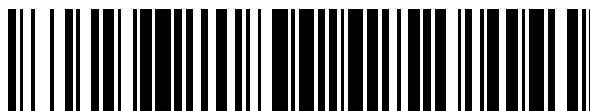


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 879 914**

51 Int. Cl.:

**G01N 27/327** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **17.09.2014** **E 14003223 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **30.06.2021** **EP 2873969**

54 Título: **Sistema y método de medición de hematocrito**

30 Prioridad:

**19.11.2013 TW 102142018**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**23.11.2021**

73 Titular/es:

**APEX BIOTECHNOLOGY CORPORATION  
(100.0%)**

**No. 7 Li-Hsin 5th Road Hsinchu Science-Based  
Industrial Park  
300 Hsinchu City, TW**

72 Inventor/es:

**CHENG, CHU-MING;  
WU, LEE TENT YI y  
CHU, CHING-YUAN**

74 Agente/Representante:

**ISERN JARA, Jorge**

**ES 2 879 914 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**

Sistema y método de medición de hematocrito

5 Referencia cruzada a solicitudes de patente relacionadas

Esta solicitud reivindica el derecho de prioridad basado en la solicitud de patente de Taiwán nº 102142018 titulada "Sistema y método de medición de hematocrito ", presentada el 19 de noviembre de 2013.

10 Ámbito de la presente invención

La presente invención se refiere a un sistema y un método de medición de hematocrito, y más concretamente, a un sistema de medición de hematocrito provisto de un ajustador de reactancia capacitiva y a un método para mejorar las características de reactancia capacitiva del hematocrito sanguíneo, usando el ajustador de reactancia capacitiva para aumentar la precisión de la medida.

Antecedentes de la presente invención

20 Como consecuencia de los hábitos alimentarios inadecuados en la próspera vida moderna, están aumentando las enfermedades causadas por la dieta. Los sistemas de medición bioelectroquímicos de precisión altamente fiable para quienes requieren un control duradero del estado de salud (de parámetros tales como glucosa, lípidos, etc.) se han convertido gradualmente en una herramienta indispensable para la vida.

25 Los sistemas de medición electroquímicos y bioquímicos convencionales pueden presentar errores significativos en los resultados de las mediciones. Esto se debe a que la composición de la sangre tiene componentes que interfieren en los resultados de la medición. El componente de interferencia más representativo es la proporción de glóbulos rojos en la sangre (es decir, el hematocrito, en lo sucesivo denominado HCT). El HCT en sangre es un parámetro importante que da lugar a la aparición de errores en los resultados de la medición. Por ejemplo, al realizar mediciones en sangre de glucosa, colesterol, ácido úrico y velocidad de coagulación, los glóbulos rojos pueden impedir la reacción entre la sangre y un enzima, provocando que un resultado de medición de un HCT alto aparezca por debajo de su valor real, o que un resultado de medición de un HCT bajo salga por encima de su valor real.

35 Haciendo referencia al estado técnico actual, existe una variedad de soluciones técnicas para resolver los problemas causados por el HCT. Por ejemplo, la patente US nº 5,628,890 revela una tira reactiva para un sistema electroquímico, que consiste en colocar una capa filtrante sobre la tira reactiva para separar los glóbulos rojos de la muestra de sangre que debe analizarse. Sin embargo, el método revelado en esta patente tiene inconvenientes tales como dificultad para procesar la tira reactiva, coste elevado, tiempo de medición prolongado y necesidad de gran cantidad de sangre para la medición.

40 La patente US nº 7,407,811 revela un método para detectar el HCT y corregir la concentración de la sangre que debe analizarse. Se proporcionan señales de CA a frecuencias comprendidas en un intervalo de 1 Hz hasta 20 kHz para analizar la muestra de sangre. Se puede medir el ángulo de fase y la magnitud de admitancia de la sangre y calcular a partir de estos datos los valores de HCT en sangre. Sin embargo, las soluciones técnicas reveladas en esta patente requieren el aporte repetido de dos hasta cinco señales de diferentes frecuencias a la sangre analizada. Sería una desventaja práctica que el HCT en sangre se midiera mediante señales de diferentes frecuencias, porque ello daría lugar a largos tiempos de reacción global, a dificultades operativas y a mayor consumo de energía.

45 Además, la patente US nº 8,480,869 revela un método de medición de HCT basado en una reacción redox en que se coloca ferricianuro o ferrocianuro sobre electrodos de tiras reactivas electroquímicas. Tras la reacción del ferricianuro o del ferrocianuro con los glóbulos rojos se puede medir el valor de HCT. Sin embargo, los agentes redox revelados en la patente US nº 8,480,869 pueden interferir con otros enzimas en la tira de ensayo electroquímica, distorsionando los resultados de la medición. Por otra parte, aunque ambas patentes US nº 7.407.811 y 8.480.869 revelan métodos para medir los valores de HCT en la sangre, ésta contiene otros componentes que también pueden hacer peligrar la precisión de la medición de HCT. Asimismo, aunque la patente US nº 5.628.890 revela que los glóbulos rojos pueden separarse de la sangre para su análisis, el HCT no se puede filtrar por completo. Por tanto se necesitan en la industria sistemas de medición de HCT que sean muy precisos y fiables, para superar las desventajas arriba mencionada de las tecnologías convencionales.

50 Entre el estado técnico anterior relevante, la patente US 2013/084589 A1 revela un analizador portátil, empleado con una tira de ensayo analítica para determinar un analito en una muestra de fluido corporal, que incluye una carcasa, un bloque microcontrolador situado en la carcasa y un bloque de medición de hematocrito basado en desplazamientos de fase. El bloque de medición de hematocrito basado en desplazamientos de fase incluye un subbloque generador de señales, un subbloque de filtro paso bajo, un subbloque de interfaz entre celda de muestra y tira de ensayo analítica, un subbloque amplificador de transimpedancia y un subbloque detector de fase. Además, el bloque de medición de hematocrito basado en desplazamientos de fase y el bloque microcontrolador están configurados de forma que midan el desplazamiento de fase de una muestra de fluido corporal en una celda de muestreo de una tira de ensayo analítica

insertada en el analizador manual, y el bloque microcontrolador está configurado para calcular el hematocrito de la muestra de fluido corporal, basándose en el desplazamiento de fase medido.

La patente US 2008/211521 A1 revela un sensor de contenido de humedad que comprende una fuente generadora de señales dispuesta para proporcionar una señal, una sonda dispuesta para introducir la señal en un medio en el que debe medirse el contenido de humedad, una impedancia compleja colocada entre la sonda y la fuente de señales y un detector electrónico preparado para controlar la señal en un punto situado entre la fuente de señales y la impedancia compleja y para generar una medición primaria a partir de la misma, como indicación del contenido de humedad del medio.

Resumen de la presente invención

Un aspecto de la presente invención proporciona un sistema de medición de HCT formado por un aparato de medición y una tira reactiva insertable en el aparato de medición, en el cual las características de capacitancia del HCT en la sangre y la precisión de la medición se pueden mejorar eficazmente empleando un instrumento de medición con un ajustador de las características de reactancia capacitiva.

La tira reactiva electroquímica incluye al menos un par de electrodos o varios de ellos, los cuales están aislados entre sí y forman un circuito eléctrico con el aparato de medición después de insertar en él la tira reactiva y aplicar la muestra de sangre sobre los electrodos.

El aparato de medición consta de: un generador de corriente adaptado para suministrar una señal de función de onda a la tira reactiva electroquímica; un conector para la conexión externa de la tira reactiva y para transmitir al aparato de medición una señal inicial generada a partir de una muestra de sangre; una unidad de cálculo para recibir una señal de medición, que incluye una resistencia divisora y un procesador de señales, y además un ajustador de la reactancia capacitiva que está situado entre la tira reactiva y la resistencia divisora de la unidad de cálculo y está formado por un circuito que tiene una resistencia de carga y al menos un condensador de ajuste; un convertidor A/D para transformar la señal de medición en una señal de reacción digital; y un procesador de señales digitales para procesar la señal digital y mostrar los resultados medidos en una pantalla, de manera que, durante la medición, la señal de función de onda suministrada por el generador de corriente es transmitida a la tira reactiva electroquímica, la muestra de sangre aplicada sobre la tira reacciona con la señal de función de onda generando una correspondiente señal de respuesta que después se transmite mediante el conector a la unidad de cálculo, y dicha señal de respuesta es digitalizada por un convertidor analógico-digital y transmitida al procesador de señales digitales.

La unidad de cálculo mide la señal para calcular el valor de HCT de la muestra de sangre, evitando así la distorsión de las curvas de señales de medición debida al voltaje sinusoidal saturado o limitado de la señal.

De acuerdo con una forma de ejecución de la presente invención, el condensador de ajuste del procesador de señales y la capacitancia de la muestra de sangre muestran una relación en paralelo, de modo que la capacitancia global  $C_{eq}$  del circuito electrónico del procesador de señales satisface la siguiente ecuación:

$$C_{eq} = C_b + C_{ac},$$

en la que  $C_{eq}$  es la capacitancia global del circuito electrónico,  $C_b$  es la capacitancia de la muestra de sangre y  $C_{ac}$  es la capacitancia de ajuste, amplificando así la señal medida y consiguiendo la reducción de la cantidad necesaria de sangre.

De acuerdo con otra forma de ejecución de la presente invención, el condensador de ajuste del procesador de señales y la capacitancia de la muestra de sangre muestran una relación en serie, de modo que la capacitancia global  $C_{eq}$  del circuito electrónico del procesador de señales satisface la siguiente ecuación:

$$1/C_{eq} = 1/C_b + 1/C_{ac},$$

en la cual  $C_{eq}$  es la capacitancia global del circuito electrónico,  $C_b$  es la capacitancia de la muestra de sangre y  $C_{ac}$  es la capacitancia de ajuste, filtrando así efectivamente las señales de interferencia.

Además la unidad de cálculo mide la señal de división de voltaje para calcular el valor de HCT de la muestra de sangre, evitando así la distorsión de las curvas de señales de medición debida al voltaje sinusoidal saturado o limitado de la señal.

Según otra forma de ejecución de la presente invención se proporciona un método para medir el hematocrito (HCT), aplicando el sistema de medición de HCT conforme a la presente invención, el cual consiste en: preparar una tira de ensayo electroquímica; colocar la tira reactiva electroquímica en el sistema de medición de HCT tal como se indica en la reivindicación 1; producir una señal de función de onda que se transmite desde el generador de corriente, a través del conector y del ajustador de reactancia capacitiva, a la tira reactiva electroquímica; recibir la señal de medición a través de la unidad de cálculo; digitalizar la señal de medición mediante un convertidor analógico-digital y transmitir la

señal digital al procesador de señales digitales; analizar la señal de medición con el procesador de señales digitales; y mostrar en una pantalla el valor de HCT medido y recibido del procesador de señales digitales, o utilizar el valor de HCT para calcular valores bioquímicos de concentración, seleccionados preferiblemente entre las concentraciones de glucosa, colesterol, ácido úrico, ácido láctico y hemoglobina.

