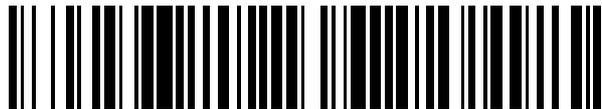


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 653 735**

51 Int. Cl.:

**A61B 5/053** (2006.01)

**A61B 5/00** (2006.01)

**A61N 1/20** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **27.08.2013 PCT/EP2013/067678**

87 Fecha y número de publicación internacional: **06.03.2014 WO14033105**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **27.08.2013 E 13756400 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **20.09.2017 EP 2890294**

54 Título: **Sistema de análisis electrofisiológico mejorado**

30 Prioridad:

**28.08.2012 FR 1258037**

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

**08.02.2018**

73 Titular/es:

**IMPETO MEDICAL (100.0%)  
17, rue Campagne Première  
75014 Paris, FR**

72 Inventor/es:

**KHALFALLAH, KAMEL y  
BRUNSWICK, PHILIPPE**

74 Agente/Representante:

**CURELL AGUILÁ, Mireia**

ES 2 653 735 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 de análisis electrofisiológico mejorado.

**5 Campo de la invención**

La invención se refiere de manera general al campo del análisis electrofisiológico del cuerpo humano, con vistas a detectar por ejemplo patologías.

10 La invención se puede aplicar en particular a la evaluación de la función sudoral del cuerpo humano.

**Técnica anterior**

15 El solicitante ya propuso en la patente FR 2 912 893 un sistema de análisis electrofisiológico que comprende una serie de electrodos destinados a estar posicionados en diferentes regiones del cuerpo de un sujeto, una fuente de tensión continua, adaptada para generar unos impulsos de tensión continua ajustable, y un circuito de conmutación, dispuesto para unir selectivamente un par de electrodos denominados activos a la fuente de tensión, constituyendo dichos electrodos activos un ánodo y un cátodo, y para conectar por lo menos otro electrodo con alta impedancia.

20 La tensión aplicada por la fuente de tensión sobre los electrodos permite generar en la capa externa de la piel una corriente electrofisiológica de la que el estudio de determinadas características puede indicar la existencia de patologías o de predisposiciones patológicas.

25 En particular, y con referencia a la figura 1, la corriente generada en la piel mediante la aplicación de una tensión permite estudiar el comportamiento eléctrico de las glándulas sudoríparas del sujeto, mediante la medición de la conductancia de estas glándulas. Esta conductancia, que corresponde a la pendiente de la curva tensión-corriente, para las tensiones menores (véase la solicitud de patente FR 1160601), varía en función del estado de salud del sujeto.

30 Así por ejemplo, una baja pendiente de la curva tensión-corriente puede ser un indicio, en un sujeto diabético, de una neuropatía diabética, como se describe en el documento de Gin H, *et al.* "No-invasive and quantitative assessment of sudomotor function for peripheral diabetic neuropathy evaluation. Diabetes Metab (2011), doi:10.1016/j.diabet.2011.05.003".

35 También se constató que la curva tensión-corriente presenta, para los niveles de tensión más bajos, una parte lineal, y después un despegue no lineal a unos niveles más altos, véase la figura 1. Se produce un despegue correspondiente para la conductancia de la piel en función del nivel de tensión impuesto al cuerpo.

40 Este despegue no se produce de la misma manera para diferentes tipos de sujetos, en función de una eventual enfermedad de la que están afectados, de modo que el estudio de este despegue en un sujeto podría permitir deducir información sobre su estado de salud.

45 Sin embargo, este despegue no aparece, de una persona a otra, con la aplicación de una misma tensión o para una misma corriente; al contrario, los inventores observaron que su aparición dependía del potencial alcanzado por el cuerpo y, de manera más precisa, de la diferencia de potencial a uno y otro lado de la glándula, es decir entre el electrodo y el cuerpo.

50 Por tanto, resulta conveniente determinar este despegue, para todos los sujetos, a la misma diferencia de potencial entre el electrodo y el cuerpo.

55 Ahora bien, los sistemas actuales solamente permiten tener acceso a la diferencia de potencial entre el electrodo y el potencial alcanzado por el cuerpo y no pueden imponer *a priori* esta diferencia de potencial, de modo que las mediciones no se realizan para una diferencia de potencial constante. Por tanto, estos sistemas no permiten aprovechar plenamente la curva tensión-corriente a nivel de su despegue para obtener información sobre el estado de salud del sujeto.

**Sumario de la invención**

60 El objetivo de la presente invención es paliar las insuficiencias descritas anteriormente, proponiendo un sistema que permite estudiar el despegue de la curva de las glándulas sudoríparas de diferentes sujetos para unas diferencias de potencial idénticas.

65 A este respecto, la invención tiene como objeto un sistema de análisis electrofisiológico que comprende:

una serie de electrodos destinados a ser colocados en diferentes regiones del cuerpo humano,

una fuente de tensión continua,

5 un dispositivo de mando, adaptado para aplicar selectivamente a un par de electrodos denominados activos unos impulsos de tensión continua generados por la fuente de tensión, constituyendo dichos electrodos activos un ánodo y un cátodo, y para conectar por lo menos otro electrodo, denominado pasivo, con alta impedancia, sirviendo dicho electrodo para medir el potencial alcanzado por el cuerpo, y

10 un dispositivo de medición dispuesto para obtener datos representativos de la corriente en el cátodo y unos potenciales en por lo menos determinados electrodos conectados con alta impedancia en respuesta a la aplicación de los impulsos, permitiendo dichos datos determinar un valor de la conductancia electroquímica de la piel,

15 estando el sistema caracterizado por que comprende además un dispositivo de control de la diferencia entre el potencial del ánodo y el potencial alcanzado por el cuerpo, en función de la tensión suministrada por la fuente de tensión continua, y por que el dispositivo de control comprende un circuito amplificador entre la fuente de tensión continua y uno de los electrodos activos, con un bucle de realimentación que controla su ganancia.

