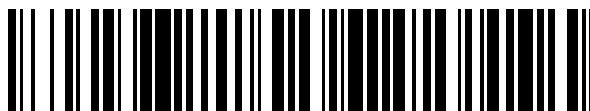


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 947 565**

51 Int. Cl.:

**A61B 5/053** (2011.01)

**A61B 5/00** (2006.01)

**A61B 5/0205** (2006.01)

**A61B 5/024** (2006.01)

12

## TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **17.03.2014** **PCT/EP2014/055304**

87 Fecha y número de publicación internacional: **25.09.2014** **WO14147024**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **17.03.2014** **E 14710565 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **24.05.2023** **EP 2967415**

54 Título: **Aparato y método para medición de actividad electrodérmica con compensación de corriente**

30 Prioridad:

**16.03.2013 US 201361802500 P**

**16.03.2013 US 201361802519 P**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**11.08.2023**

73 Titular/es:

**EMPATICA SRL (100.0%)**

**Via Stendhal 36**

**20144 Milano (MI), IT**

72 Inventor/es:

**TOGNETTI, SIMONE;**

**CENCI, IVAN;**

**RESNATI, DANIELE;**

**GARBARINO, MAURIZIO y**

**LAI, MATTEO**

74 Agente/Representante:

**LINAGE GONZÁLEZ, Rafael**

ES 2 947 565 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

Aparato y método para medición de actividad electrodérmica con compensación de corriente

## 5 Antecedentes

Las realizaciones descritas en el presente documento se refieren en general a dispositivos, sistemas y métodos para medir la actividad electrodérmica y, en particular, a dispositivos y métodos llevables para medir la actividad electrodérmica de la piel de un usuario.

La piel humana está compuesta por diferentes capas de tejido. Estas capas de tejido realizan varias funciones, por ejemplo, formar una interfaz entre las partes internas y externas del cuerpo, sirven como mecanismo de protección, tienen una función termorreguladora y permiten el intercambio de fluidos a través de la piel. La piel humana también incluye glándulas sudoríparas que producen sudor. El sudor incluye varios electrolitos que permiten que la corriente pase a través de la piel. Por ejemplo, si se disponen sobre la piel dos electrodos capaces de producir iones libres tales como, por ejemplo, electrodos de plata (Ag), los iones libres pueden comunicarse electrónicamente entre los dos electrodos a través de la piel.

La conductancia de la piel, que generalmente se conoce como actividad electrodérmica, es extremadamente baja y generalmente se mide en siemens (S). La conductancia de la piel depende del grosor del estrato córneo. La capa interna de la piel crea una barrera potencial que cambia de tamaño y permite que la corriente fluya de manera más o menos restringida en el estrato córneo. Cuanto más delgado es el estrato córneo, mayor es la conductancia. Por ejemplo, la conductancia de la piel en las puntas de los dedos puede estar en el rango de alrededor de 0,5  $\mu$ S a alrededor de 50  $\mu$ S, y la conductancia de la piel en la muñeca puede estar en el rango de alrededor de 0,05  $\mu$ S a alrededor de 80  $\mu$ S. Estas variaciones pueden depender de muchos factores, incluida la fisiología de un individuo, la temperatura, la estructura de la piel y la actividad del sistema nervioso autónomo (SNA).

La señal de actividad electrodérmica generalmente incluye dos señales intercaladas; el nivel tónico y el nivel fásico. El nivel tónico (también denominado en el presente documento "conductancia de nivel tónico") es la conductancia de la piel en ausencia de cualquier estímulo externo o ambiental, cambia lentamente (es decir, baja frecuencia) y es causado por los factores fisiológicos humanos como se describe en el presente documento. El nivel tónico puede tener un rango de aproximadamente 0,05  $\mu$ S a aproximadamente 50  $\mu$ S en la muñeca de un usuario.

El nivel fásico (también denominado en el presente documento "conductancia de nivel fásico") se asocia típicamente con eventos a corto plazo y ocurre en presencia de estímulos ambientales discretos como, por ejemplo, la vista, el oído, el olfato y los procesos cognitivos que preceden a un evento, como la anticipación, la toma de decisiones, etc. Los cambios fásicos suelen aparecer como aumentos abruptos en la conductancia de la piel o "picos" en la conductancia de la piel.

Los sistemas y dispositivos también se pueden usar para medir la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC) a través de la piel o en la sangre debajo de la piel del usuario. La VFC se define como las variaciones de latido a latido en la frecuencia cardíaca. Cuanto mayores sean las alteraciones, mayor será la VFC. La VFC es un predictor conocido de mortalidad por infarto de miocardio y otras condiciones patológicas también pueden estar asociadas con la VFC modificada (generalmente más baja), incluida la insuficiencia cardíaca congestiva, la neuropatía diabética, la depresión posterior al trasplante cardíaco, la susceptibilidad al síndrome de muerte súbita del lactante (SMSL), y baja supervivencia en bebés prematuros. La VFC también está relacionado con la excitación emocional. Se ha descubierto que la VFC disminuye durante condiciones de presión de tiempo aguda y sobrecarga emocional, niveles elevados de ansiedad o en personas que informan de una mayor frecuencia y duración de la preocupación diaria.