5

Breve descripción de las figuras

Los aspectos anteriores y muchas de las ventajas relacionadas con la presente invención se apreciarán más fácilmente por referencia a la siguiente descripción detallada, en combinación con las figuras adjuntas, donde:

10

La fig. 1 ilustra una vista en despiece que muestra esquemáticamente la estructura de la tira reactiva electroquímica según una forma de ejecución de la presente invención;

Las figs. 2a-2d muestran unos diseños esquemáticos de sistemas de electrodos correspondientes a formas de ejecución de la presente invención;

15

La fig. 3 es un diagrama de bloques que ilustra esquemáticamente un sistema del aparato de medición según una forma de ejecución de la presente invención;

La fig. 4 es un circuito equivalente de una unidad de cálculo 312a según una forma de ejecución de la presente invención;

20

La fig. 5 es un circuito equivalente de otra unidad de cálculo 312b según otra forma de ejecución de la presente invención;

Las figs. 6a-6p muestran diagramas de circuitos equivalentes del dispositivo de ajuste de las características de capacitancia, según formas de ejecución de la presente invención;

La fig. 7 ilustra esquemáticamente los resultados de la comparación entre el condensador de ajuste, medido en una disposición en paralelo, y el aparato de medición sin el ajustador de las características de capacitancia;

25

La fig. 8 muestra los resultados comparativos del coeficiente de variación (CV) de las señales de salida de cada aparato de medición; y

La fig. 9 es un diagrama de flujo que ilustra un método de medición de HCT con el uso del sistema de medición de HCT según la presente invención.

30 Descripción detallada de la presente invención

A continuación se hará referencia detallada a varios ejemplos de formas de ejecución de la presente invención, que están ilustradas en las figuras adjuntas. Siempre que sea posible, en las figuras y en la descripción se usan los mismos números para hacer referencia a partes iguales o análogas. La forma y el grosor de una forma de ejecución pueden exagerarse en las figuras para mayor claridad y conveniencia. Téngase en cuenta que las características ilustradas en las figuras no están necesariamente representadas a escala. Se pueden omitir descripciones de componentes, materiales y técnicas de proceso bien conocidos, para no embrollar innecesariamente las formas de ejecución de la presente invención. Todos los dispositivos, componentes, materiales y etapas descritos en las formas de ejecución tienen un fin meramente ilustrativo y no pretenden limitar el alcance de la presente invención.

40

Las formas de ejecución de la presente invención proporcionan un método para medir el HCT en sangre mediante un sistema bioquímico constituido por un aparato de medición y una tira reactiva electroquímica que incluye al menos un par de electrodos. Para realizar la medición los usuarios deben insertar la tira reactiva electroquímica en el aparato de medición. Después se pincha la piel con una aguja de extracción para hacer brotar gotas de sangre que se aplican directamente sobre la tira reactiva electroquímica. Cuando la sangre penetra y es succionada hacia la capa reactiva en la parte superior del electrodo, la concentración de HCT se puede obtener midiendo la resistencia y la capacitancia de la sangre, ya que los glóbulos rojos en la sangre incluyen características capacitivas y resistivas en su estructura, pues existe una relación directa entre el uso de las características capacitivas y resistivas y la concentración de HCT.

50

La fig. 1 ilustra una vista en despiece que muestra esquemáticamente la estructura de la tira reactiva electroquímica según una forma de ejecución de la presente invención. En la fig. 1, una tira de prueba electroquímica 100 incluye un substrato aislante 102, un sistema de electrodos 104, una capa aislante 106, una placa de separación inferior 108, una placa de separación hidrófila 110 y una placa de separación superior 112. El substrato 102 es eléctricamente aislante y puede ser, entre otros, del siguiente material: poli(cloruro de vinilo) (PVC), fibra de vidrio, poliéster, baquelita, polietileno tereftalato (PET), ésteres de policarbonato (PC), polipropileno (PP), polietileno (PE), poliestireno (PS), cerámica o cualquier combinación de los mismos.

60

El sistema de electrodos 104 puede incluir cualquier material conductor, tal como plástico-carbono, plástico plateado, cobre, caucho, adhesivo mixto de oro y plata, adhesivo mixto de carbono y plata o cualquier combinación de ellos. En una forma de ejecución, el sistema de electrodos se compone de una capa conductora de polvo de carbono. En otra forma de ejecución, el sistema de electrodos se compone de una capa metálica. En otra forma más de ejecución, el sistema de electrodos se compone de una capa conductora a base de plata y una capa conductora de polvo de carbono aplicada sobre aquella, de modo que la impedancia de la capa conductora de polvo de carbono es normalmente mucho mayor que la de la capa conductora a base de plata u otra capa metálica. Asimismo, en otras formas de ejecución de la presente invención, como respuesta a las necesidades reales de medición, el sistema de electrodos puede ser un conjunto de electrodos formado por varios electrodos aislados entre sí. En la presente forma de ejecución, el sistema

65

de electrodos comprende un juego de electrodos de concentración y un juego de electrodos de HCT. El conjunto de electrodos de concentración comprende un electrodo de trabajo y un electrodo de referencia aislados entre sí. El juego de electrodos de HCT comprende un primer electrodo de HCT y un segundo electrodo de HCT. Durante la medición, el electrodo de trabajo, el electrodo de referencia, el primer electrodo de HCT y el segundo electrodo están conectados eléctricamente a un aparato de medición y a una muestra de sangre, respectivamente. Debe tenerse en cuenta que la presente invención no pretende limitar la configuración de los electrodos, solo si se puede formar un circuito eléctrico entre el juego de electrodos y el aparato de medición. En general sería suficiente usar la presente invención, siempre que los respectivos electrodos de la configuración antes mencionada estuvieran aislados entre sí antes de conectar la muestra de sangre. Estas formas de ejecución de la presente invención no pretenden limitar la disposición entre los electrodos ni limitar su número, pues se pueden añadir otros electrodos dependiendo de la aplicación práctica.

La capa aislante 106 cubre parte del sistema de electrodos 104 formando una zona reactiva para recibir una muestra de sangre en un extremo descubierto del sistema de electrodos 104, mientras que el otro extremo forma una zona de conexión en contacto con el aparato de medición, y la zona reactiva incluye una entrada para inyectar la muestra de sangre. La capa aislante 106 puede estar constituida por una cinta aislante de PVC, una cinta aislante de PET, una pintura aislante de secado térmico o una pintura aislante de secado ultravioleta, entre otras. Según una forma de ejecución de la presente invención, la tira reactiva electroquímica 100 puede incluir al menos una capa de reacción dispuesta en la zona reactiva. La capa de reacción contiene al menos una óxidorreductasa para producir una reacción química con la muestra de sangre; el tipo de óxidorreductasa se determina en función de la naturaleza de la muestra de sangre. Además, la capa de reacción cubre al menos parte de la zona reactiva del sistema de electrodos.

La placa de separación inferior 108 está dispuesta sobre la capa aislante 106 y tiene una abertura 109 que expone una parte del sistema de electrodos. En general sería suficiente exponer la parte del sistema de electrodos descubierta por la abertura 109. La presente invención no pretende limitar la forma de la abertura 109. Además, la zona de conexión del sustrato aislante 102 queda expuesta por la placa de separación inferior 108, de forma que un extremo del área de conexión del sistema de electrodos se conecte eléctricamente al aparato de medición. El material de la placa de separación inferior 108 puede consistir, sin limitarse a ellos, en una cinta aislante de PVC, una cinta aislante de PET, una pintura aislante de secado térmico o una pintura aislante curable por UV. Por otra parte, durante el proceso de producción, la placa de separación inferior 108 con la abertura recortada puede colocarse sobre el sustrato aislante y el sistema de electrodos. Como alternativa, el separador inferior se puede formar por impresión directa sobre parte del sustrato aislante y el sistema de electrodos, evitando selectivamente la abertura 109 y la posición de la zona de conexión del sustrato aislante.

La placa de separación superior 112 puede ser, entre otros, de materiales transparentes o translúcidos para observar fácilmente si la zona reactiva está llena de muestra de sangre y para evitar la medición sin presencia de muestra de sangre, lo cual produciría resultados erróneos. La superficie inferior de la placa de separación superior 112 cerca de la zona reactiva puede recubrirse con un separador hidrófilo 110 para aumentar la capilaridad en las paredes internas de la zona reactiva e introducir en ella más rápida y eficazmente la muestra de sangre. La placa de separación superior 112 tiene además un orificio de aireación correspondiente a las aberturas (no representadas), con el fin de aumentar la capilaridad, expulsando el gas de la zona reactiva. En general, el orificio de aireación está situado cerca del extremo cerrado de la abertura interna. En las formas de ejecución de la presente invención no se limita la forma del orificio de aireación, que puede ser, por ejemplo, circular, ovalado, rectangular, rómbico, etc.

En una forma de ejecución, la tira reactiva electroquímica 100 puede ir provista de una unidad de identificación 114 sobrepuesta a la superficie superior del sistema de electrodos 104 que está en contacto con el aparato de medición. La unidad de identificación 114 incluye varios componentes eléctricos, que pueden ser diversos conductores de la electricidad tales como elementos eléctricos con características de componentes pasivos. En una forma de ejecución, el elemento eléctrico puede ser una resistencia del mismo material que el del sistema de electrodos 104. El elemento eléctrico se puede incorporar por serigrafía, impresión, impresión por transferencia térmica, recubrimiento por rotación, impresión por chorro de tinta, ablación láser, deposición, o galvanoplastia. En otra forma de ejecución, el dispositivo eléctrico integrado en la unidad de identificación 114 puede incluir resistencias, condensadores, inductores y/o grupos de los mismos. Cuando la unidad de identificación 114 está insertada en un aparato de medición, éste puede identificar la ubicación y medir la cantidad de cada componente eléctrico en la tira reactiva electroquímica 100, identificando así el tipo de tira reactiva electroquímica 100 y adoptando al mismo tiempo los correspondientes parámetros de corrección o modos de medición. En otras palabras, el número y la ubicación de los diversos componentes eléctricos determina un código de identificación de la tira reactiva electroquímica 100 para que el aparato de medición pueda identificarla consecuentemente. La presente invención no pretende limitar el número, la forma y la configuración de los elementos eléctricos comprendidos en la unidad de identificación 114. La presente invención no pretende limitar la ubicación y el modo operativo de la unidad de identificación 114. El único criterio para implementar la unidad de identificación 114 es que el aparato de medición pueda leer el código de identificación. En otras solicitudes de patente taiwanesas presentadas por el mismo solicitante, incluidas las nº 096146711, 097202289, 097208206, 097207619, 097133258, 098202095, 098131024, 098215494 y 099144438, se revelan otras unidades de identificación implementadas como alternativa.

Las figs. 2a-2d muestran esquemáticamente diseños del sistema de electrodos según algunas formas de ejecución de la presente invención. Haciendo referencia a las figs. 2a-2d respectivamente, según los requisitos de medición, en

una única tira reactiva electroquímica se dispone un sistema que comprende varios juegos de electrodos. Según las formas de ejecución de la presente invención, el sistema de electrodos incluye, entre otros, un juego de electrodos de concentración y un juego de electrodos de HCT. El conjunto de electrodos de concentración consta al menos de un electrodo de trabajo W y un electrodo de referencia C. La medición de HCT no comprende una reacción redox. Como el aparato de medición aporta una señal ondulatoria a la sangre, la señal de respuesta del HCT puede medirse a partir de aquella. El juego de electrodos para medir el HCT está compuesto por un primer electrodo de HCT H1 y un segundo electrodo de HCT H2.