20 Ventajosamente, pero de manera opcional, el sistema según la invención puede comprender además por lo menos una de las siguientes características:

- El ánodo está conectado a la masa, y el circuito amplificador comprende un amplificador operacional:
  - o cuya entrada inversora recibe el potencial alcanzado por el cuerpo,
  - o cuya entrada no inversora está conectada a una fuente de tensión continua negativa, y
  - o cuya salida está conectada al cátodo.
- El bucle de realimentación del circuito amplificador comprende un restador que recibe en sus entradas el potencial del ánodo y el potencial alcanzado por el cuerpo, y el circuito amplificador con bucle de realimentación comprende un amplificador operacional:
  - o cuya entrada inversora se conecta a la salida del restador,
  - o cuya entrada no inversora está conectada a una fuente de tensión continua positiva, y
  - o cuya salida está conectada al ánodo.
- El sistema comprende además un dispositivo para determinar el potencial alcanzado por el cuerpo en función de los potenciales de los electrodos conectados con alta impedancia.
- El restador presenta una impedancia de entrada suficientemente fuerte, para que las corrientes de entrada en dicho restador no perturben las mediciones.
- El sistema comprende una primera resistencia de medición conectada en serie entre la fuente de tensión y el ánodo, y una segunda resistencia de medición conectada en serie entre el cátodo y la masa, permitiendo la medición de la tensión en los terminales de las resistencias de medición la deducción de los valores de la corriente respectivamente en el ánodo y en el cátodo.
- El dispositivo de medición está adaptado además para medir simultáneamente el valor de la corriente en el ánodo y en el cátodo, y para comparar el valor de la corriente en el ánodo y en el cátodo para detectar la existencia de una corriente de fuga o de una corriente adicional en el cuerpo.

50 La invención propone además un procedimiento de análisis electrofisiológico destinado a ser realizado en un sistema según la invención, comprendiendo el procedimiento por lo menos:

55 una etapa de medición en el transcurso de la cual la fuente de tensión continua suministra una serie de impulsos de tensión continua a un electrodo activo, y en el transcurso de la cual el circuito obtiene unos datos representativos de la corriente en los electrodos activos y unos potenciales en por lo menos determinados electrodos conectados con alta impedancia, y

60 una etapa en el transcurso de la cual se determina la conductancia de la piel a nivel del ánodo, a partir de la corriente que atraviesa el ánodo y de la diferencia de potencial entre el ánodo y el potencial alcanzado por el cuerpo, y

65 en el que la diferencia de potencial entre el ánodo y el potencial alcanzado por el cuerpo se controla mediante la tensión suministrada por la fuente de tensión continua.

Ventajosamente, pero de manera opcional, el procedimiento según la invención comprende además la

comparación de los valores de las corrientes que atraviesan el ánodo y el cátodo.

**Breve descripción de las figuras**

5 Otras características, objetivos y ventajas de la presente invención se desprenderán tras la lectura de la siguiente descripción detallada, en relación con las figuras adjuntas, facilitadas a modo de ejemplo no limitativo y en las que:

- 10 - La figura 1, ya descrita, representa un ejemplo de respuesta corriente-conductancia-tensión de la piel humana.
- La figura 2 representa esquemáticamente un sistema de análisis electrofisiológico.
- 15 - Las figuras 3a y 3b representan el esquema eléctrico mínimo de dos modos de realizaciones de un sistema de análisis electrofisiológico de acuerdo con la invención.
- Las figuras 4a y 4b representan unos ejemplos de restadores utilizados en el sistema según la invención.
- 20 - La figura 5 representa las principales etapas de un procedimiento de análisis realizado por un sistema según la invención.

**Descripción detallada de un modo de realización de la invención**

25 Con referencia a la figura 2, se representa esquemáticamente un sistema de análisis electrofisiológico 100.

Este sistema comprende una pluralidad de electrodos 110, preferentemente cuatro electrodos, entre los cuales dos electrodos se extienden sobre una superficie suficientemente amplia como para que un individuo pueda apoyar sus manos sobre la misma y los otros dos electrodos se extienden sobre una superficie suficientemente grande como para que un individuo pueda apoyar sus pies sobre la misma.

30 Por ejemplo, estos electrodos pueden presentar una superficie superior a 100 cm<sup>2</sup>.

El sistema 100 comprende una fuente de tensión continua 120, adaptada para generar impulsos de tensión continua. La tensión suministrada por la fuente está comprendida preferentemente entre 0 y 10 V, ventajosamente entre 0 y 4 V. Los impulsos de tensión pueden presentar una duración superior o igual a 0,2 segundos, y variar en tensión de un impulso a otro de modo creciente, decreciente u otro (por ejemplo, creciente y después decreciente).

40 El sistema 100 también comprende un dispositivo de mando 130 de la fuente de tensión continua 120 y de los electrodos 110. Este dispositivo permite conectar selectivamente un par de electrodos, formando un ánodo y un cátodo, a la fuente de tensión continua para que ésta les aplique impulsos de tensión. Estos electrodos se denominan entonces "activos".

45 Los demás electrodos se conectan entonces con alta impedancia directa o indirectamente a través de un amplificador operacional (AO) tal como se describe más adelante, y permiten medir el potencial alcanzado por el cuerpo. Se denominan electrodos "pasivos".

50 Se ha representado en la figura 2 una matriz de conmutación para ilustrar la funcionalidad de conexión selectiva de los electrodos a la fuente de tensión continua 120 mediante el dispositivo de mando 130.