La VFC incluye dos componentes principales: arritmia sinusal respiratoria (ASR), que también se conoce como oscilaciones de alta frecuencia (AF) y oscilaciones de baja frecuencia (LF). Las oscilaciones de alta frecuencia están asociadas con la respiración y hacen el seguimiento de la frecuencia respiratoria en un rango de frecuencias, y las oscilaciones de baja frecuencia están asociadas con las ondas de Mayer (ondas de Traube-Hering-Mayer) de la presión arterial. La energía total contenida por estas bandas espectrales en combinación con la forma en que se les asigna la energía da una indicación del patrón de regulación de la frecuencia cardíaca dado por el sistema nervioso central y una indicación del estado de salud mental y física.

Sin embargo, los métodos conocidos para analizar los datos de los latidos cardíacos para determinar la VFC y el estado psicofísico de una persona a menudo no logran determinar un verdadero estado mental y físico de la persona. Algunos métodos de análisis espectral de VFC conocidos usan enfoques no paramétricos (por ejemplo, transformadas rápidas de Fourier) o enfoques paramétricos. Estas estrategias se basan en la aproximación de que el tacograma se "muestrea" a una frecuencia constante. Dichos métodos conocidos son susceptibles de perder datos de latidos o de una alta variabilidad en los datos de latidos cardíacos. Además, una alta actividad también puede dar lugar a una gran variabilidad en los datos de los latidos cardíacos que no pueden analizarse adecuadamente mediante métodos conocidos.

Por tanto, existe la necesidad de nuevos sistemas, dispositivos y métodos que puedan medir la conductancia de la piel con alta fiabilidad, repetibilidad y que no sufran electrólisis. Además, también existe la necesidad de nuevos métodos para analizar los datos de los latidos cardíacos y determinar el bienestar humano a través de la variabilidad de la frecuencia cardíaca.

Los documentos EP 2131731 y US 3556083 divulgan un aparato para monitorizar la piel.

## Sumario

Las realizaciones descritas en el presente documento se refieren en general a dispositivos, sistemas y métodos para medir la actividad electrodérmica y, en particular, a dispositivos llevables y métodos para medir la actividad electrodérmica de la piel de un usuario y se definen en las reivindicaciones adjuntas.

## Breve descripción de los dibujos

La figura 1A es un corte transversal de la piel de un ser humano con el estrato córneo de la piel en un primer grosor y que tiene una primera conductancia.

La figura 1B es un corte transversal de la piel que muestra el estrato córneo con un segundo grosor y con una segunda conductancia.

La figura 2A es un gráfico de una señal de actividad electrodérmica medida en la piel que incluye la conductancia de nivel tónico y la conductancia de nivel fásico.

La figura 2B es un gráfico de una señal de actividad electrodérmica típica que varía de valores bajos a altos.

La figura 3 muestra un diagrama de bloques esquemático de un aparato para medir la actividad electrodérmica, de acuerdo con una realización.

La figura 4 muestra una vista en perspectiva desde abajo de un dispositivo llevable para medir la actividad electrodérmica, de acuerdo con una realización.

La figura 5 muestra una vista lateral en corte transversal del dispositivo llevable de la figura 3 tomada a lo largo de la línea 5-5 mostrada en la figura 4.

La figura 6 muestra un diagrama de circuito de un módulo de procesamiento incluido en el dispositivo llevable de la figura 3 que se puede usar para la compensación de corriente y la inversión de polaridad.

La figura 7 muestra un diagrama esquemático general de un módulo de procesamiento incluido en el dispositivo llevable de la figura 3.

La figura 8 es un gráfico que muestra el rendimiento de detección de actividad electrodérmica del sensor llevable que incluye un nivel de conductancia real, un voltaje de salida  $V_{\text{SALIDA}}$  y un voltaje de compensación  $V_{\text{DAC}}$ .

La figura 9 muestra un método para medir la actividad electrodérmica, de acuerdo con una realización.

La figura 10 muestra una vista en perspectiva inferior de un dispositivo llevable que incluye un sensor de actividad electrodérmica y un sensor de latidos cardíacos, de acuerdo con una realización.

La figura 11 muestra una vista lateral en corte transversal del dispositivo llevable de la figura 10 tomada a lo largo de la línea 11-11 mostrada en la figura 10.

La figura 12 muestra un método para determinar el bienestar humano usando la variabilidad de la frecuencia cardíaca medida por un sensor de actividad llevable, de acuerdo con una realización.

La figura 13 muestra una serie temporal de intervalo entre latidos (IBI).

La figura 14 muestra una representación visual de un filtro de selección de un paso para retirar artefactos medidos en un intervalo entre latidos (IBI) del latido cardíaco.

La figura 15 muestra una representación visual de un filtro de selección de dos pasos para eliminar artefactos medidos en un IBI de latido cardíaco.

## Descripción detallada

Las realizaciones descritas en el presente documento se refieren en general a dispositivos, sistemas y métodos para medir la actividad electrodérmica y, en particular, a dispositivos llevables y métodos para medir la actividad electrodérmica de la piel de un usuario. La medición de las dos conductancias de frecuencia diferentes que definen la actividad electrodérmica de un ser humano puede ser un desafío. El nivel tónico tiene un amplio rango que puede ser difícil de abarcar con los monitores de actividad electrodérmica convencionales. Además, el nivel fásico cambia rápidamente y puede ser difícil de resolver con monitores de actividad electrodérmica convencionales.

Los electrodos usados para la detección electrodérmica también pueden sufrir electrólisis en la piel. A medida que la corriente fluye a través de la piel, el electrodo (p. ej., un electrodo de Ag) puede perder iones metálicos que pueden depositarse en la piel. Esto puede conducir a la corrosión del electrodo y también a la irritación de la piel debido a los iones metálicos.