Según las formas de forma de ejecución de la presente invención, la disposición de cada juego de electrodos no está especialmente limitada. Al infundirse en la entrada I de la zona reactiva, la muestra de sangre entra secuencialmente en contacto con el juego de electrodos de HCT y el juego de electrodos de concentración del sistema de electrodos. Téngase en cuenta que la secuencia de entrada de las muestras de sangre que entran en contacto con los electrodos de la zona reactiva no está limitada, y que los juegos de electrodos se pueden ajustar de acuerdo con la posición real necesaria para la medición, solo si se puede formar un bucle eléctrico entre el conjunto de electrodos y la muestra de sangre, implementándose así suficientemente las formas de ejecución de medición de la presente invención. En la fig. 2a se representa una forma de ejecución de la configuración del juego de electrodos de la tira reactiva electroquímica. El electrodo de trabajo W y el electrodo de referencia C del juego de electrodos de concentración se sitúan más cerca de la entrada I de la muestra de sangre que el juego de electrodos de HCT. En la fig. 2b se representa otra forma de ejecución de una configuración del juego de electrodos de la tira reactiva electroquímica. El primer electrodo de HCT H1 y el segundo electrodo de HCT H2 del juego de electrodos de HCT se colocan más cerca de la entrada I de la muestra de sangre que el juego de electrodos de concentración. En la fig. 2c se representa otra forma más de ejecución de una configuración alternativa del juego de electrodos de la tira reactiva electroquímica. El electrodo de trabajo W y el electrodo de referencia C del juego de electrodos de concentración se colocan entre el primer electrodo de HCT H1 y el segundo electrodo de HCT H2 del juego de electrodos de HCT. La configuración del juego de electrodos de la tira reactiva electroquímica de la presente invención también se puede representar como en la fig. 2d. Además del juego de electrodos de concentración y del juego de electrodos de HCT se incluyen otros juegos de electrodos O. Téngase en cuenta que la presente invención no pretende limitar los diseños, ni medir la relación entre cada uno de los juegos de electrodos. La relación de conexión eléctrica se puede ajustar según las necesidades reales de medición. Entre los juegos de electrodos se puede implementar individualmente una sola medición. También se puede implementar más de una medición en el mismo juego de electrodos. Por ejemplo, las mediciones de HCT y de concentración se pueden implementar en el mismo juego de electrodos. En otra forma de ejecución del sistema de electrodos puede haber un electrodo de forma  $\Pi$ , aislado eléctricamente de cada electrodo de medición. El electrodo de forma  $\Pi$  está configurado para conectarse eléctricamente con el aparato de medición. Al insertar la tira reactiva electroquímica en el aparato de medición se forma un bucle eléctrico entre el electrodo de forma  $\Pi$  y el aparato de medición, iniciando así la operación de medición.

Para abreviar, la siguiente descripción se centra solamente en la medición del HCT. No obstante, los especialistas en la materia pueden combinar fácilmente las mediciones de HCT descritas en la presente invención con otras mediciones de parámetros fisiológicos. Por ejemplo, mediante el método de medición de HCT de la presente invención se puede obtener el valor de HCT de la muestra de sangre y usarlo para calcular los valores de concentración bioquímica, que no se limitan a glucosa, colesterol, ácido úrico, ácido láctico, y hemoglobina.

Cuando la muestra de sangre llega a la tira reactiva electroquímica, el aparato de medición envía una señal ondulatoria a la capa reactiva. Al reaccionar la señal ondulatoria con la muestra de sangre se libera una señal eléctrica que genera la correspondiente señal de respuesta. El estado del HCT del usuario puede revelarse en el momento de la medición de la señal de respuesta.

En la presente revelación, la señal ondulatoria se define como señales que se estabilizan a lo largo del tiempo y se ondulan con la corriente o el voltaje circulante. Las señales pueden ser de CA al 100% o señales superpuestas de CA y CC, preferiblemente señales ondulatorias de CC. La señal ondulatoria de CC antes citada significa que cuando el aparato de medición envía una señal a la zona reactiva de la tira electroquímica, una señal ondulatoria única presenta suficientemente las características de la onda y la señal característica de la onda no lleva una señal circulante negativa. La señal ondulatoria de CC puede ser, entre otras, una onda pulsante, una onda cuadrada, una onda triangular o una onda en forma de dientes de sierra. En la presente forma de ejecución la señal ondulatoria preferible es una señal de onda cuadrada, con una frecuencia comprendida aproximadamente en un intervalo de 1 kHz-22 kHz. El voltaje está comprendido en un intervalo de 50 mV-5 V, preferiblemente en un intervalo de 300 mV-800 mV.

La fig. 3 es un diagrama de bloques que ilustra esquemáticamente un sistema del aparato de medición, de acuerdo con una forma de ejecución de la presente invención. El sistema de la presente invención está compuesto por una tira reactiva electroquímica 320 y un aparato de medición 310. La tira reactiva electroquímica 320 comprende un juego de electrodos de concentración, con un electrodo de referencia C y un electrodo de trabajo W para medir la concentración, y un juego de electrodos de HCT, con un primer electrodo de HCT H1 y un segundo electrodo de HCT H2 para medir el HCT. El aparato de medición 310 comprende un conector 311 para la conexión externa, una calculadora 312 para transformar una concentración y/o un valor de HCT, un convertidor analógico a digital 313, un procesador 314 y una pantalla 315. Después de llegar a la zona reactiva de la tira electroquímica, la muestra de sangre se distribuye sobre el juego de electrodos de concentración y el juego de electrodos de HCT. Cuando la unidad de suministro de corriente

316 envía una señal ondulatoria al conjunto de electrodos de HCT, los glóbulos rojos de la sangre reaccionan con una señal eléctrica generando la correspondiente señal de respuesta que se transmite a través del conector 311 a la unidad de cálculo 310 del aparato de medición 312. Luego la señal de reacción es transformada y transmitida al convertidor de analógico a digital (CAD) para obtener una señal de respuesta digital. La señal de respuesta digital es elaborada adicionalmente por un procesador 314 y/o los resultados de la medición aparecen en una pantalla 315.

La fig. 4 es un circuito equivalente de una unidad de cálculo 312a conforme a una forma de ejecución de la presente invención. A diferencia de los circuitos tradicionales que usan directamente la medición de ganancia de señal, la unidad de cálculo 312a de la presente forma de ejecución adopta principios de división de voltaje para obtener el valor de HCT en sangre. Así se pueden conseguir efectos técnicos tales como la prevención de la distorsión de las curvas de señales de medición producida por el corte y/o la saturación de la señal generada por la forma ondulatoria del voltaje de la señal. La unidad de cálculo 312a consta de una resistencia divisora 410 y un procesador de señales 412. Cuando la unidad de suministro de corriente 316 envía una señal ondulatoria mediante el conector a la muestra de sangre 322, la señal ondulatoria pasa por la resistencia divisora 410. La resistencia divisora 410 y la muestra de sangre 322 están en serie. En un circuito en serie, la corriente a través de cada elemento de impedancia es equivalente, de acuerdo con la ley de Ohm. Como la corriente que pasa por la resistencia dividida y la corriente que pasa por la tira electroquímica con la muestra de sangre es la misma, la medición de la corriente que pasa por la resistencia dividida puede indicar la corriente que fluye a través de la muestra de sangre. Además, de acuerdo con la ley de voltaje de Kirchhoff y la ley de Ohm, el voltaje en ambos extremos de cada elemento de impedancia es igual a la suma de voltaje en todos los componentes del circuito. El voltaje  $V_O$  en el terminal de salida de la señal satisface las siguientes relaciones:

$$V_O = [R_{SR}/(R_{SR} + R_{BR})] V_S \quad (1)$$

donde  $R_{SR}$  es la impedancia de la muestra de sangre,  $R_{BR}$  es la resistencia dividida y  $V_S$  es el voltaje en el terminal de la fuente de alimentación.

Según las formas de ejecución de la presente invención, a pesar de que no hay ninguna restricción en la impedancia de la resistencia dividida, es preferible que no afecte a la medición de la señal en sangre por la unidad de cálculo. La impedancia está comprendida preferiblemente en un intervalo de 200  $\Omega$ -2 M $\Omega$ , con mayor preferencia en un intervalo de 2 K $\Omega$ -700 K $\Omega$ , y sobre todo en un intervalo de 20 K $\Omega$ -200 K $\Omega$ . Después la señal de medición es elaborada por un procesador de señales 412. El procesador de señales 412 puede consistir, entre otros, en un amplificador operacional, un sumador, un integrador simple o un circuito compuesto por ellos. El procesador de señales es preferiblemente un restador.

Una bicapa lípida del glóbulo rojo constituye una capa aislante. La capa aislante puede dividir el fluido interior del fluido exterior de las células, formando así una estructura similar a un condensador. Por lo tanto los glóbulos rojos tienen características físicas similares a un condensador. Para la aplicación doméstica, la cantidad de muestra de sangre necesaria para el sistema de medición es aproximadamente de 15  $\mu$ l-0,1  $\mu$ l e incluso menor. Sin embargo, un ensayo demuestra que una muestra de sangre de 0,5  $\mu$ l tiene una capacitancia de 150 pF-1,5 nF. En el sistema electroquímico convencional, otros componentes de la sangre pueden interferir significativamente en las señales de medición, dando como resultado una alteración de los resultados.

Por otra parte, la membrana de los glóbulos rojos contiene Na<sup>+</sup>/K<sup>+</sup>-ATPasa. Al enviar una señal eléctrica externa a la muestra de sangre, los iones de sodio o potasio con señales eléctricas pueden ser liberados de la Na<sup>+</sup>/K<sup>+</sup>-ATPasa, debido a la diferencia de potencial entre el interior y el exterior de la célula, para lograr un equilibrio de potencial dentro y fuera la célula. Al medir el valor del HCT, el aparato de medición suministra una señal ondulatoria. El potencial de la sangre varía al aplicar alternativamente el potencial positivo y cero. La diferencia de potencial repetitiva entre el interior y el exterior de la célula provoca la importación y exportación continua de iones de sodio o potasio de la Na<sup>+</sup>/K<sup>+</sup>-ATPasa para lograr un equilibrio de potencial dentro y fuera de la célula. Sin embargo la diferencia de potencial de la señal es la causa principal de la interferencia de ruido durante la medición de HCT, lo que afecta aún más la precisión de la medición.

La fig. 5 es un circuito equivalente de otra unidad de cálculo 312b conforme a otra forma de ejecución de la presente invención. Para detectar con exactitud y precisión las características de capacitancia en la sangre y mejorar la precisión de la medición de HCT se añade especialmente un dispositivo 420 de ajuste de las características de capacitancia de la sangre en la unión de la tira reactiva electroquímica con el aparato de medición, según una forma de ejecución de la presente invención. El dispositivo 420 de ajuste de las características de capacitancia se utiliza para presentar una relación de conexión eléctrica, mejorando así la precisión de capacitancia medida por el aparato de medición. Además, como el dispositivo 420 de ajuste de las características de capacitancia puede amplificar el valor de la concentración sanguínea de HCT, la cantidad de muestra de sangre necesaria para la medición se reduce ostensiblemente.

En las figs. 6a-6p se representan diagramas de circuitos equivalentes del dispositivo de ajuste de características de capacitancia según formas de ejecución de la presente invención. El dispositivo de ajuste de las características de capacitancia puede incluir, sin limitarse a ellas, una resistencia de carga y una capacitancia de ajuste. Se crea una unión "a" en la conexión eléctrica entre una resistencia divisora de voltaje y un procesador de señales. El componente de capacitancia ajustado está compuesto por un solo condensador o por varios elementos capacitivos. En una forma

de ejecución, como existe una constante de impedancia en la tira reactiva electroquímica, las resistencias de carga de las figs. 6a, 6g y 6l pueden sustituirse por la impedancia de la tira reactiva electroquímica.