El dispositivo de mando 130 puede poner en práctica unos ciclos de medición haciendo variar los pares de electrodos activos y pasivos. Normalmente, con un sistema de cuatro electrodos tal como se ha descrito anteriormente, se realizan las mediciones con los siguientes pares de electrodos (designación abreviada entre paréntesis):

Ánodo	Cátodo
Mano izquierda (MG)	Mano derecha (MD)
Mano derecha (MD)	Mano izquierda (MG)
Pie izquierdo (PG)	Pie derecho (PD)
Pie derecho (PD)	Pie izquierdo (PG).

60 El sistema 100 también comprende un dispositivo de medición 140, que está dispuesto para obtener los potenciales de los electrodos pasivos, y para medir la corriente entre los electrodos activos. A este respecto, el dispositivo de medición 140 comprende ventajosamente una resistencia de medición R<sub>mc</sub> conectada en serie entre el cátodo y una tensión de referencia, por ejemplo la masa. La corriente que atraviesa el cátodo se

determina midiendo la tensión en los terminales de la resistencia, y dividiendo esta tensión entre el valor de la resistencia.

Los datos medidos se visualizan en un dispositivo de visualización 131.

Además, el sistema comprende un dispositivo de control 150 de la diferencia de potencial entre el potencial  $V_a$  del ánodo y el potencial  $V_x$  alcanzado por el cuerpo, en función de la tensión suministrada por la fuente de tensión continua. Este dispositivo de control comprende un circuito amplificador entre la fuente de tensión continua y uno de los electrodos activos, con un bucle de realimentación que implica a por lo menos uno de los electrodos pasivos para controlar la ganancia del amplificador y permitir el control de la diferencia de potencial entre el potencial del ánodo y el potencial del cuerpo  $V_a - V_x$ .

Este dispositivo de control puede ser objeto de varias realizaciones, explicadas más adelante con referencia a las figuras 3a y 3b.

Según un primer modo de realización, con referencia a la figura 3a, el ánodo se conecta a tierra, y el circuito amplificador comprende un amplificador operacional AO, cuya entrada no inversora se conecta a la fuente de tensión continua  $V_g$  negativa, cuya entrada inversora recibe el potencial  $V_x$  alcanzado por el cuerpo, y cuya salida  $V_s$  se conecta al cátodo a través de la resistencia de medición  $R_{mc}$ .

El dispositivo de control puede comprender además un dispositivo (no representado en la figura) para seleccionar el potencial alcanzado por el cuerpo, en función de los potenciales de los electrodos conectados con alta impedancia  $V_{o1}$  y  $V_{o2}$ .

Preferentemente, el potencial seleccionado es el mínimo de  $V_{o1}$  y  $V_{o2}$ . El hecho de seleccionar el menor valor de potencial sobre los electrodos conectados con alta impedancia permite librarse de las posibles sobretensiones de los electrodos con alta impedancia.

Tal como se puede observar en la figura 3a, la resistencia de medición  $R_{mc}$  del dispositivo de medición 140 está posicionada entre la salida  $V_s$  del amplificador operacional y el cátodo  $V_c$ .

Gracias a este montaje, se obtiene la ecuación de ganancia:

$$V_s = A(V_g - V_x),$$

en la que A es la ganancia del amplificador operacional, que es muy superior a 1 (por ejemplo del orden de varios cientos de miles o de un millón).

Las relaciones sobre la corriente I que atraviesa el circuito son:

$$I = \frac{-V_s}{R_{mc} + R_c + R_a} = \frac{-V_x}{R_a}$$

Estableciendo  $\beta$  la tasa de realimentación del bucle de realimentación:

$$\beta = \frac{R_a}{R_a + R_c + R_{mc}}$$

en la que  $R_a$  y  $R_c$  son respectivamente las resistencias de las glándulas sudoríparas de la piel en el lado de ánodo y el lado de cátodo (que se intenta determinar), se tiene por tanto:

$$V_x = \beta \cdot V_s.$$

Y a continuación eliminando  $V_s$  por la ecuación de ganancia, la ecuación de control:

$$V_x = \frac{A \cdot \beta}{1 + A \cdot \beta} \cdot V_g \approx V_g \quad \text{ya que } A \gg 1.$$

Así, el potencial  $V_x$  alcanzado por el cuerpo es impuesto por el potencial  $V_g$  suministrado por la fuente de tensión continua. Además, como el ánodo está conectado a la masa, su potencial es nulo, y la diferencia de potencial  $V_a - V_x$  entre el ánodo y el potencial alcanzado por el cuerpo es igual a  $-V_g$ , es controlado por tanto por la fuente de tensión.

De esta manera se puede estudiar el comportamiento de la curva de respuesta tensión-corriente de las glándulas

sudoríparas de todos los sujetos para una ddp  $V_a-V_x$  constante.

Con referencia a la figura 3b, se ha representado un modo de realización alternativo de un sistema provisto de un dispositivo de control de la diferencia de potencial  $V_a-V_x$  entre el ánodo y el potencial alcanzado por el cuerpo.

5 En este modo de realización, el bucle de realimentación del dispositivo de control comprende un restador que recibe en sus entradas el potencial del ánodo  $V_a$  y el potencial alcanzado por el cuerpo  $V_x$ .

10 El circuito amplificador del dispositivo de control comprende un amplificador operacional AO cuya entrada no inversora está conectada a la fuente de tensión continua que suministra una tensión positiva, cuya entrada inversora está conectada a la salida  $V_d$  del restador, y cuya salida está conectada al ánodo a través de la resistencia de medición  $R_{ma}$ .

15 El restador está adaptado además para presentar una impedancia de entrada suficientemente intensa como para que las corrientes de entrada en dicho restador no perturben las mediciones, es decir para que la corriente  $I$  entre el ánodo y el cátodo no se vea desviada por la presencia del restador.

Para ello, se puede realizar el restador según diferentes maneras representadas en las figuras 4a y 4b.

20 Con referencia a la figura 4a, se ha representado un esquema eléctrico de restador clásico realizado mediante un amplificador operacional. En este modo de realización, la salida  $V_3$  del amplificador operacional está conectada a la entrada inversora por una resistencia  $R'1$ . Una resistencia  $R1$  está montada en serie entre la primera entrada  $V1$  del restador y la entrada inversora.