Los sensores de actividad electrodérmica convencionales pueden ser sensores de corriente continua o sensores de corriente alterna. Los sensores de actividad electrodérmica basados en corriente continua generalmente dan un buen rendimiento al medir tanto la conductancia de nivel tónico como la conductancia de nivel fásico, pero pueden sufrir electrólisis. Por el contrario, los sensores de actividad electrodérmica basados en corriente alterna dan un buen rendimiento en la medición de la conductancia de nivel tónico y tienen poca o ninguna electrólisis, pero demuestran un bajo rendimiento en la medición de la conductancia de nivel fásico.

Las realizaciones de los sistemas, dispositivos y métodos descritos en el presente documento proporcionan un mecanismo de compensación para medir de forma fiable el nivel tónico y los niveles fásicos de la conductancia de la piel. Los sistemas, dispositivos y métodos de medición de la actividad electrodérmica descritos en el presente documento dan varias ventajas sobre los sensores de actividad electrodérmica convencionales que incluyen, por ejemplo: (1) la capacidad de medir la actividad electrodérmica en un amplio rango que cubre todo el rango de conductancias esperadas de nivel tónico, (2) capacidad de medir conductancias de nivel fásico con alta resolución, (3) reducción de la electrólisis de los electrodos de detección y (4) permitir la medición de la actividad electrodérmica en tiempo real mediante la integración en un dispositivo llevable, por ejemplo, una banda de muñeca.

En algunas realizaciones, un aparato para medir la actividad electrodérmica incluye un primer electrodo en contacto con una primera porción de un estrato córneo de piel y un segundo electrodo en contacto con una segunda porción del estrato córneo. El primer electrodo está en comunicación electrónica con el segundo electrodo a través del estrato córneo. Un módulo de procesamiento está acoplado eléctricamente al primer electrodo y al segundo electrodo. El módulo de procesamiento puede funcionar para (a) desviar el primer electrodo a un primer voltaje V+ y el segundo electrodo a un segundo voltaje V-, (b) medir una corriente que fluye entre el primer electrodo y el segundo electrodo, la corriente correspondiente a la conductancia del estrato córneo, (c) restar una corriente de compensación de la corriente medida, (d) medir una corriente resultante y producir un voltaje de salida amplificado, (e) medir una conductancia del estrato córneo, y (f) ajustar la corriente de compensación para desaturar el voltaje de salida.

En algunas realizaciones, un dispositivo llevable para medir la actividad electrodérmica incluye una carcasa configurada para asociarse de forma extraíble con la piel de un usuario. Un primer electrodo y un segundo electrodo están incluidos en el dispositivo de manera que al menos una porción del primer electrodo y el segundo electrodo están dispuestos fuera de la carcasa. El primer electrodo está configurado para entrar en contacto con una primera porción de un estrato córneo de la piel y el segundo electrodo está configurado para entrar en contacto con una segunda porción del estrato córneo de la piel cuando la carcasa es asociada con el usuario. También se dispone un módulo de procesamiento en la carcasa y se acopla al primer electrodo y al segundo electrodo. El módulo de procesamiento puede funcionar para (a) desviar el primer electrodo a un primer voltaje V+ y el segundo electrodo a un segundo voltaje V-, (b) medir una corriente que fluye entre el primer electrodo y el segundo electrodo, la corriente correspondiente a la conductancia del estrato córneo, (c) restar una corriente de compensación de la corriente medida, (d) medir una corriente resultante y producir un voltaje de salida amplificado, (e) medir una conductancia del estrato córneo, y (f) la corriente de compensación para desaturar el voltaje de salida. También se dispone un módulo de comunicaciones en la carcasa y se acopla al módulo de procesamiento. El módulo de comunicaciones se puede configurar para al menos uno de mostrar una actividad electrodérmica del usuario y comunicar datos de actividad electrodérmica desde el módulo de procesamiento a un dispositivo externo. También se dispone una fuente de alimentación en la carcasa y está configurada para proporcionar potencia eléctrica al módulo de procesamiento y al módulo de comunicaciones. En algunas realizaciones, el dispositivo llevable puede ser una banda de muñeca.

En algunas realizaciones, un método para medir la actividad electrodérmica incluye disponer un primer electrodo y un segundo electrodo en un estrato córneo de un usuario. El primer electrodo está desviado a un primer voltaje y el segundo electrodo está desviado a un segundo voltaje. Se mide un voltaje de salida proporcional a la corriente que fluye a través de la piel. El método transforma el voltaje de salida en un nivel de conductancia y determina si está saturado o no. Si el voltaje de salida está saturado bajo, la corriente de compensación aumenta para cambiar el voltaje de salida de modo que no esté saturado. Si el voltaje de salida está saturado alto, la corriente de compensación se reduce para cambiar el voltaje de salida de modo que no esté saturado. En algunas realizaciones,

la conductancia medida es una conductancia de nivel tónico que tiene un valor en el rango de aproximadamente 0,05  $\mu$ S a aproximadamente 50  $\mu$ S.