Además, los valores de impedancia de los electrodos pueden variar en cada lote de producción debido a las diferencias inevitables entre cada uno de los lotes de material durante el proceso de producción de la tira reactiva electroquímica. En la presente invención, la resistencia de carga del dispositivo de ajuste de las características de capacitancia y la muestra de sangre están conectadas eléctricamente. Por consiguiente, la impedancia del electrodo puede afectar de manera directa a las señales eléctricas detectadas por el aparato de medición. La diferencia de impedancia de cada lote de electrodos puede dar lugar a diferentes variaciones de la tira reactiva electroquímica lote por lote. Por lo tanto, la unidad de identificación de la tira reactiva electroquímica se puede usar para registrar la diferencia de impedancia corregida del electrodo de cada lote. Al insertar la tira reactiva electroquímica en el aparato de medición, éste lee la diferencia de impedancia corregida del electrodo de cada lote mediante la unidad de identificación. Los resultados de la medición se corrigen mediante el valor de corrección, para evitar errores de medición producidos por la variación de la diferencia de impedancia del electrodo entre lotes.

Teniendo en cuenta las características capacitivas de los glóbulos rojos en la muestra de sangre, en las figs. 6a-6f se representa la relación paralela entre la capacitancia del condensador de ajuste de las características de capacitancia y la capacitancia de la muestra de sangre, de manera que la capacitancia global del circuito  $C_{eq}$  satisface la siguiente ecuación simplificada:

$$C_{eq} = C_b + C_{ac} \quad (2)$$

donde  $C_{eq}$  es la capacitancia global del circuito,  $C_b$  es la capacitancia de la muestra de sangre y  $C_{ac}$  es la capacitancia de ajuste.

La disposición de la muestra de sangre en paralelo con el condensador ajustado tiene por objeto aumentar la energía almacenada de las características de capacitancia en el circuito general, aumentar el valor de capacitancia del circuito general y mejorar la sensibilidad a la señal característica del HCT. La alineación en paralelo del condensador de ajuste también permite estabilizar el voltaje y filtrar los ruidos de  $Na^+/K^+-ATPasa$  y de medición debidos a otros componentes en la sangre. La exactitud de la medición también se puede mejorar para que el circuito de cálculo pueda calcular con precisión las características de capacitancia de la sangre. Además, con la disposición en paralelo de la capacitancia de ajuste se puede amplificar la señal de reacción, reduciendo así la cantidad de muestras de sangre necesarias para lograr el propósito de una detección minimizada.

La fig. 7 expone esquemáticamente los resultados comparativos entre el condensador ajustado, medido en paralelo, y el aparato de medición sin ajustador de las características de capacitancia, representando la relación señal de salida-tiempo respecto al 10%, 30% y 50% de concentración de HCT respectivamente. En los ejemplos comparativos de la fig. 7 la reacción empieza a producirse en la muestra de sangre tras introducir la señal de medición. Las señales crecen gradualmente hasta estabilizarse, en al menos 0,8 segundos. En la presente invención el condensador de ajuste está en paralelo con la muestra de sangre. Mientras se inserta una tira reactiva electroquímica en el aparato de medición y se inicia el proceso de medición, el condensador de ajuste ha estado almacenando energía. Cuando la muestra de sangre fluye hacia la zona reactiva de la tira electroquímica, el condensador de ajuste comienza a liberar energía hasta que la muestra de sangre empieza a emitir una señal de respuesta, que se superpone a la energía liberada por el condensador. De este modo, el tiempo de subida de la señal de respuesta de la muestra de sangre hasta un estado estable puede reducirse en 0,4 segundos, lo cual tiene el efecto de reducir el tiempo de medición.

En las figs. 6g-6k, la capacitancia del ajustador de características de capacitancia y la capacitancia de la muestra de sangre están en serie, de modo que la capacitancia  $C_{eq}$  del circuito global satisface la siguiente ecuación simplificada:

$$1/C_{eq} = 1/C_b + 1/C_{ac} \quad (3)$$

Los condensadores en serie equivalen a la ampliación de la distancia del electrodo del condensador, reduciendo así la capacitancia total. Sorprendentemente, aunque se reduce la capacitancia global del circuito, también se reduce la señal eléctrica detectada por el aparato de medición. Los ruidos detectados, causados por la  $Na^+/K^+-ATPasa$  y otros componentes de la sangre, también pueden reducirse de modo que la concentración de HCT sea fácilmente analizable mediante una unidad de cálculo, disminuyendo así efectivamente la influencia de otros componentes de la sangre.

En las figs. 6l-6p, la alineación entre la capacitancia ajustada y la muestra de sangre se presenta en serie y en paralelo, de manera que la capacitancia  $C_{eq}$  del circuito global satisface la siguiente ecuación simplificada:

$$C_{eq} = [(C_{c1} * C_b) / (C_{c1} + C_b)] + C_{c2} \quad (4)$$

Cuando el condensador está en serie y en paralelo con la muestra de sangre, la muestra de sangre está en serie con  $C_{c1}$  para reducir el ruido causado por la  $Na^+/K^+-ATPasa$  y otros componentes de la sangre. El valor de capacitancia del circuito total se incrementa entonces en  $C_{c2}$  para facilitar la captura de la señal por la unidad de cálculo.

Según las formas de ejecución de la presente invención, no hay ninguna limitación del valor ajustado de capacitancia del ajustador de características de capacitancia. Sin embargo, el valor de capacitancia se limita para no afectar a las características de capacitancia de la muestra de sangre. El valor de capacitancia está comprendido preferiblemente en un intervalo de 1 pF-150 µF, con mayor preferencia en un intervalo de 50 pF-20 µF.

En los siguientes ejemplos comparativos se emplea un circuito de medición de impedancia de complejos biológicos, comercialmente disponible, con un electrodo de carbono y un electrodo metálico, en la medición comparativa del HCT con la tira reactiva electroquímica de la presente invención. Los pasos de implementación se revelan a continuación:

1. Se conectan respectivamente dos circuitos medidores de impedancia de complejos biológicos a una tira reactiva electroquímica con electrodo de carbono y a una tira reactiva electroquímica con electrodo metálico. Luego, el circuito medidor de la presente invención se conecta a una tira reactiva electroquímica con electrodo de carbono del mismo modelo y lote de producción.
2. Las muestras de sangre con diversas concentraciones de HCT se sitúan y aplican respectivamente sobre la tira reactiva electroquímica con electrodo de carbono y la tira reactiva electroquímica con electrodo metálico.
3. Las señales de medición de cada circuito se recogen en 30 segundos.
4. Los pasos anteriores se repiten cinco veces.

Realizando los pasos arriba citados se puede obtener la curva de la señal de respuesta del HCT con cada aparato de medición. La curva de respuesta se puede convertir en una señal de corriente mediante un circuito operativo interno. La señal de medición de HCT que contiene señales de interferencia puede aparecer en los resultados de cada aparato de medición, debido a la reacción provocada por otros componentes de la sangre.

La fig. 8 revela los resultados comparativos del coeficiente de variación (CV) de las señales de salida en cada aparato de medición. Los especialistas en la materia apreciarán lógicamente que el coeficiente de variación indica un error en los resultados de la medición. En la fig. 8, el error medio del ejemplo comparativo 1 - en el cual el circuito de medición de impedancia del complejo biológico va combinado con una tira reactiva electroquímica con electrodo de carbono - es del 2,6%. En el ejemplo comparativo 2, el circuito de medición de impedancia del complejo biológico está combinado con una tira reactiva electroquímica con electrodo metálico. La excelente conductividad del electrodo metálico permite evitar la influencia sobre la impedancia del electrodo. El coeficiente de variación del electrodo metálico es menor que el del electrodo de carbono. Por ejemplo, el coeficiente de variación del electrodo metálico es del 0,6%. De acuerdo con la forma de ejecución 1, la interferencia en las mediciones del HCT debida a otros componentes de la sangre se puede reducir efectivamente gracias a la existencia del ajustador de características de capacitancia. De acuerdo con las formas de ejecución de la presente invención, el error medio de medición con una tira reactiva electroquímica con electrodo de carbono es solo del 0,12%, y se puede mantener a un nivel del 0,1% para la medición de concentraciones del 10% al 60%, e incluso es cercano a 0.

La fig. 9 es un diagrama de flujo que ilustra un método para medir el HCT mediante el sistema de medición del HCT de la presente invención. Primero se dispone una tira reactiva electroquímica para la medición (paso S810). La tira reactiva electroquímica puede incluir, sin limitarse a ellos, cuatro electrodos aislados entre sí: un electrodo de trabajo, un electrodo de referencia, un primer electrodo de medición de HCT y un segundo electrodo de medición de HCT, de modo que el primer y segundo electrodos de medición de HCT están eléctricamente conectados al aparato de medición y al ajustador de características de capacitancia. Tal como se mencionado anteriormente, la capacitancia ajustada del ajustador de características del condensador y la muestra de sangre están en serie y/o en paralelo. A continuación, la tira reactiva electroquímica se inserta en un aparato de medición (paso S820). El aparato de medición puede iniciarse mediante la acción de inserción o manualmente. Después de iniciar el aparato de medición, la unidad de suministro de corriente suministra una señal ondulatoria, a través del conector y del ajustador de características de capacitancia, a la tira reactiva electroquímica (paso S830). Subsiguientemente, una unidad de cálculo recibe una señal de medición (paso S840). Por ejemplo, el aparato de medición puede medir la señal de voltaje dividido, y el procesador de señales de la unidad de cálculo recoge la señal en la impedancia del divisor de voltaje. Después, el procesador de señales analiza la señal de medición (paso S850). La señal es digitalizada por un convertidor analógico-digital y transmitida al procesador. Los resultados de la medición recibidos por el procesador aparecen en una pantalla, o el valor del HCT se puede usar para calcular otra medición de una concentración bioquímica (paso S860). La señal digitalizada de los resultados de la medición recibidos por el procesador se puede mostrar directamente en un monitor o se puede calcular otra concentración bioquímica mediante el valor del HCT.