25 Finalmente, una resistencia  $R2$  está montada en serie entre la segunda entrada  $V2$  del restador y la entrada no inversora del amplificador operacional, estando esta entrada unida asimismo a la masa mediante otra resistencia  $R'2$ .

30 Por tanto, se obtiene la expresión de la salida  $V3$  en función de las entradas  $V1$  y  $V2$ :

$$V3 = \frac{R1 + R'1}{R2 + R'2} \cdot \frac{R'2}{R1} \cdot V2 - \frac{R'1}{R1} \cdot V1$$

Se obtiene, si  $R1=R'1$  y si  $R2=R'2$ , el resultado  $V3=V2-V1$ .

35 Además, si  $R1$  y  $R2$  son muy superiores a 1, entonces las corrientes extraídas del circuito  $i_o$  e  $i_a$  son casi nulas.

Otro modo de realización del restador está representado en la figura 4b. Se trata del mismo montaje que anteriormente, pero en el que un amplificador operacional suplementario montado como seguidor se coloca entre cada entrada  $V1$ ,  $V2$  y la resistencia  $R1$ ,  $R2$  correspondiente.

40 En un seguidor, la salida  $V_s$  del amplificador operacional está conectada al terminal inversor, y la entrada está conectada en el terminal no inversor. La salida está relacionada con la entrada  $V1$  mediante las siguientes relaciones:

45 
$$V_s = A(V1 - V_s) \text{ y}$$

$$V_s = \frac{A \cdot V1}{1+A} \approx V1 \text{ ya que } A \gg 1.$$

50 La ventaja proporcionada por este montaje es que permite, a nivel del dispositivo de control, sustraer solo las corrientes despreciables  $i_o$  e  $i_a$  del dispositivo de medición (inferiores a  $0,1 \mu A$ ) y esto, independientemente de los valores de las resistencias.

Volviendo a la figura 3b, las ecuaciones de funcionamiento del montaje son las siguientes:

55 
$$V_s = A \cdot [V_g - (V_a - V_x)]$$

e la que  $A$  es la ganancia del amplificador operacional, y

$$I = \frac{V_s}{R_{ma} + R_a + R_c + R_{mc}} = \frac{V_a - V_x}{R_a}.$$

60

5 En esta ecuación,  $R_{mc}$  es una primera resistencia de medición conectada en serie entre el cátodo y la masa, y  $R_{ma}$  es una segunda resistencia de medición conectada en serie entre la salida  $V_s$  del amplificador operacional y el ánodo. Esta segunda resistencia de medición es opcional. Permite medir la corriente a nivel del ánodo y a nivel del cátodo para verificar que no ha habido ninguna fuga en el sistema, y que las corrientes extraídas por el restador son nulas.

Estableciendo  $\alpha$  la tasa de realimentación de este sistema, se tiene:

$$\alpha = \frac{R_a}{R_{ma} + R_a + R_c + R_{mc}}$$

10 y

$$V_s = (V_a - V_x)/\alpha.$$

15 De lo anterior se desprende:

$$V_a - V_x = \frac{A \cdot \alpha}{1 + A \cdot \alpha} \cdot V_g \approx V_g$$

20 ya que  $A \gg 1$ .

Con este circuito, la tensión suministrada por la fuente de tensión continua impone directamente la diferencia de potencial entre el potencial del ánodo y el potencial alcanzado por el cuerpo.

25 Se han presentado en la figura 5 las principales etapas del procedimiento realizado con el sistema de análisis presentado anteriormente.

30 Este procedimiento comprende por lo menos una etapa de medición 10, en el transcurso de la cual la fuente de tensión continua suministra impulsos a un electrodo activo, estando otros dos electrodos conectados con alta impedancia. Durante esta etapa, el dispositivo de control 150 permite controlar el valor de la diferencia de potencial  $V_a - V_x$  entre el potencial del ánodo y el potencial alcanzado por el cuerpo en función de la fuente de tensión.

35 Si el circuito comprende dos resistencias de medición, el procedimiento puede comprender además una etapa 11 en el transcurso de la cual se comparan los valores de la corriente en el ánodo y en el cátodo, con vistas a detectar la presencia de corrientes de fuga.

El resultado de la comparación se puede visualizar en la pantalla de visualización 131. Si se detecta una corriente de fuga, la medición puede ser interrumpida o activarse una alerta en el transcurso de una etapa 12.

40 Gracias al sistema de análisis según la invención, se pueden aprovechar a continuación las mediciones a diferencia de potencial  $V_a - V_x$  constante para proceder al análisis de los despegues de las curvas tensión-corriente de la piel de diferentes sujetos.

**REIVINDICACIONES**

1. Sistema de análisis electrofisiológico (100), que comprende:

- 5 una serie de electrodos (110) destinados a ser colocados en diferentes regiones del cuerpo humano,  
una fuente de tensión continua (120),  
10 un dispositivo de mando (130), adaptado para aplicar selectivamente a un par de electrodos denominados activos unos impulsos de tensión continua generados por la fuente de tensión (120), constituyendo dichos electrodos activos un ánodo y un cátodo, y para conectar por lo menos otro electrodo, denominado pasivo, con alta impedancia, sirviendo dicho electrodo para medir el potencial alcanzado por el cuerpo, y  
15 un dispositivo de medición (140) dispuesto para obtener unos datos representativos de la corriente en el cátodo y de los potenciales en por lo menos determinados electrodos conectados con alta impedancia en respuesta a la aplicación de los impulsos, permitiendo dichos datos determinar un valor de la conductancia electroquímica de la piel,

20 estando el sistema caracterizado por que comprende además un dispositivo de control (150) de la diferencia entre el potencial del ánodo y el potencial alcanzado por el cuerpo, en función de la tensión suministrada por la fuente de tensión continua, y por que el dispositivo de control (150) comprende un circuito amplificador entre la fuente de tensión continua (120) y uno de los electrodos activos, con un bucle de realimentación que controla su ganancia.