Las realizaciones descritas en el presente documento se pueden usar para medir la actividad electrodérmica (es decir, la conductancia que incluye la conductancia de nivel tónico y de nivel fásico) de un estrato córneo de una piel. Como referencia, la figura 1A muestra un corte transversal de la piel de un ser humano. La capa más externa de la piel es el estrato córneo. Debajo del estrato córneo se encuentra el estrato lúcido. Existe una barrera potencial entre el estrato córneo y el estrato lúcido. La conductancia de la piel varía, como muestra la flecha G, desde aproximadamente 100 nS en la superficie superior del estrato córneo hasta aproximadamente 1 mS cerca de la superficie inferior de la piel, que es una superficie sustancialmente de igual potencial. Como se muestra en la figura 1A, el estrato córneo puede tener un primer grosor  $s_1$  medido desde una superficie superior del estrato córneo hasta la barrera de potencial. Cuando un par de electrodos "a-a" se ponen en comunicación electrónica con el estrato córneo de manera que la distancia entre los electrodos es mayor que el primer grosor  $s_1$  del estrato córneo, el estrato córneo puede tener una primera conductancia. Los diversos factores que afectan la conductancia de la piel, por ejemplo, la fisiología de un individuo, la temperatura, la estructura de la piel y la actividad del sistema nervioso autónomo (SNA), lo hacen cambiando el grosor del estrato córneo. El estrato córneo sirve esencialmente como una barrera potencial que cambia de tamaño y grosor. Como se muestra en la figura 1B, el grosor del estrato córneo puede aumentar hasta un segundo grosor  $s_2$  sustancialmente mayor que  $s_1$ . El cambio de grosor también cambia la conductancia del estrato córneo. Cuanto más delgado es el estrato córneo, mayor es la conductancia. Así, el par de electrodos a-a cuando se colocan en comunicación electrónica con el estrato córneo de manera que la distancia entre los electrodos a-a es mayor que el segundo grosor  $s_2$  del estrato córneo, medirá una segunda conductancia menor que la primera conductancia. Por lo tanto, los cambios en la conductancia del estrato córneo se pueden correlacionar directamente con el estado fisiológico de un usuario, por ejemplo, la actividad del SNA.

La figura 2A muestra una medición de actividad electrodérmica de ejemplo que muestra cambios en las conductancias de nivel tónico y de nivel fásico de un ser humano. El nivel tónico se puede caracterizar como "un nivel de conductancia suave subyacente que cambia lentamente. La conductancia de nivel fásico se puede caracterizar como "picos que cambian rápidamente". El nivel de conductancia de nivel tónico puede variar lentamente con el tiempo en un individuo dependiendo de su estado psicológico, hidratación, sequedad de la piel y regulación autónoma. Los cambios tónicos en el nivel de conductancia de la piel ocurren típicamente en un período de decenas de segundos a minutos. Las mediciones de conductancia de nivel fásico se asocian típicamente con eventos a corto plazo y ocurren en presencia de estímulos ambientales discretos (vista, oído, olfato, procesos cognitivos que preceden a un evento, como anticipación, toma de decisiones, etc.). Los cambios fásicos suelen aparecer como aumentos abruptos en la conductancia de la piel o "picos" en la conductancia de la piel. La figura 2B muestra una señal de actividad electrodérmica típica que varía de valores bajos a altos.

En algunas realizaciones, un aparato para medir la actividad electrodérmica incluye un primer electrodo y un segundo electrodo. Con referencia ahora a la figura 3, un aparato 100 para medir la actividad electrodérmica incluye un primer electrodo 110a, un segundo electrodo 110b (denominados colectivamente como "los electrodos 110") y un módulo 130 de procesamiento. El primer electrodo 110a y el segundo electrodo 110b están dispuestos en un estrato córneo EC de la piel de un objetivo, de modo que el primer electrodo 110a y el segundo electrodo 110b están en comunicación electrónica a través del estrato córneo EC y miden la conductancia del estrato córneo EC.

Los electrodos 110 pueden incluir cualquier electrodo adecuado que pueda permitir la comunicación electrónica a través del estrato córneo EC y medir la conductancia del estrato córneo EC. Por ejemplo, el primer electrodo 110a se pone en contacto con una primera porción del estrato córneo EC de la piel, y el segundo electrodo 110b se pone en contacto con una segunda porción del estrato córneo EC, de manera que el primer electrodo 110a está en comunicación electrónica con el segundo electrodo 110b a través del estrato córneo EC. Los electrodos 110 pueden tener cualquier forma adecuada. Por ejemplo, los electrodos 110 pueden ser discos, placas o varillas, un electrodo microfabricado de estado sólido (por ejemplo, del tipo usado en dispositivos MEMS) o un electrodo serigrafado. Los electrodos 110 pueden tener cualquier corte transversal adecuado, por ejemplo, circular, cuadrada, rectangular, elíptica, poligonal o cualquier otro corte transversal adecuado. En algunas realizaciones, al menos una porción de los electrodos 110 se puede aislar con un material aislante, por ejemplo, caucho, TEFLON®, plástico, parileno, dióxido de silicio, nitruro de silicio, cualquier otro material aislante adecuado o una combinación de los mismos. El material aislante puede, por ejemplo, usarse para definir un área activa de los electrodos 110. En algunas realizaciones, los electrodos 110 pueden someterse a un proceso de modificación de la superficie para modificar un área de superficie de los electrodos 110, por ejemplo, para proporcionar un área de superficie mayor. Dichos procesos de modificación de superficies pueden incluir, por ejemplo, grabado (p. ej., grabado en una solución ácida o básica), ciclos de voltaje (p. ej., voltamperometría cíclica), electrodeposición de nanopartículas y/o cualquier otro proceso de modificación de superficie adecuado o combinación de los mismos.