## REIVINDICACIONES

1. Un sistema de medición de hematocrito (HCT) que comprende un aparato de medición (310) y una tira reactiva electroquímica (320) insertable en el aparato de medición (310), de manera que la tira reactiva electroquímica (320) incluye al menos un par de electrodos o varios de ellos (104), los cuales están aislados entre sí y forman un circuito eléctrico con el aparato de medición al insertar la tira reactiva (320) en el aparato de medición (310) y aplicar la muestra de sangre sobre los electrodos (104); y en el que el aparato de medición (310) comprende:
- un generador de corriente (316) adaptado para proporcionar una señal de función de onda a la tira reactiva electroquímica;
  - un conector (311) para la conexión externa de la tira reactiva (320);
  - una unidad de cálculo (312, 312a, 312b) para recibir una señal de medición, que incluye una resistencia divisora (410) y un procesador de señales (412), y además un ajustador de reactancia capacitiva (420), de modo que dicho ajustador de reactancia capacitiva (420) está situado entre la tira reactiva (320) y la resistencia divisora (410) de la unidad de cálculo, y el ajustador de reactancia capacitiva (420) está compuesto por un circuito que consta de una resistencia de carga y al menos un condensador de ajuste;
  - un convertidor A/D (313) para transformar la señal de medición en una señal digital; y
  - un procesador de señales digitales (314) para elaborar la señal digital y mostrar los resultados medidos en una pantalla (315);
- de manera que, durante la medición, la señal de función de onda proporcionada por el generador de corriente (316) se transmite a la tira reactiva electroquímica (320), donde la muestra de sangre aplicada sobre la tira reacciona con la señal de función de onda generando una correspondiente señal de respuesta que seguidamente se transmite a través del conector (311) a la unidad de cálculo (312, 312a, 312b) y es digitalizada por el convertidor analógico-digital (313) y transmitida al procesador digital (314).
2. El sistema de medición de HCT según la reivindicación 1, en el cual la impedancia de la resistencia divisora (410) está comprendida en un intervalo de 200  $\Omega$  a 2 M $\Omega$ .
3. El sistema de medición de HCT según la reivindicación 1, en el cual una señal de función de onda es una señal de onda cuadrada de CC con una frecuencia comprendida en un intervalo de 1 kHz a 22 kHz y un voltaje comprendido en un intervalo de 50 mV a 5 V.
4. El sistema de medición de HCT según la reivindicación 1, en el cual el procesador de señales (412) comprende un amplificador operacional, un sumador, un restador, un integrador o un circuito formado por cualquier combinación de los mismos.
5. El sistema de medición de HCT según la reivindicación 1, en el cual el valor de capacitancia del condensador de ajuste está comprendido en un intervalo de 1 pF a 150 pF.
6. El sistema de medición de HCT según la reivindicación 5, en el cual el condensador de ajuste del ajustador de reactancia capacitiva (420) y una capacitancia de la muestra de sangre están en paralelo.
7. El sistema de medición de HCT según la reivindicación 6, en el cual una capacitancia del circuito global  $C_{eq}$  del procesador de señales (412) satisface la siguiente ecuación:
- $$C_{eq} = C_b + C_{ac},$$
- en la que  $C_{eq}$  es la capacitancia global del circuito electrónico,  $C_b$  es la capacitancia de la muestra de sangre y  $C_{ac}$  es la capacitancia de ajuste.
8. El sistema de medición de HCT según la reivindicación 5, en el cual el condensador de ajuste del ajustador de reactancia capacitiva (420) y una capacitancia de la muestra de sangre están en serie.
9. El sistema de medición de HCT según la reivindicación 8, en el cual una capacitancia del circuito global  $C_{eq}$  del procesador de señales (412) satisface la siguiente ecuación:
- $$1/C_{eq} = 1/C_b + 1/C_{ac},$$
- en la cual  $C_{eq}$  es la capacitancia global del circuito electrónico,  $C_b$  es la capacitancia de la muestra de sangre y  $C_{ac}$  es la capacitancia de ajuste.
10. El sistema de medición de HCT según la reivindicación 5, en el cual el condensador de ajuste del procesador de señales (412) y una capacitancia de la muestra de sangre están a la vez en serie y en paralelo.
11. El sistema de medición de HCT según la reivindicación 10, en el cual una capacitancia del circuito global  $C_{eq}$  del procesador de señales (412) satisface la siguiente ecuación:

$$C_{eq} = [(C_{c1} * C_b) / (C_{c1} + C_b)] + C_{c2},$$

en la que  $C_{eq}$  es la capacitancia global del circuito electrónico,  $C_b$  es la capacitancia de la muestra de sangre,  $C_{c1}$  es una capacitancia de ajuste en serie y  $C_{c2}$  es una capacitancia de ajuste en paralelo.

- 5
12. El sistema de medición de HCT según la reivindicación 1, en el cual la tira reactiva electroquímica (320) está equipada con una unidad de identificación (114).
- 10
13. Un método para medir el hematocrito (HCT) mediante un sistema de medición de HCT según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12, que consiste en:
- preparar la tira reactiva electroquímica (320);
  - colocar la tira reactiva electroquímica (320) en el sistema de medición de HCT (310), tal como se indica en la reivindicación 1;
  - 15 - producir una señal de función de onda que se transmite a la tira reactiva electroquímica (320) desde el generador de corriente (316), a través del conector (311) y del ajustador de reactancia capacitiva (420);
  - recibir la señal de medición a través de la unidad de cálculo (312a);
  - digitalizar la señal de medición con un convertidor analógico-digital (313) y transmitir la señal digital al procesador de señales digitales (314);
  - 20 - analizar la señal de medición con el procesador de señales digitales (314); y
  - mostrar en una pantalla (315) el valor de HCT medido y recibido del procesador de señales digitales (314), o usar el valor de HCT para calcular valores de concentración bioquímica, elegidos preferiblemente entre concentraciones de glucosa, colesterol, ácido úrico, ácido láctico y hemoglobina.