25 2. Sistema de análisis electrofisiológico según la reivindicación 1, en el que el ánodo está conectado a la masa, y el circuito amplificador comprende un amplificador operacional:

- 30 cuya entrada inversora recibe el potencial alcanzado por el cuerpo,  
cuya entrada no inversora está conectada a una fuente de tensión continua negativa, y  
cuya salida está conectada al cátodo.

35 3. Sistema de análisis electrofisiológico según la reivindicación 1, en el que el bucle de realimentación del circuito amplificador comprende un restador que recibe en sus entradas el potencial del ánodo y el potencial alcanzado por el cuerpo, y el circuito amplificador de bucle de realimentación comprende un amplificador operacional:

- 40 cuya entrada inversora está conectada a la salida del restador,  
cuya entrada no inversora está conectada a una fuente de tensión continua positiva, y  
cuya salida está conectada al ánodo.

4. Sistema de análisis electrofisiológico según una de las reivindicaciones anteriores, que comprende además un dispositivo para determinar el potencial alcanzado por el cuerpo en función de los potenciales de los electrodos conectados con alta impedancia.

45 5. Sistema de análisis electrofisiológico según una de las reivindicaciones 2 y 3, en el que el restador presenta una impedancia de entrada suficientemente fuerte como para que las corrientes de entrada en dicho restador no perturben las mediciones.

50 6. Sistema de análisis electrofisiológico según una de las reivindicaciones 3 a 5, que comprende una primera resistencia de medición conectada en serie entre la fuente de tensión y el ánodo, y una segunda resistencia de medición conectada en serie entre el cátodo y la masa, permitiendo la medición de la tensión en los terminales de las resistencias de medición la deducción de los valores de la corriente respectivamente en el ánodo y en el cátodo.

55 7. Sistema de análisis electrofisiológico según una de las reivindicaciones 1 a 6, en el que el dispositivo de medición (140) está adaptado además para medir simultáneamente el valor de la corriente en el ánodo y en el cátodo, y para comparar el valor de la corriente en el ánodo y en el cátodo para detectar la existencia de una corriente de fuga o de una corriente adicional en el cuerpo.

60 8. Procedimiento de análisis electrofisiológico destinado a ser realizado en un sistema según una de las reivindicaciones anteriores, comprendiendo el procedimiento por lo menos:

- 65 una etapa de medición en el transcurso de la cual la fuente de tensión continua (120) suministra una serie de impulsos de tensión continua a un electrodo activo, y en el transcurso de la cual el circuito obtiene unos datos representativos de la corriente en los electrodos activos y de los potenciales en por lo menos determinados electrodos conectados con alta impedancia, y

una etapa en el transcurso de la cual se determina la conductancia de la piel a nivel del ánodo, a partir de la corriente que atraviesa el ánodo y de la diferencia de potencial entre el ánodo y el potencial alcanzado por el cuerpo,

5

y en el que la diferencia de potencial entre el ánodo y el potencial alcanzado por el cuerpo es controlado por la tensión suministrada por la fuente de tensión continua.

10

9. Procedimiento según la reivindicación 8, destinado a ser realizado en un sistema según una de las reivindicaciones 6 o 7, que comprende además la comparación de los valores de las corrientes que atraviesan el ánodo y el cátodo.