Los electrodos 110 se pueden formar a partir de cualquier material adecuado capaz de comunicación electrónica (es decir, comunicación iónica y eléctrica) a través del estrato córneo. Los materiales adecuados pueden incluir, por ejemplo, plata (Ag), oro, platino, paladio, iridio, carbono, grafito, nanotubos de carbono, grafenos, polímeros conductores, cerámicas, aleaciones, cualquier otro material adecuado o una combinación de los mismos. En algunas realizaciones, los electrodos 110 pueden incluir electrodos de Ag, por ejemplo, placas metálicas

recubiertas con Ag. Los electrodos de Ag pueden disociarse en iones  $\text{Ag}^+$  en la superficie del electrodo, lo que permite la comunicación electrónica a través del estrato córneo. Ag también puede prevenir cualquier daño al estrato córneo y tiene propiedades antibacterianas inherentes que pueden prevenir cualquier crecimiento bacteriano en el estrato córneo en la proximidad de los electrodos 110.

El módulo 130 de procesamiento está acoplado al primer electrodo 110a y al segundo electrodo 110b. El módulo 130 de procesamiento puede funcionar para (a) desviar el primer electrodo a un primer voltaje  $V^+$  y el segundo electrodo a un segundo voltaje  $V^-$ , (b) medir una corriente que fluye entre el primer electrodo y el segundo electrodo, la corriente correspondiente a la conductancia del estrato córneo, (c) restar una corriente de compensación de la corriente medida, (d) medir la corriente resultante y producir un voltaje de salida amplificado, (e) medir la conductancia del estrato córneo, y (f) ajustar la corriente de compensación para desaturar el voltaje de salida.

En algunas realizaciones, el módulo 130 de procesamiento puede incluir un circuito eléctrico (no mostrado) configurado para polarizar el primer electrodo 110a al primer voltaje y el segundo electrodo 110b al segundo voltaje. El circuito eléctrico puede incluir una resistencia y un amplificador, por ejemplo, un amplificador operacional, un amplificador de transimpedancia, un amplificador de voltaje, un amplificador de corriente, un amplificador de transconductancia, cualquier otro amplificador adecuado o una combinación de los mismos. El circuito eléctrico puede configurarse además para medir una conductancia (por ejemplo, la conductancia de nivel tónico y/o la conductancia de nivel fásico del estrato córneo EC) y un voltaje de salida que corresponde a la conductancia del estrato córneo EC.

El módulo 130 de procesamiento incluye un mecanismo de compensación (no mostrado) configurado para comunicar un voltaje de compensación al circuito eléctrico para modificar la corriente de compensación. El mecanismo de compensación se puede configurar para medir de manera óptima la corriente que fluye entre el primer electrodo y el segundo electrodo, correspondiente a la conductancia del estrato córneo. Además, el mecanismo de compensación está configurado para ajustar la corriente de compensación si el voltaje de salida alcanza un valor de saturación, por ejemplo, una saturación alta o una saturación baja. Además, el mecanismo de compensación puede configurarse para ajustar la corriente de compensación si la conductancia del estrato córneo EC es demasiado baja. Por ejemplo, el mecanismo de compensación puede configurarse para aumentar la corriente de compensación si el voltaje de salida alcanza un valor de saturación o disminuir la corriente de compensación si la conductancia del estrato córneo es demasiado baja. De esta manera, el mecanismo de compensación puede servir como mecanismo de retroalimentación de voltaje para mantener el voltaje de salida en un valor óptimo.

En algunas realizaciones, el módulo 130 de procesamiento puede incluir un circuito de filtrado, por ejemplo, un filtro de paso bajo, un filtro de paso alto, un filtro de paso de banda, cualquier otro circuito de filtrado adecuado, o una combinación de los mismos, configurado para reducir sustancialmente el ruido de la señal. En algunas realizaciones, el módulo 130 de procesamiento puede incluir un procesador, por ejemplo, un microcontrolador, un microprocesador, un chip ASIC, un chip ARM o un controlador lógico programable (PLC). El procesador puede incluir algoritmos de procesamiento de señales, por ejemplo, filtros de paso de banda y/o cualquier otro algoritmo de procesamiento de señales o combinación de los mismos. En algunas realizaciones, el módulo 130 de procesamiento puede incluir una memoria configurada para almacenar al menos uno de los datos de actividad electrodérmica, o datos de estado fisiológico, por ejemplo, datos de actividad de SNA. En algunas realizaciones, la memoria también se puede configurar para almacenar una firma de referencia, por ejemplo, una ecuación de calibración. En tales realizaciones, el procesador puede incluir algoritmos que pueden configurarse para correlacionar los datos de actividad electrodérmica medidos con una actividad de SNA o cualquier otro parámetro de estado fisiológico del usuario. La memoria también puede incluir algoritmos para maximizar la relación señal/ruido de la señal de actividad electrodérmica. En algunas realizaciones, el módulo 130 de procesamiento también puede incluir un generador de señales de reloj acoplado al procesador. En algunas realizaciones, el módulo 130 de procesamiento también puede incluir un chip RFID o bluetooth configurado para almacenar o enviar información en tiempo real, por ejemplo, los datos de actividad electrodérmica, y permitir que un dispositivo de comunicación de campo cercano (NFC) lea la información almacenada.