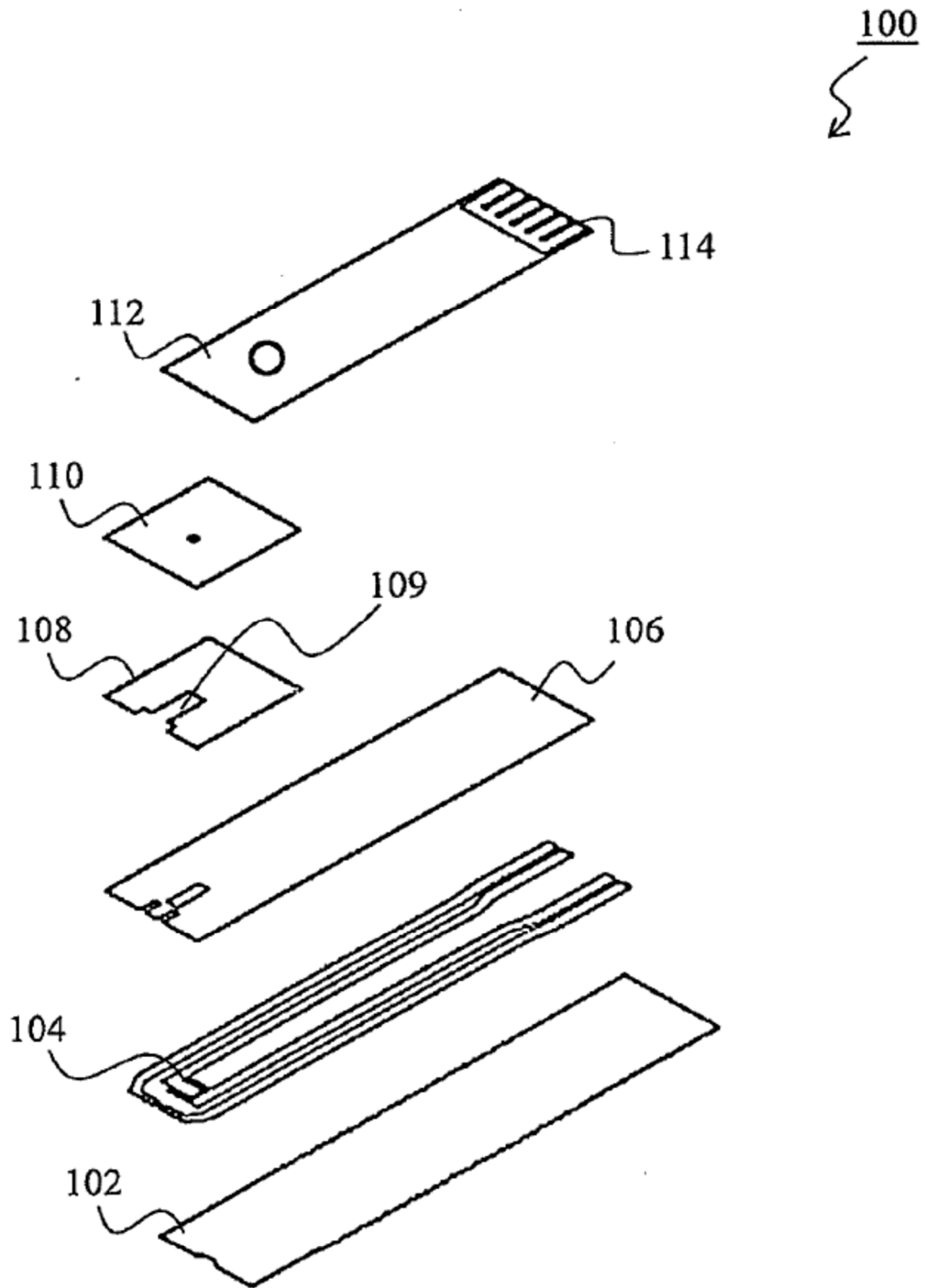


FIG.1

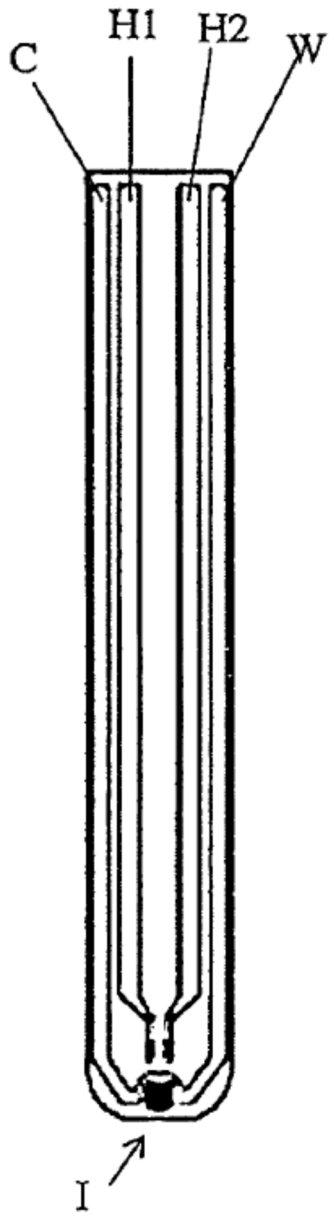


FIG.2a

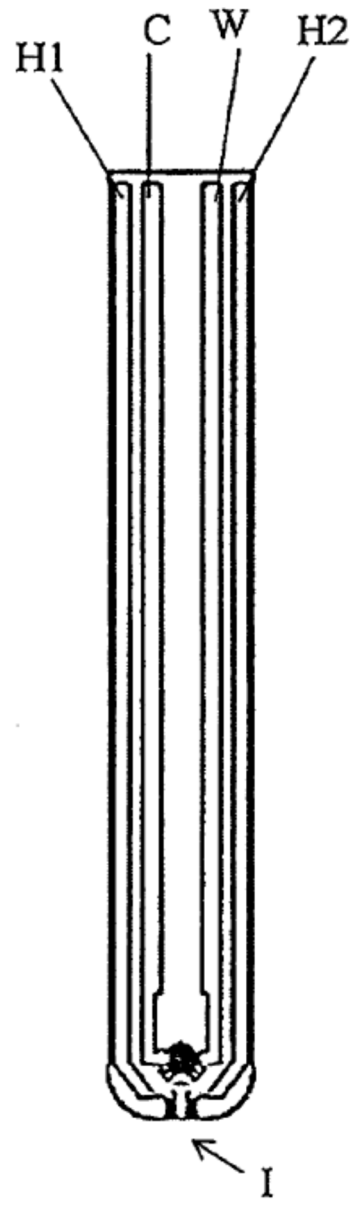


FIG.2b

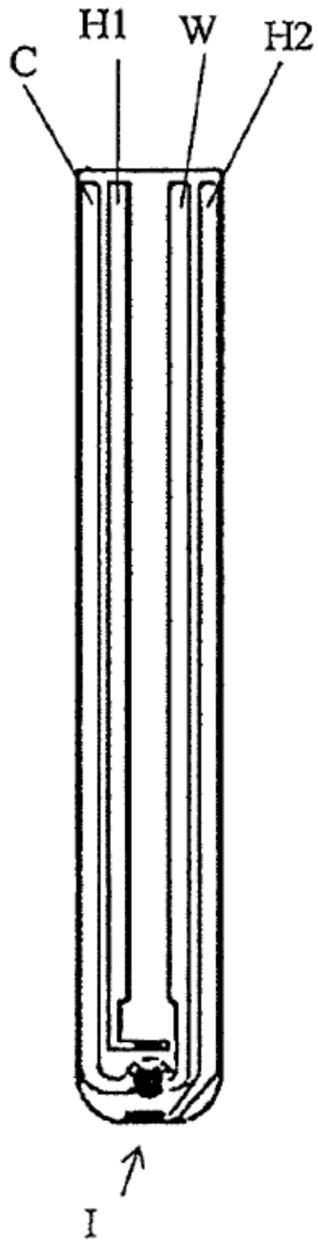


FIG. 2c

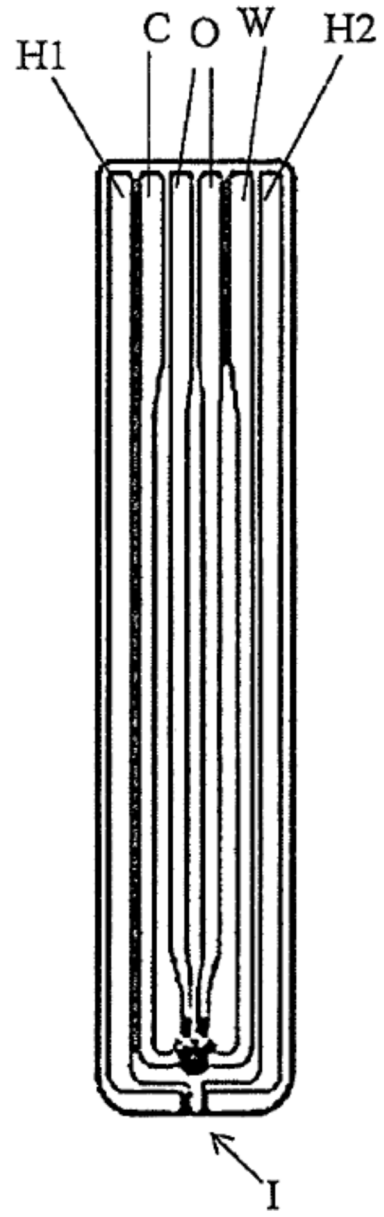


FIG. 2d

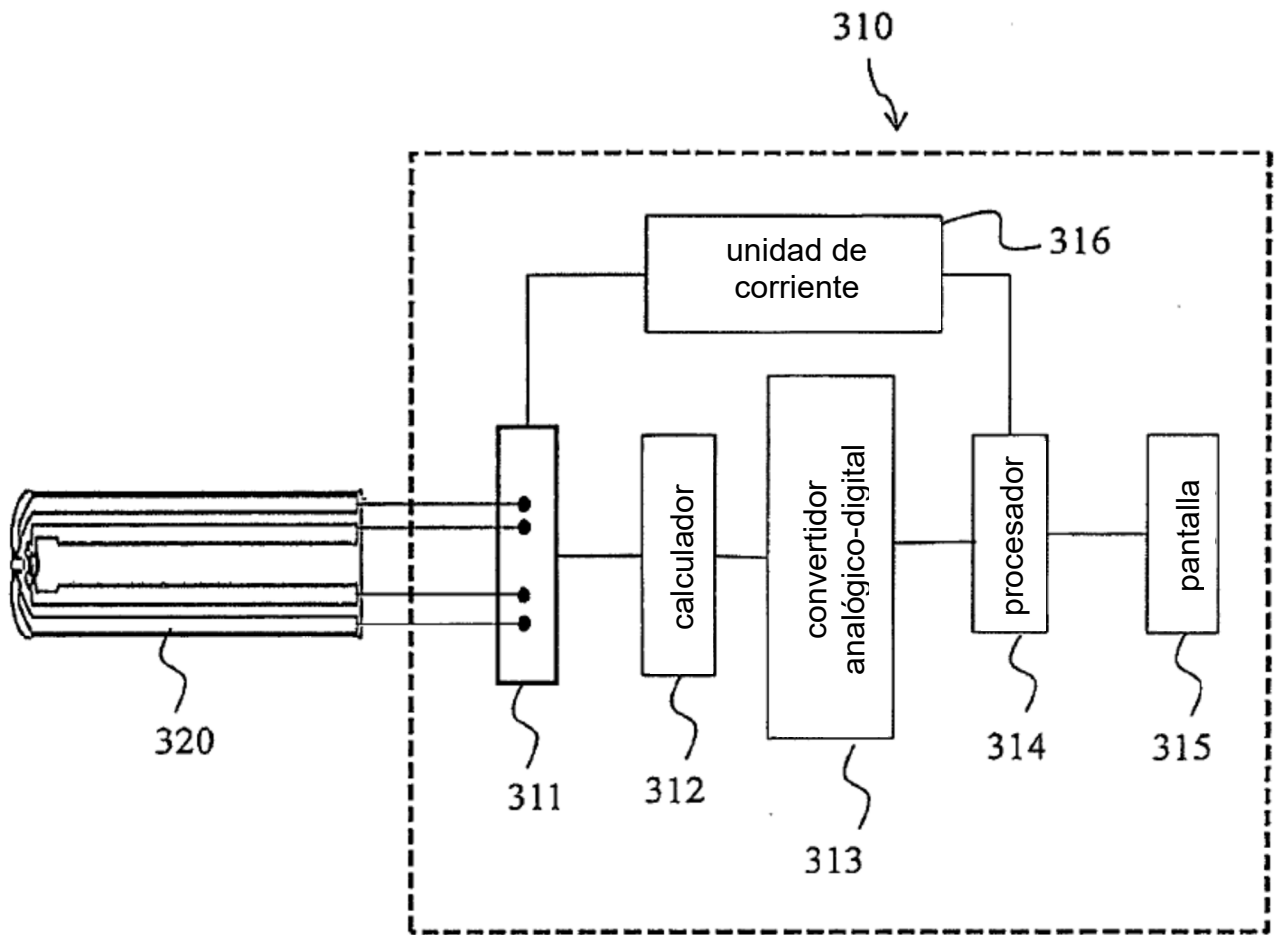


FIG.3

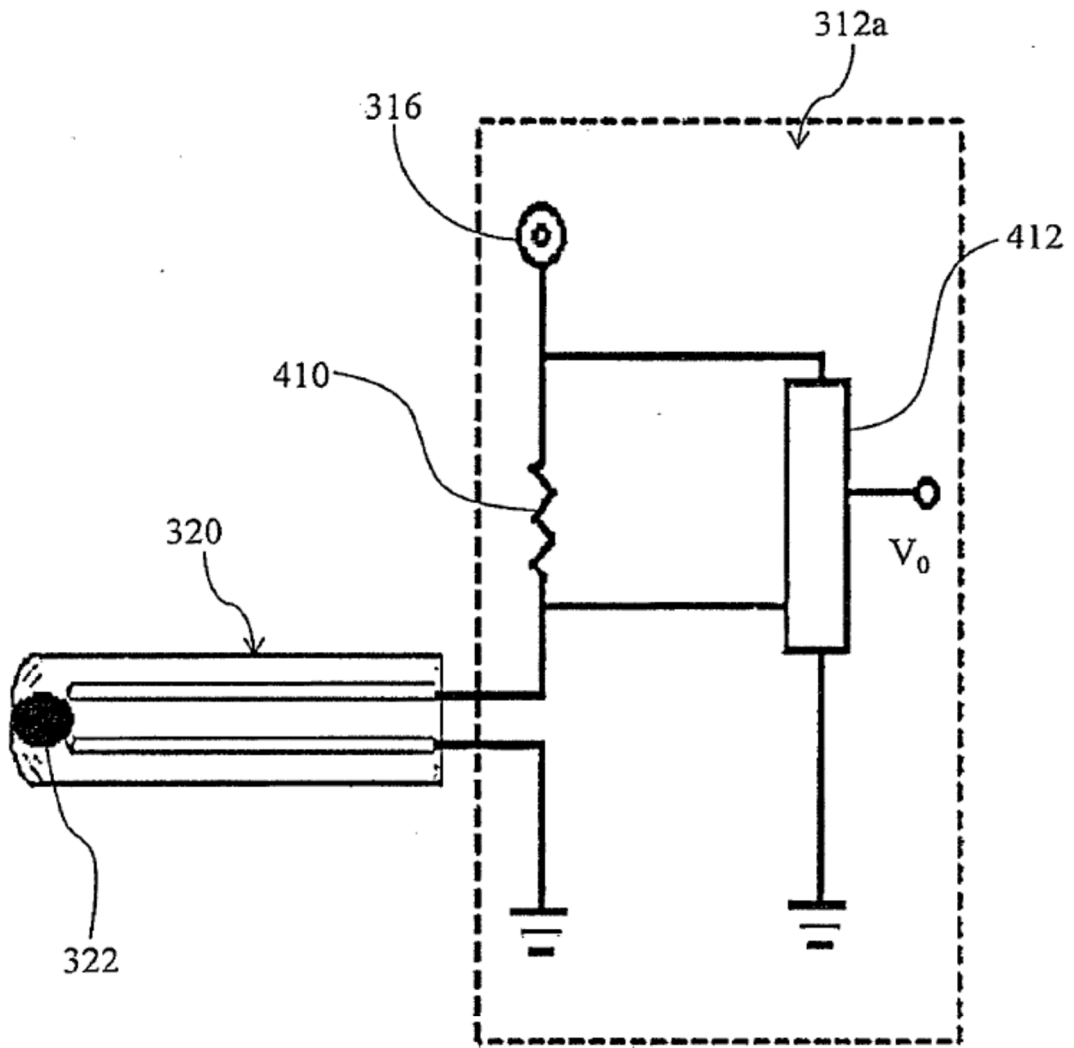


FIG.4

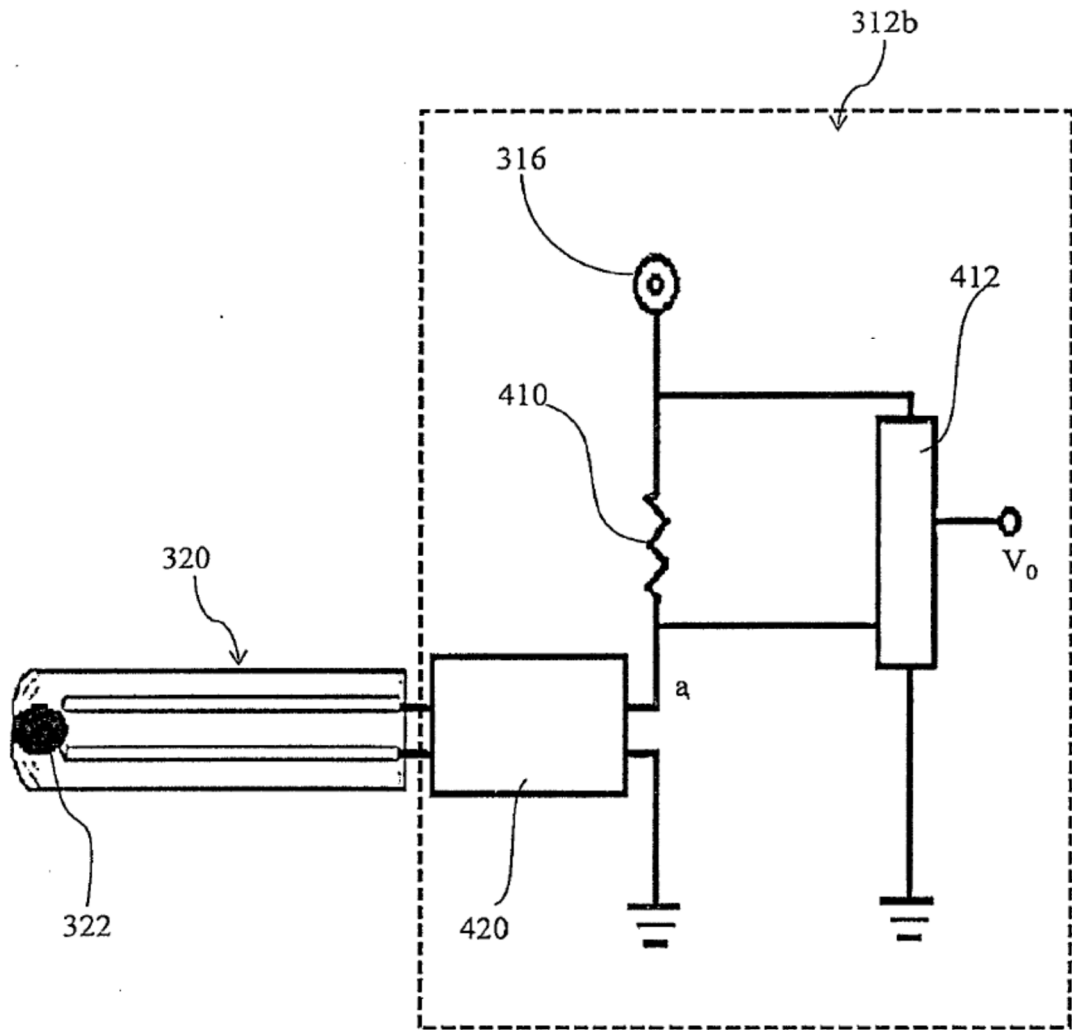


FIG. 5

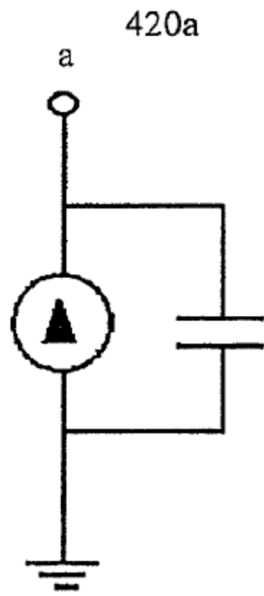


FIG.6a

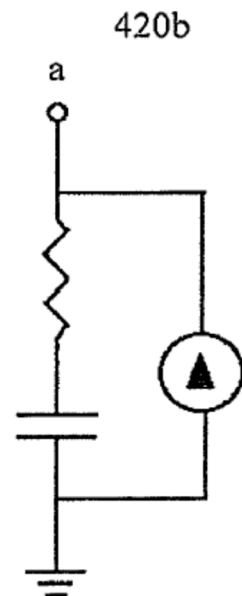


FIG.6b

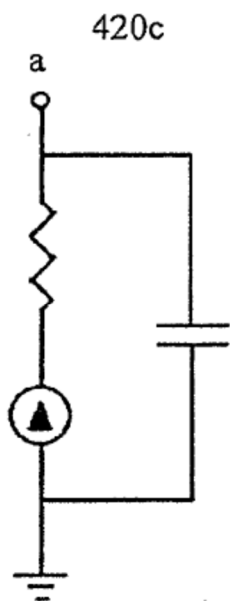


FIG.6c

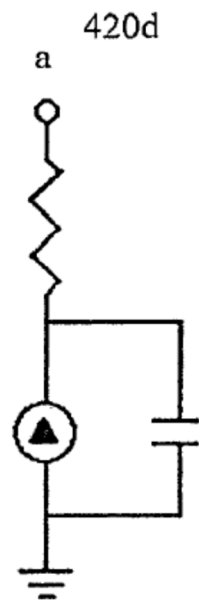