FIG. 1

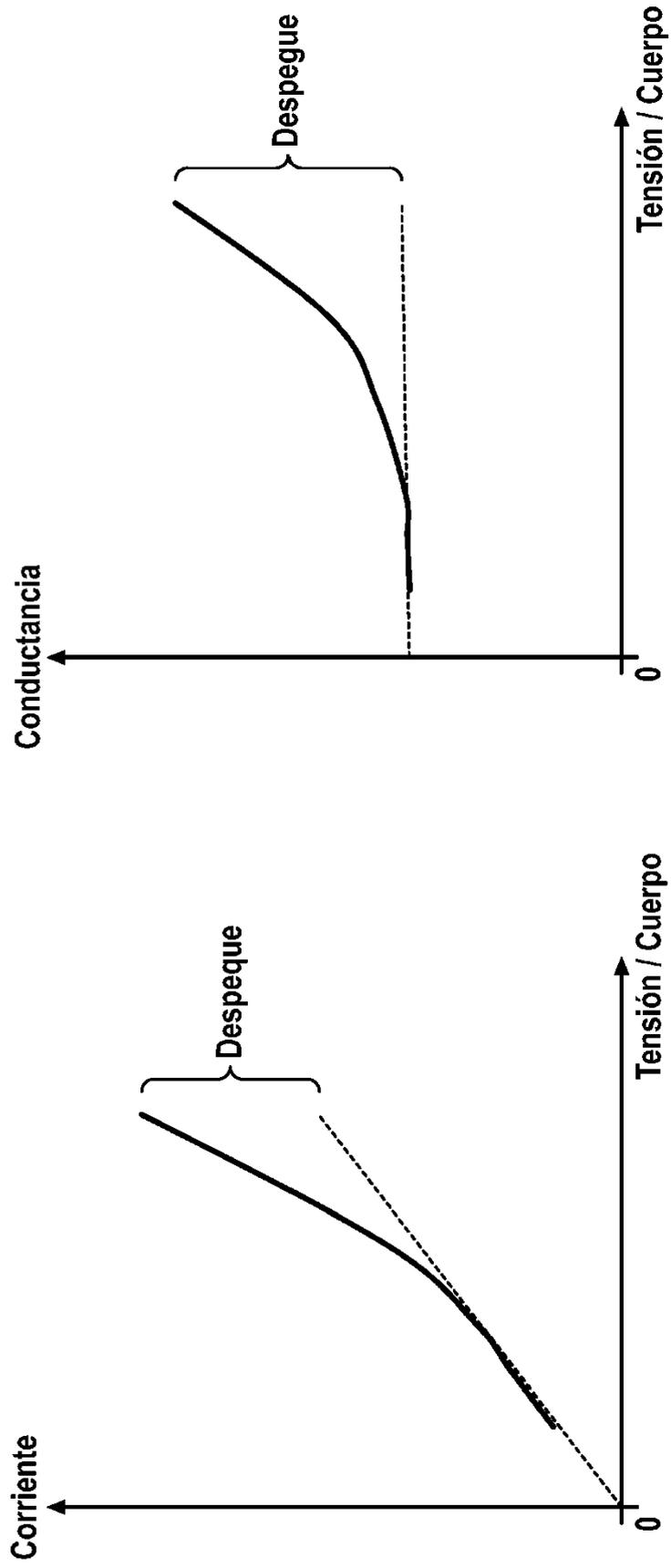


FIG. 2

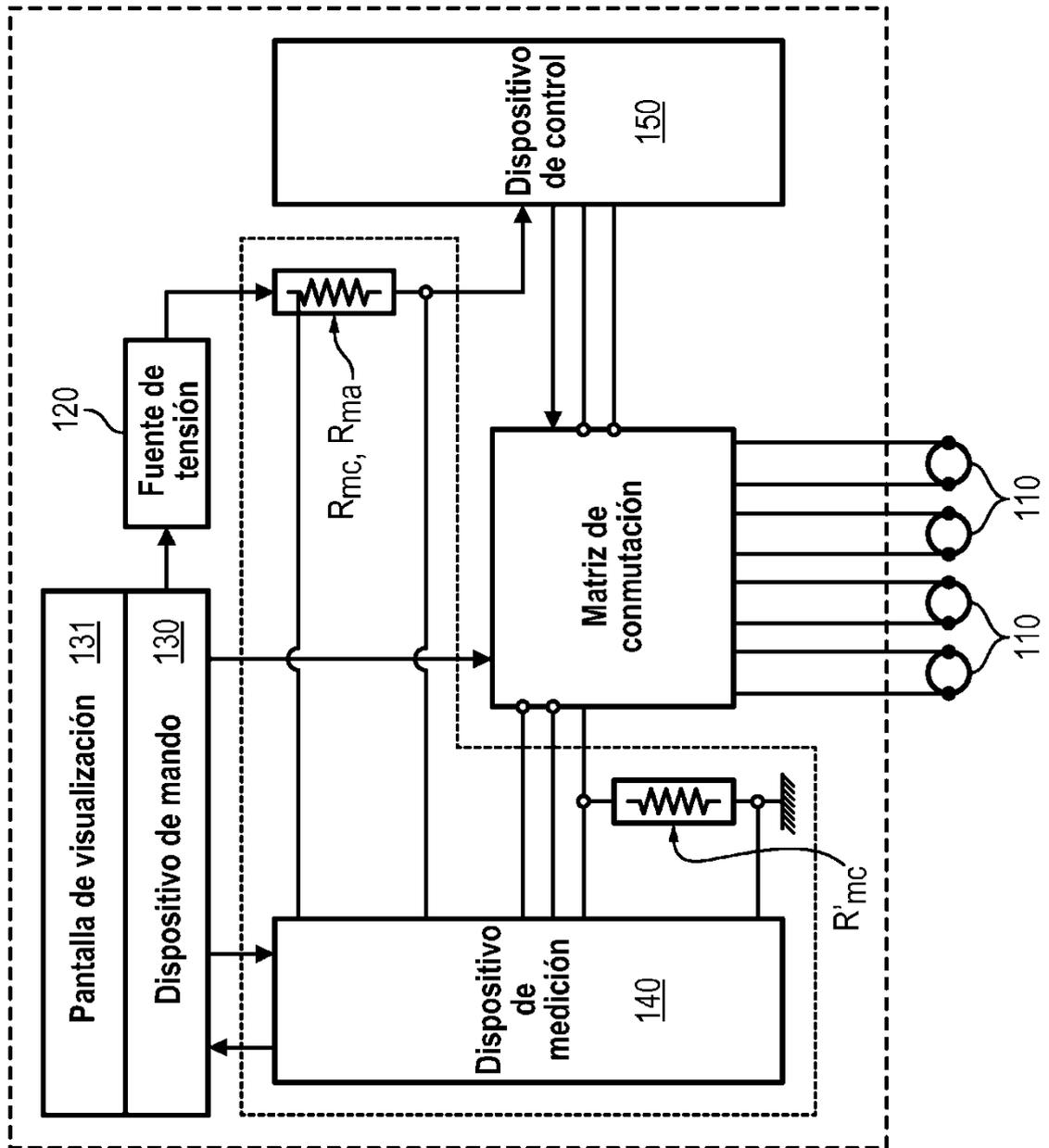


FIG. 3a

