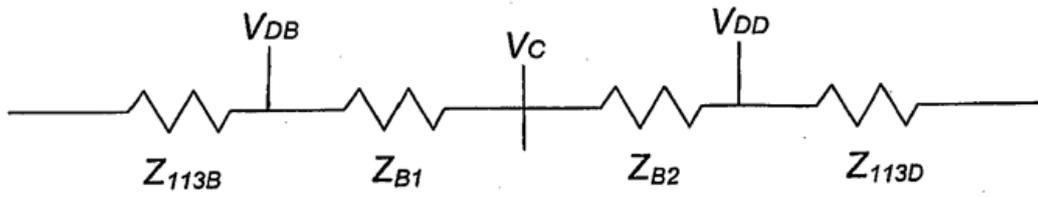
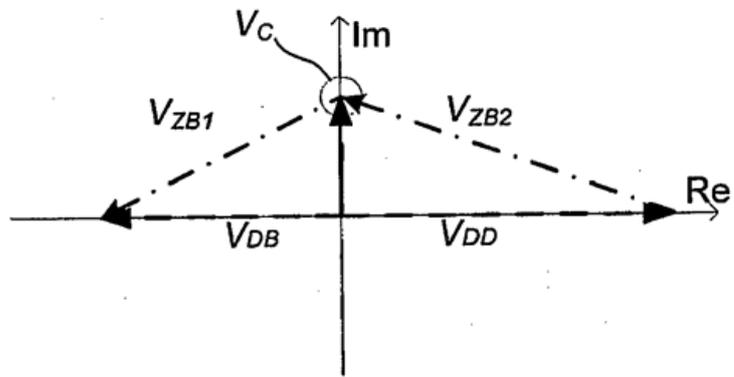


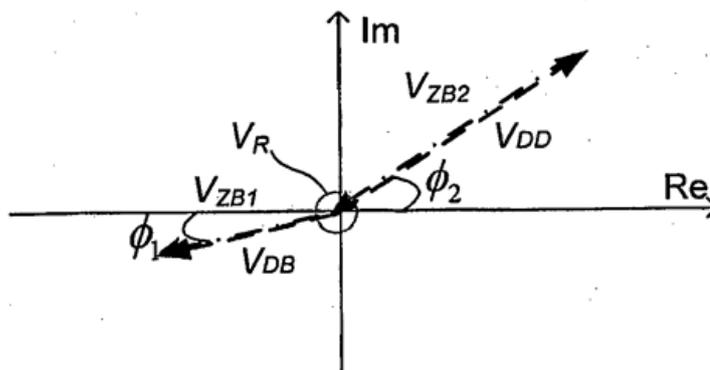
Fig. 11



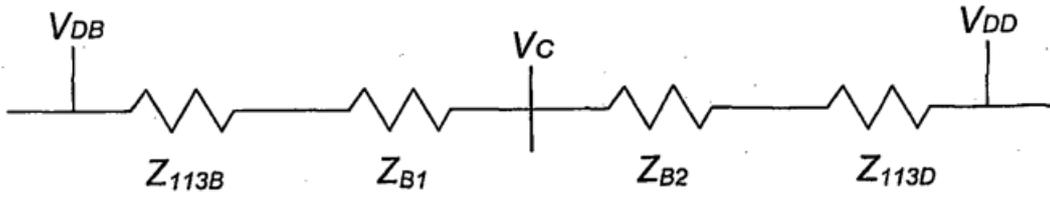
**Fig. 12A**



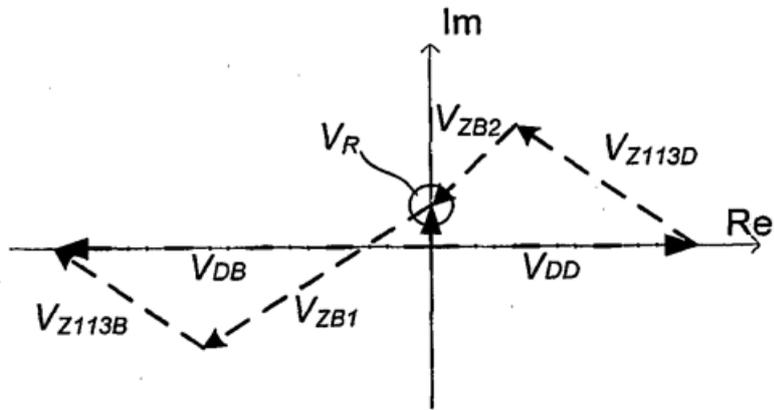
**Fig. 12B**



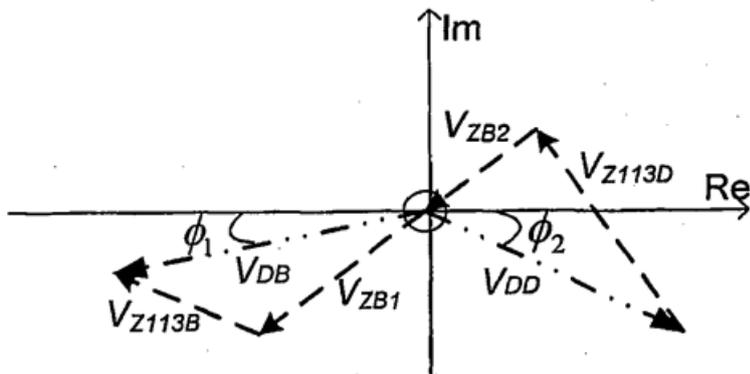
**Fig. 12C**



**Fig. 12D**



**Fig. 12E**



**Fig. 12F**