FIG.6d

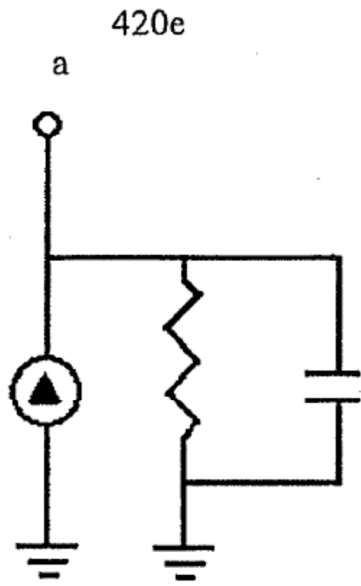


FIG.6e

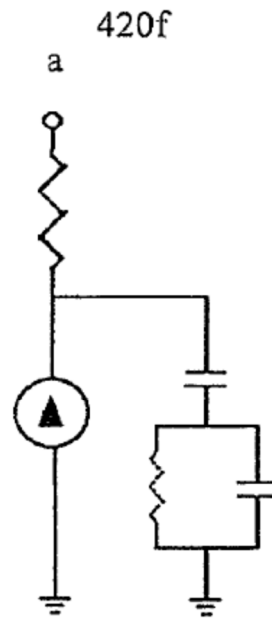


FIG.6f

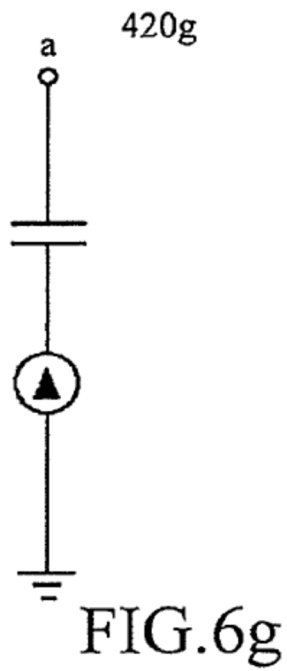


FIG.6g

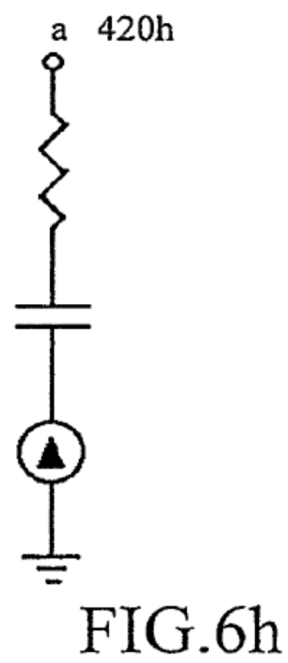


FIG.6h

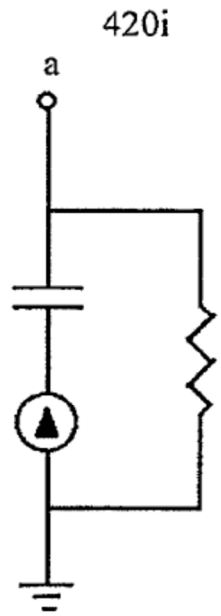


FIG.6i

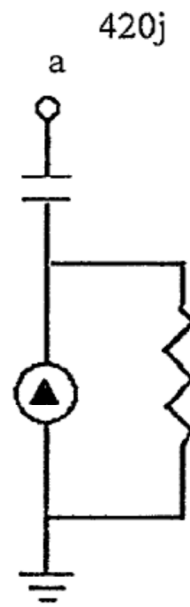


FIG.6j

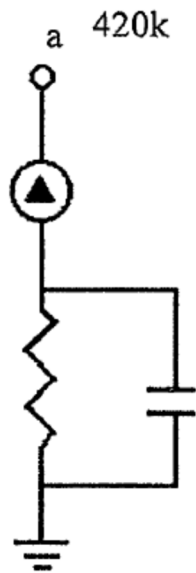


FIG.6k

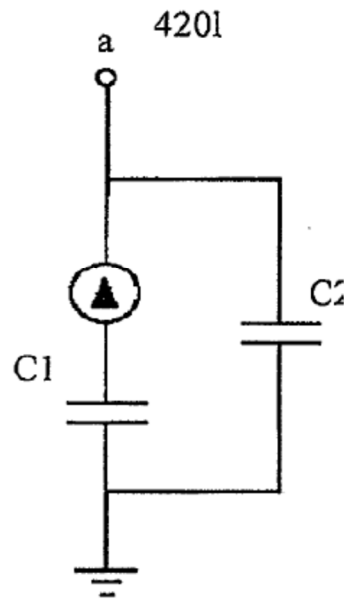
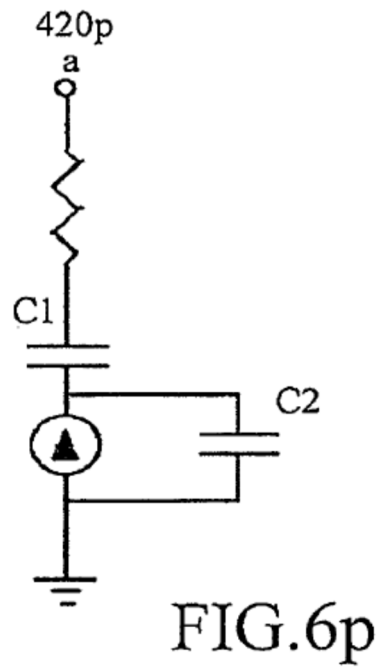
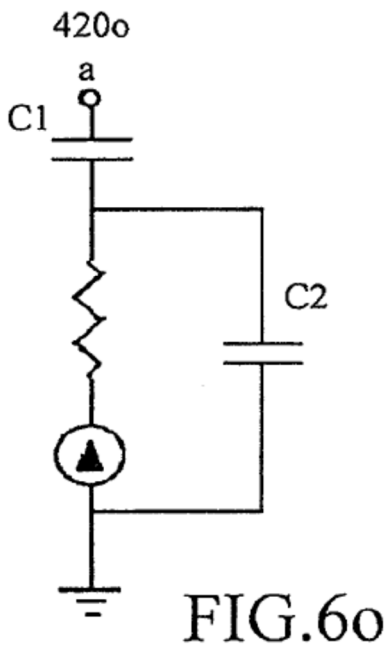
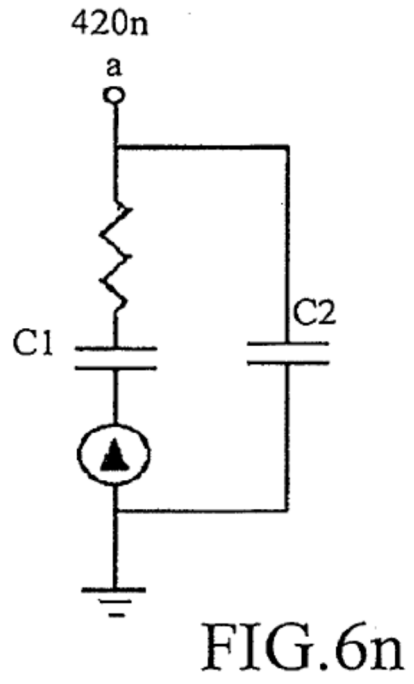
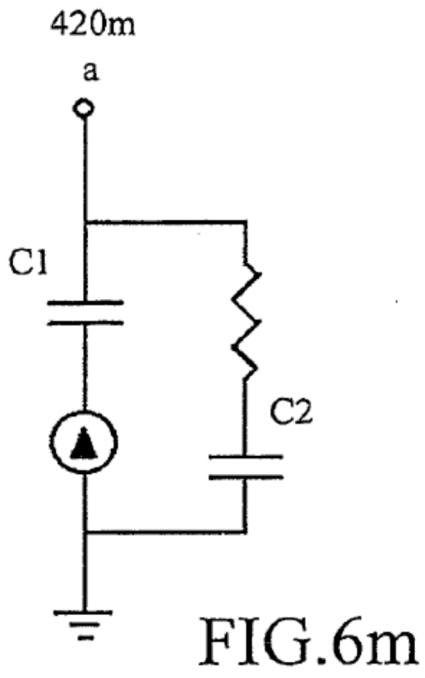