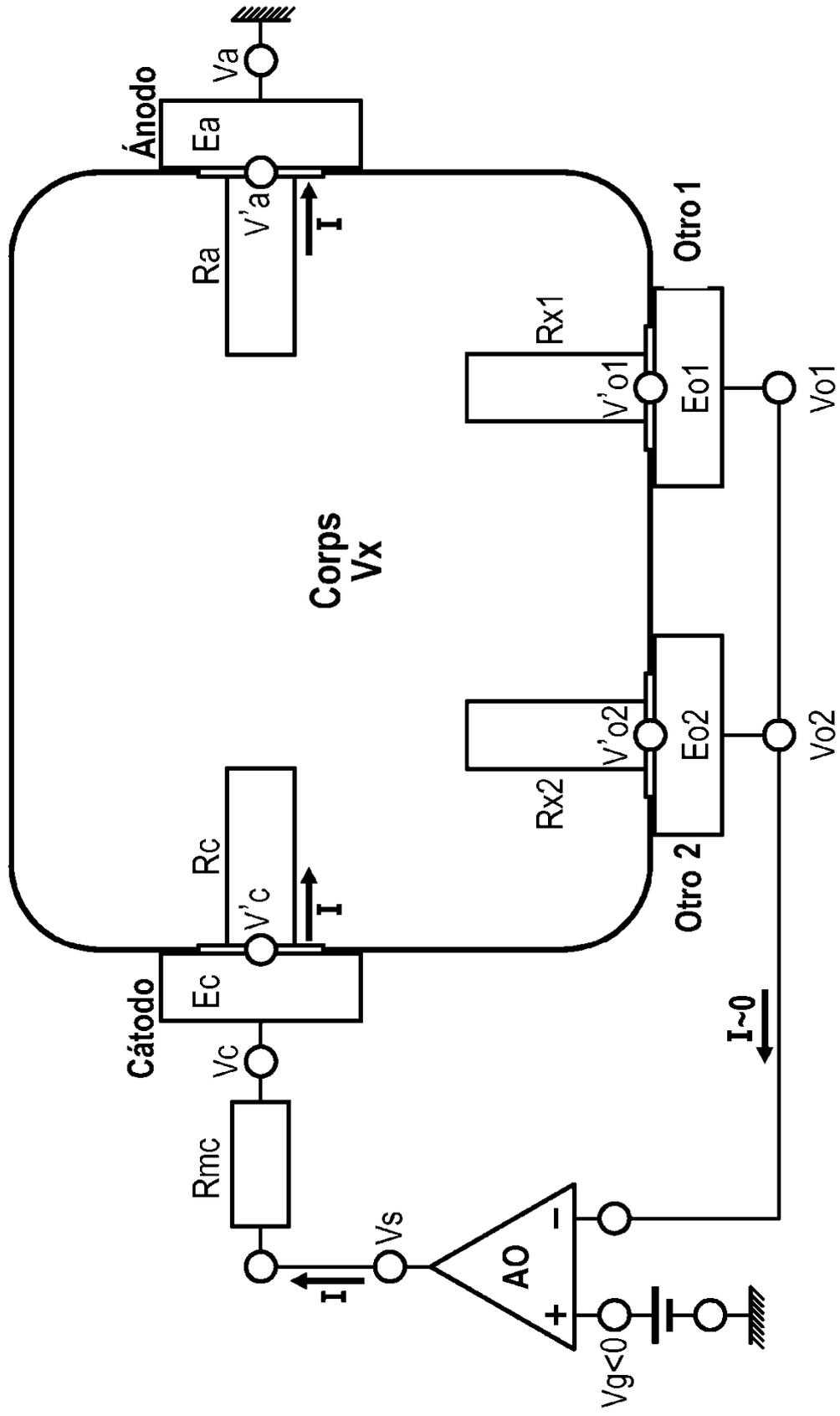
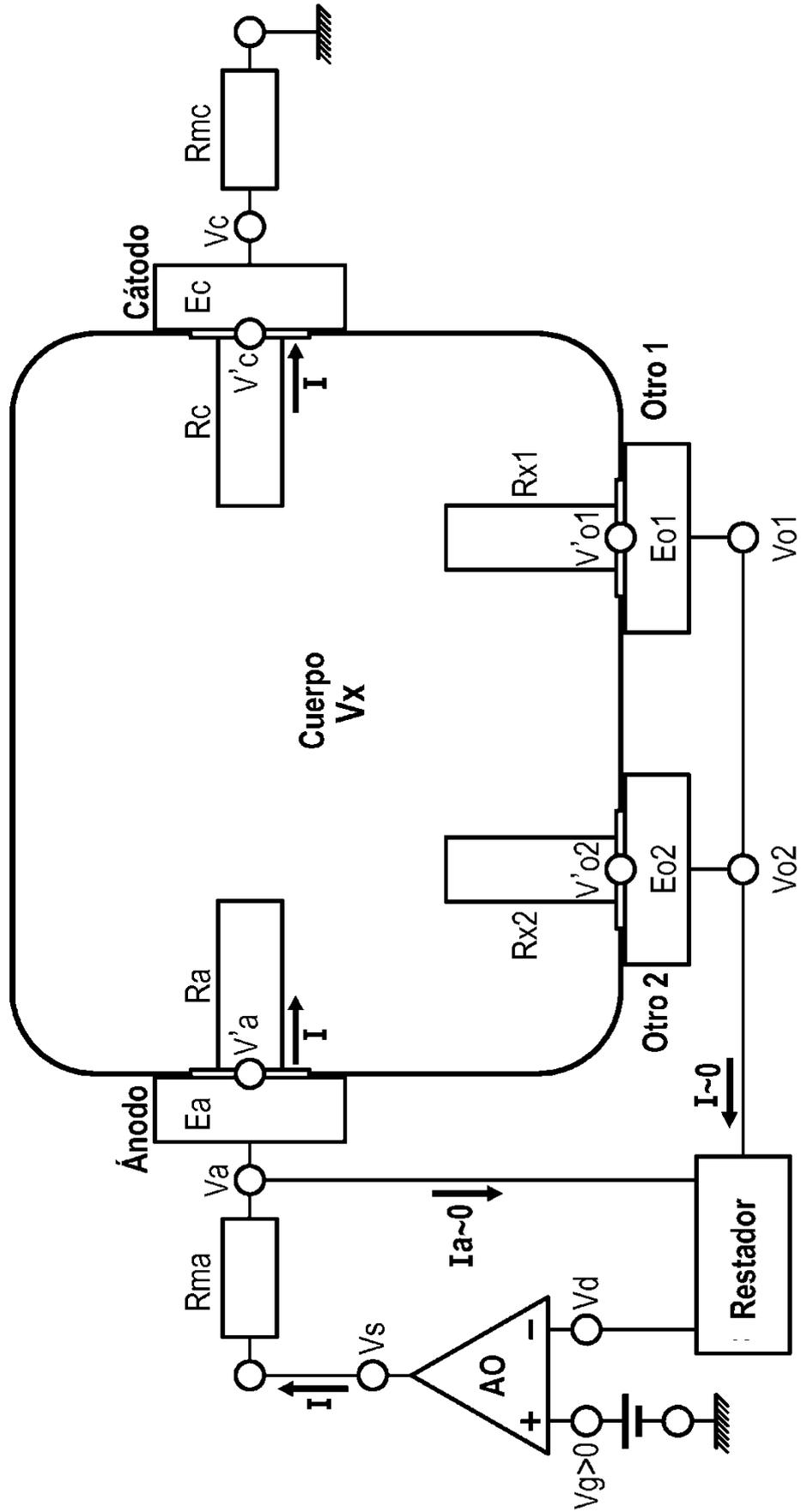
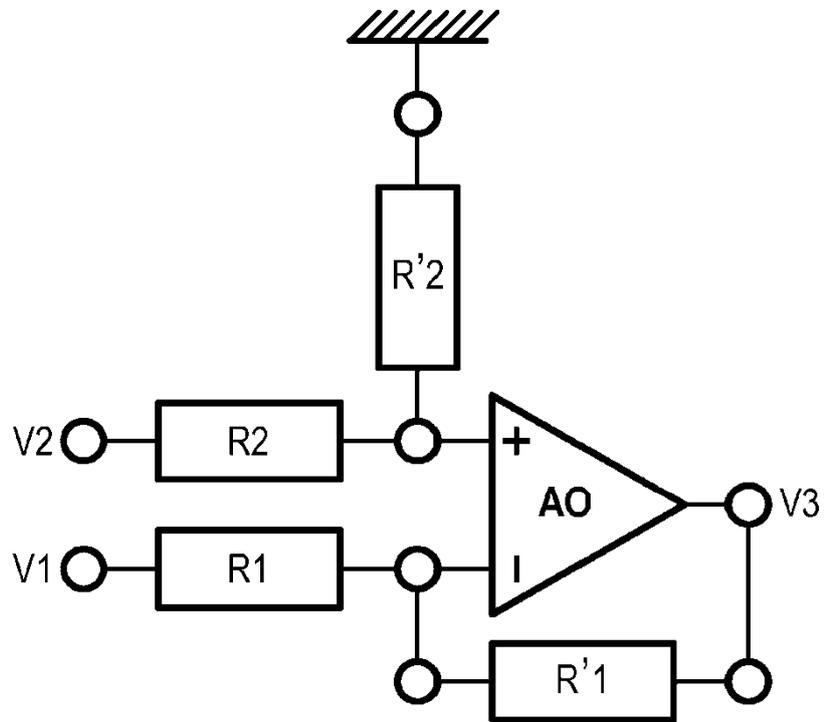