En algunas realizaciones, el módulo 130 de procesamiento puede configurarse para medir un valor de conductancia compensado del que se elimina una conductancia de nivel tónico. En algunas realizaciones, el módulo 130 de procesamiento puede configurarse para invertir una polaridad de al menos uno del primer electrodo 110 y el segundo electrodo 110b después de un período de tiempo predeterminado para reducir sustancialmente la electrólisis. Por ejemplo, invertir la pluralidad puede obligar a que los iones disueltos de los electrodos 110, por ejemplo, los iones  $\text{Ag}^+$ , sean reabsorbidos en los electrodos 110. Esto puede reducir la suciedad de los electrodos 110, aumentar la vida útil y/o prevenir la irritación de la piel. En algunas realizaciones, el módulo de procesamiento se puede configurar para permitir un ajuste de la corriente de compensación que se sustrae de la corriente que fluye entre los electrodos antes de que se amplifique la corriente. Por ejemplo, el módulo 130 de procesamiento puede configurarse para permitir una sintonización de la corriente correspondiente a la conductancia del estrato córneo EC en el rango de aproximadamente  $-1 \mu\text{A}$  a aproximadamente  $1 \mu\text{A}$ . El aparato 100 puede configurarse para medir una conductancia de un estrato córneo EC de cualquier porción de la piel del usuario, por ejemplo, la piel de la muñeca de un usuario. En tales realizaciones, el módulo 130 de procesamiento puede configurarse para

medir una conductancia de nivel tónico del estrato córneo EC de la muñeca en el rango de aproximadamente 0,05  $\mu\text{S}$  a aproximadamente 80  $\mu\text{S}$ . En algunas realizaciones, el aparato 100 puede configurarse para medir una conductancia de un estrato córneo de un dedo de un usuario. En tales realizaciones, el módulo 130 de procesamiento puede configurarse para medir una conductancia de nivel tónico del estrato córneo EC del dedo en el rango de aproximadamente 0,5  $\mu\text{S}$  a aproximadamente 50  $\mu\text{S}$ . En algunas realizaciones, el módulo 130 de procesamiento puede configurarse para medir una conductancia de nivel fásico de hasta aproximadamente 5 mS. En algunas realizaciones, el aparato 100 puede configurarse para medir la conductancia del estrato córneo con una resolución de 0,0001  $\mu\text{S}$ .

En algunas realizaciones, el aparato 100 también puede incluir un módulo de comunicaciones (no mostrado) acoplado al módulo 130 de procesamiento. El módulo de comunicaciones se puede configurar para mostrar una actividad electrodérmica del usuario o comunicar datos de actividad electrodérmica desde el módulo 130 de procesamiento a un dispositivo externo, por ejemplo, una aplicación de teléfono inteligente, un ordenador local y/o un servidor remoto. En algunas realizaciones, el módulo de comunicaciones incluye una interfaz de comunicación para proporcionar comunicación por cable con el dispositivo externo, por ejemplo, una interfaz USB, USB 2.0 o firewire (IEEE 1394). En algunas realizaciones, la interfaz de comunicación también se puede usar para recargar una fuente de alimentación (no mostrada), por ejemplo, una batería recargable que se puede incluir en el aparato 100. La fuente de alimentación puede incluir, por ejemplo, pilas de botón, baterías de ion de litio o níquel-cadmio del tipo usado en los teléfonos móviles. En algunas realizaciones, el módulo de comunicaciones puede incluir medios para la comunicación inalámbrica con el dispositivo externo, por ejemplo, Wi-Fi, BLUETOOTH®, BLUETOOTH® de baja potencia, Wi-Fi, Zigbee y similares.

En algunas realizaciones, el módulo de comunicaciones puede incluir una pantalla, por ejemplo, un visualizador de pantalla táctil, configurada para comunicar información al usuario, por ejemplo, actividad electrodérmica, actividad de SNA, actividad fisiológica de uso, duración restante de la batería, estado de conectividad inalámbrica, tiempo, fecha y/o recordatorios de usuario. En algunas realizaciones, el módulo de comunicaciones también puede incluir micrófonos y/o mecanismos de vibración para transmitir alertas de audio y táctiles. En algunas realizaciones, el módulo de comunicaciones puede incluir una interfaz de entrada de usuario, por ejemplo, un botón, un conmutador, un teclado alfanumérico y/o una pantalla táctil, por ejemplo, para permitir que un usuario introduzca información en el sistema 100 de medición de dosis, por ejemplo, encender el sistema, apagar el sistema, restablecer el sistema, introducir manualmente detalles del comportamiento de un usuario, introducir manualmente detalles del uso del aparato 100 y/o iniciar manualmente la comunicación entre el aparato 100 y un dispositivo remoto.

En algunas realizaciones, el aparato también puede incluir varios sensores fisiológicos, por ejemplo, un sensor de latidos cardíacos (por ejemplo, un sensor de fotopletismografía), un acelerómetro, un sensor de temperatura, sensores de oxígeno en sangre, un sensor de glucosa, un barómetro, un giroscopio, cualquier otro sensor fisiológico o combinación de los mismos. En tales realizaciones, el módulo 130 de procesamiento puede configurarse para procesar señales de cada sensor para determinar un estado fisiológico del usuario. En algunas realizaciones, el procesamiento de datos de la señal recibida de cada sensor se puede realizar en un dispositivo externo, por ejemplo, un teléfono inteligente, una tableta, un ordenador personal o un servidor remoto. Además, el módulo de comunicaciones se puede configurar para comunicar los datos fisiológicos de cada uno de los sensores al usuario, por ejemplo, a través de un visualizador incluido en el aparato o el dispositivo externo. Dichos datos fisiológicos pueden incluir, por ejemplo, actividad electrodérmica (p. ej., conductancia de la piel), frecuencia cardíaca, variabilidad de la frecuencia cardíaca, equivalente metabólico de la tarea (MET), nivel de estrés, nivel de relajación, nivel de movimiento o actividad, temperatura, flujo de calor y/o actividad del SNA (por ejemplo, una emoción o excitación).