FIG.6l



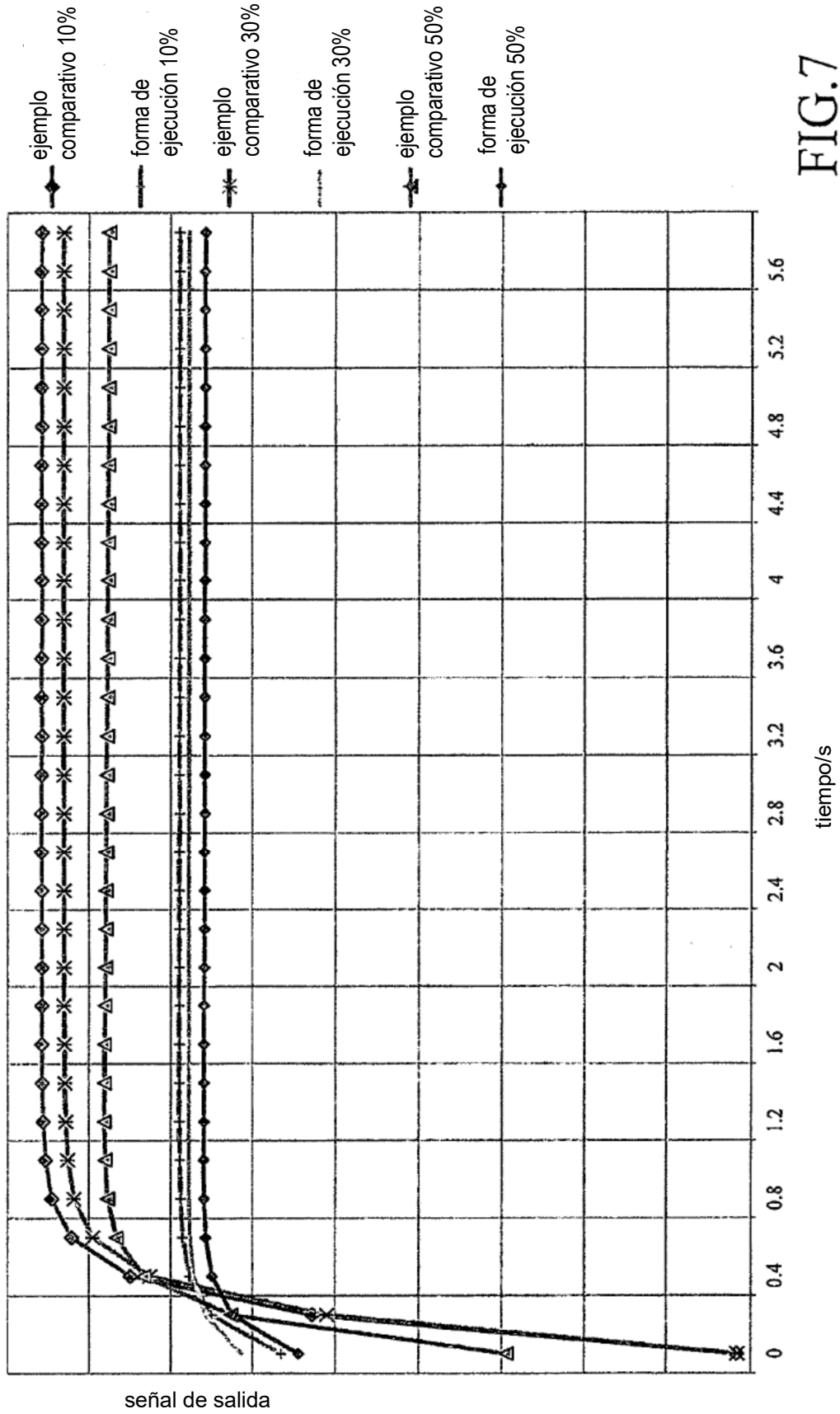


FIG.7

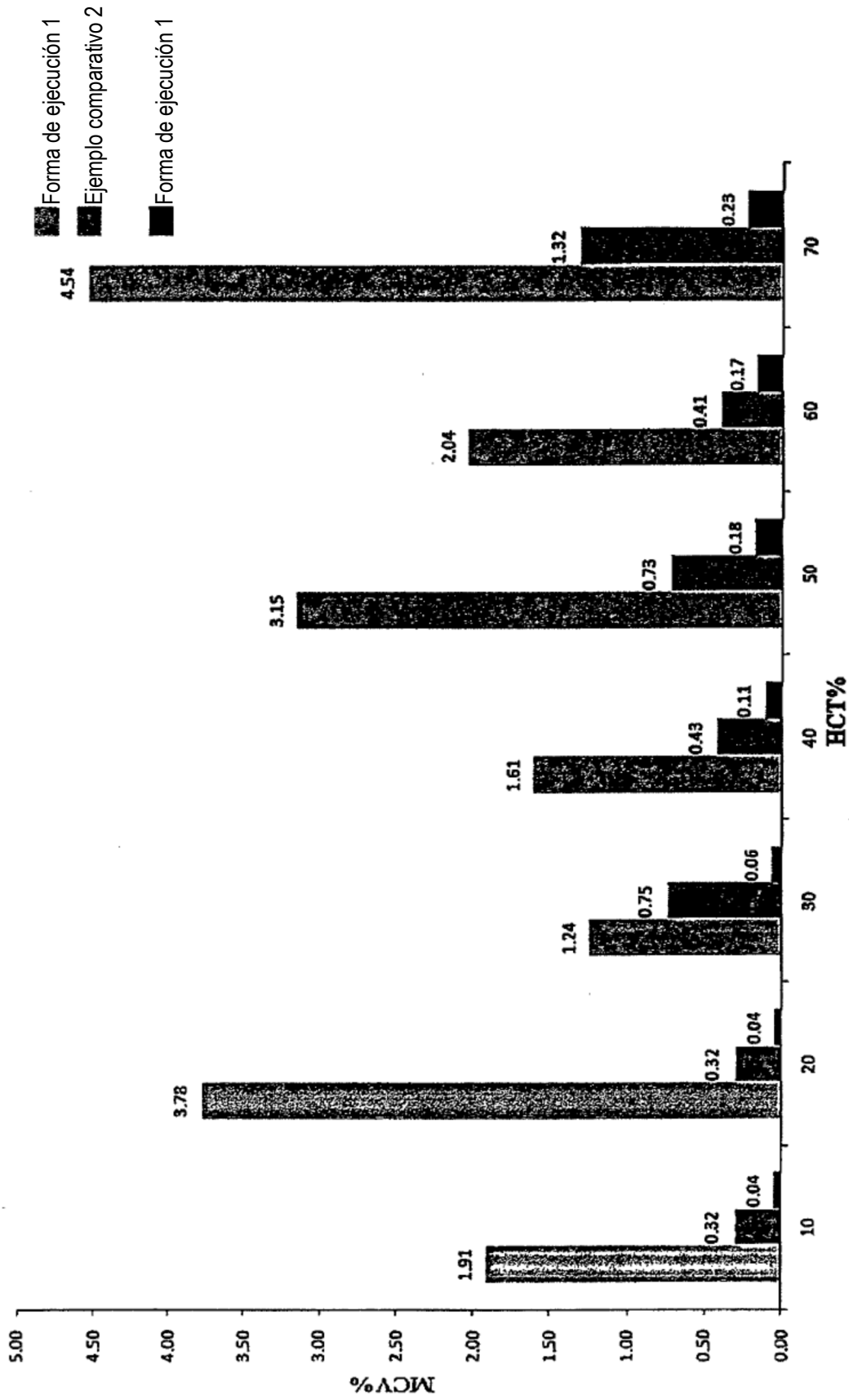


FIG.8

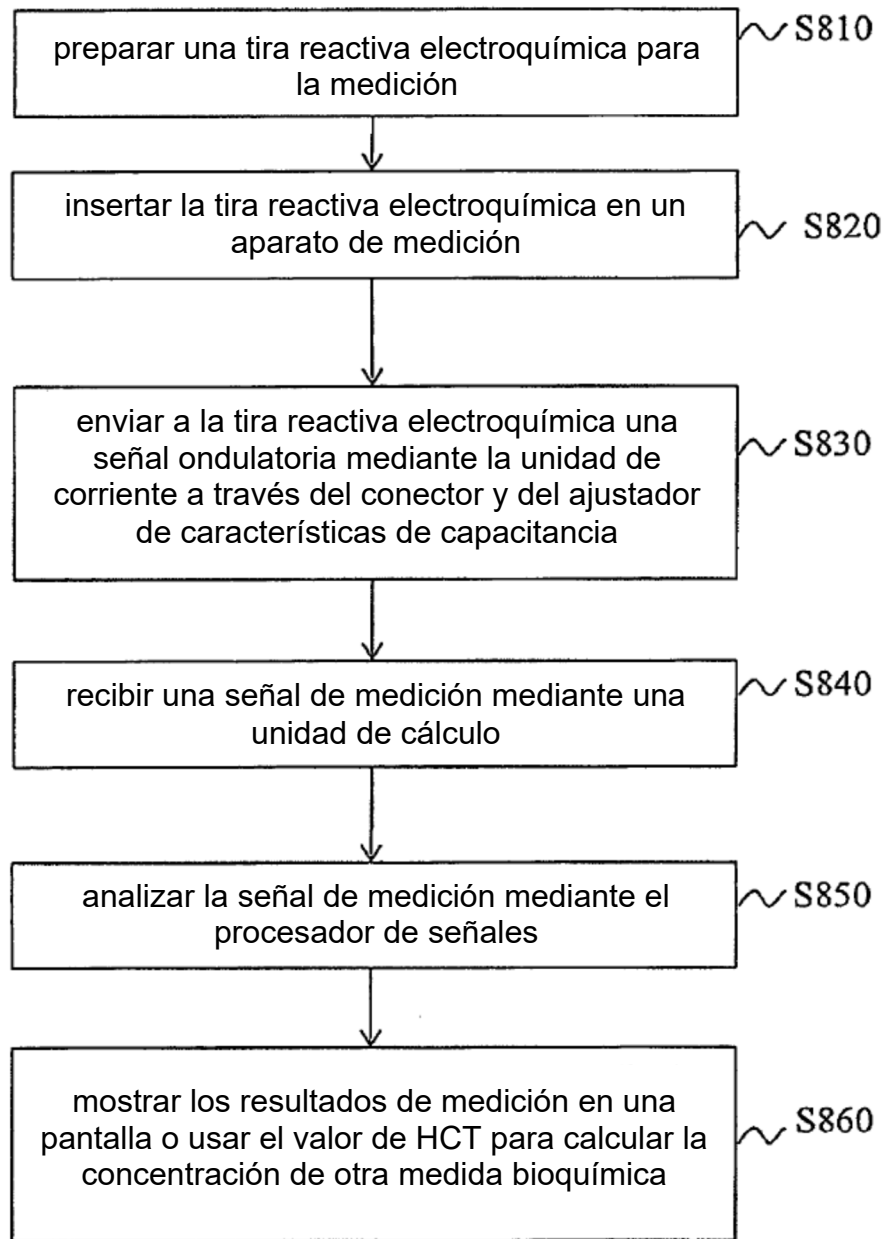


FIG.9