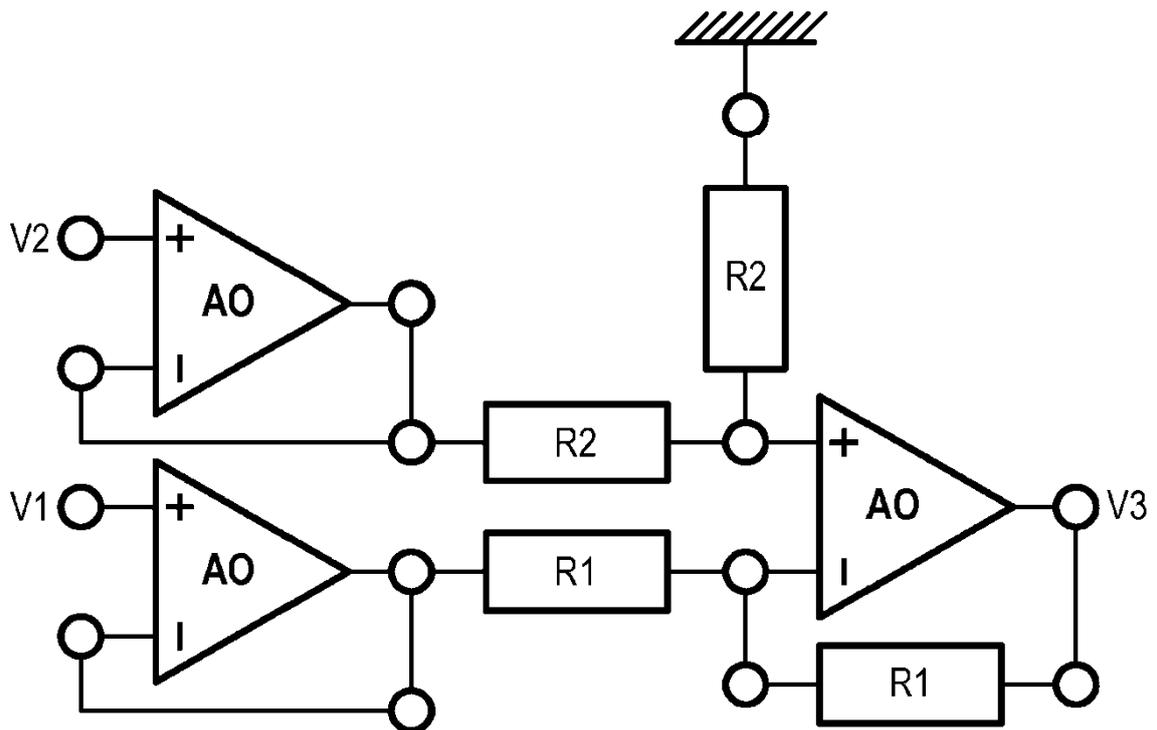
FIG. 3b



**FIG. 4a**



**FIG. 4b**



**FIG. 5**