En algunas realizaciones, el aparato puede incluir una carcasa (no mostrada) que puede configurarse para asociarse de forma extraíble con el estrato córneo EC del usuario. La carcasa puede definir un volumen interno dentro del cual se pueden disponer los electrodos 110, el módulo 130 de procesamiento, el módulo de comunicaciones y la fuente de alimentación y/o cualquier otro componente incluido en el aparato 100. Al menos una porción del primer electrodo 110a y el segundo electrodo 110b pueden disponerse fuera de la carcasa. Los electrodos 110 pueden configurarse de modo que el primer electrodo 110a entre en contacto con una primera porción del estrato córneo EC y el segundo electrodo 110b entre en contacto con una segunda porción del estrato córneo EC cuando la carcasa esté asociada con la piel del usuario.

La carcasa se puede formar a partir de un material que sea relativamente ligero y flexible, pero resistente. La carcasa también se puede formar a partir de una combinación de materiales para proporcionar porciones específicas que sean rígidas y porciones específicas que sean flexibles. Los materiales de ejemplo incluyen materiales de plástico y caucho, como poliestireno, polibuteno, carbonato, cauchos de uretano, cauchos de buteno, silicona y otros materiales comparables y mezclas de los mismos, o puede usarse una combinación de estos materiales o cualquier otro material adecuado. La carcasa puede tener una superficie relativamente lisa, lados curvos y/o una forma ergonómica.

En algunas realizaciones, el aparato 100 puede tener un factor de forma pequeño, de manera que el aparato 100

es llevable (es decir, se puede llevar en una parte del cuerpo de un usuario). Por ejemplo, en algunas realizaciones, el aparato 100 puede ser una banda de muñeca. En tales realizaciones, una correa flexible, por ejemplo, una correa de cuero, una correa de caucho, una correa de fibra o una correa de metal, puede acoplarse a la carcasa y configurarse para asegurar la carcasa a la parte del cuerpo del usuario. Además, la carcasa puede tener un factor de forma pequeño. En algunas realizaciones, la correa puede ser hueca de manera que la correa defina un volumen interno. En tal realización, cualquiera de los sensores incluidos en el aparato 100, por ejemplo, los electrodos 110 configurados para medir la actividad electrodérmica, pueden disponerse en el volumen interno definido por la correa. Al menos una porción de los electrodos 110 puede disponerse fuera de la carcasa para entrar en contacto con el estrato córneo EC de la piel del usuario. En algunas realizaciones, el aparato 100 puede ser una banda para la cabeza, una banda para el brazo, una banda para el pie, una banda para el tobillo o un anillo. En algunas realizaciones, el aparato 110 puede ser un guante configurado para ser usado en la mano del usuario.

En uso, el aparato 100 se dispone sobre la piel de un usuario de manera que el primer electrodo 110a entra en contacto con una primera porción del estrato córneo EC de la piel (por ejemplo, la piel de la muñeca del usuario), y el segundo electrodo 110b entra en contacto con una segunda porción del estrato córneo EC. El módulo 130 de procesamiento desvía el primer electrodo a un primer voltaje y el segundo electrodo a un segundo voltaje diferente del primer voltaje, y mide la corriente de la piel que fluye a través del estrato córneo. Se resta una corriente de compensación de la corriente de la piel para obtener una corriente de entrada. La corriente de compensación se establece mediante un voltaje de compensación, por ejemplo, un voltaje de compensación proporcionado por el mecanismo de compensación. El módulo 130 de procesamiento transforma la corriente de entrada para medir un voltaje de salida y una conductancia del estrato córneo EC (por ejemplo, derivada del voltaje de salida). El módulo 130 de procesamiento determina si el voltaje de salida está saturado o no saturado. Si el voltaje de salida está saturado, por ejemplo, saturado alto o saturado bajo, el módulo 130 de procesamiento ajusta la corriente de compensación (por ejemplo, ajustando el voltaje de compensación) para desaturar el voltaje de salida. El aparato 100 se puede configurar para realizar mediciones en tiempo real de la actividad electrodérmica y/o cualquier otro parámetro fisiológico de manera que se pueda determinar el estado fisiológico del usuario. Esta información se puede usar para generar un perfil fisiológico del usuario durante un período de tiempo.

En algunas realizaciones, un aparato para medir la actividad electrodérmica puede incluir un dispositivo llevable configurado para ser llevado en la muñeca de un usuario. Con referencia ahora a las figuras 4 a 7, un dispositivo llevable 200 para medir la actividad electrodérmica incluye una carcasa 202, una primera correa 206a y una segunda correa 206b, un primer electrodo 210a, un segundo electrodo 210b (denominados colectivamente "electrodos 210"), un módulo 230 de procesamiento, un módulo 250 de comunicaciones y una fuente 270 de alimentación. El dispositivo llevable 200 está configurado para ser usado en la muñeca del usuario, de manera análoga a un reloj y para medir al menos una actividad electrodérmica del estrato córneo de la piel en la muñeca del usuario.

La carcasa 202 define un volumen interno 204 configurado para alojar el módulo 230 de procesamiento, el módulo 250 de comunicaciones y la fuente 270 de alimentación. La carcasa 202 se puede formar a partir de un material que sea relativamente ligero y flexible, pero resistente. La carcasa 202 también se puede formar a partir de una combinación de materiales para proporcionar porciones específicas que sean rígidas y porciones específicas que sean flexibles. Los materiales de ejemplo incluyen materiales de plástico y caucho, como poliestireno, polibuteno, carbonato, cauchos de uretano, cauchos de buteno, silicona y otros materiales comparables y mezclas de los mismos, o puede usarse una combinación de estos materiales o cualquier otro material adecuado. La carcasa 202 puede tener una superficie relativamente lisa, lados curvos y/o una forma ergonómica. Si bien se muestra como una estructura monolítica, en algunas realizaciones, la carcasa 202 puede incluir una base y una cubierta de modo que la base se acople de forma extraíble a la cubierta para definir el volumen interno 204. En tales realizaciones, la base se puede quitar para acceder a los componentes dispuestos en la carcasa 204 (por ejemplo, para reemplazar la fuente 270 de alimentación).

Una primera correa 206a y una segunda correa 206b (denominadas colectivamente "correas 206") están acopladas a un primer lado y un segundo lado de la carcasa 202, respectivamente. Las correas 206 pueden estar formadas por cualquier material adecuado como, por ejemplo, cuero, caucho, fibra, poliuretano o metal. Las correas 206 pueden incluir un mecanismo de acoplamiento, por ejemplo, un agujero y pasador, abrazadera, muescas, ranuras, indentaciones, retenes, imanes, velcro, bandas o cualquier otro mecanismo de acoplamiento adecuado para acoplar las correas 206 entre sí. De esta manera, la correa 206 se puede asegurar de forma extraíble en la muñeca del usuario de manera que los electrodos 210 se puedan asociar con el estrato córneo de la muñeca del usuario. Cada correa 206 define un volumen interno 208 que se acopla a la carcasa 202 a través de una abertura 205 definida en una pared lateral de la carcasa 202. La abertura puede permitir que el módulo 230 de procesamiento se acople eléctricamente a los electrodos 210 a través de acoplamientos eléctricos, por ejemplo, cables eléctricos, que pueden pasar a través de la abertura 205 entre el volumen interno 204 de la carcasa 202 y el volumen interno 208 de la correa 206. Los electrodos 210 están dispuestos en el volumen interno 208 definido por la primera correa 206a de manera que al menos una porción de cada uno de los electrodos 210 está dispuesta fuera del volumen interno. De esta manera, los electrodos 210 están configurados para entrar en contacto con el estrato córneo de la piel del usuario cuando el dispositivo llevable 200 es asociado con la muñeca del usuario.



Los electrodos 210 pueden incluir cualquier electrodo adecuado que pueda permitir la comunicación electrónica a través del estrato córneo y medir la conductancia del estrato córneo. Por ejemplo, el primer electrodo 210a se pone en contacto con una primera porción del estrato córneo de la piel, y el segundo electrodo 210b se pone en contacto con una segunda porción del estrato córneo de la piel, de modo que el primer electrodo 210a está en comunicación electrónica con el segundo electrodo 210b a través del estrato córneo. Los electrodos 210 pueden tener cualquier forma adecuada. Si bien se muestra que tienen al menos una superficie curva, los electrodos 210 pueden tener cualquier forma adecuada. Por ejemplo, los electrodos 210 pueden ser discos, placas o varillas, un electrodo microfabricado de estado sólido (por ejemplo, del tipo usado en dispositivos MEMS), o un electrodo serigrafiado. Los electrodos 210 pueden tener cualquier corte transversal adecuado, por ejemplo, circular, cuadrado, rectangular, elíptico, poligonal o cualquier otro corte transversal adecuado. En algunas realizaciones, al menos una porción de los electrodos 210 se puede aislar con un material aislante, por ejemplo, caucho, TEFLON®, plástico, parileno, dióxido de silicio, nitruro de silicio, cualquier otro material aislante adecuado o una combinación de los mismos. El material aislante puede, por ejemplo, usarse para definir un área activa de los electrodos 210. En algunas realizaciones, los electrodos 210 pueden someterse a un proceso de modificación de la superficie para modificar un área de superficie de los electrodos 210, por ejemplo, para proporcionar un área de superficie mayor. Dichos procesos de modificación de superficies pueden incluir, por ejemplo, grabado (p. ej., grabado en una solución ácida o básica), ciclos de voltaje (p. ej., voltamperometría cíclica), electrodeposición de nanopartículas y/o cualquier otro proceso de modificación de superficie adecuado o combinación de los mismos.

Los electrodos 210 se pueden formar a partir de cualquier material adecuado capaz de comunicación electrónica (es decir, comunicación iónica y eléctrica) a través del estrato córneo. Los materiales adecuados pueden incluir, por ejemplo, plata (Ag), oro, platino, paladio, rodio, iridio, carbono, grafito, nanotubos de carbono, grafenos, polímeros conductores, cerámicas, aleaciones, cualquier otro material adecuado o combinación de los mismos. En algunas realizaciones, los electrodos 210 pueden incluir electrodos de Ag, por ejemplo, placas metálicas recubiertas con Ag. Los electrodos de Ag pueden disociarse en iones  $Ag^+$  en la superficie del electrodo, lo que permite que puedan intercambiar iones con los electrolitos incluidos en el sudor producido en el estrato córneo, lo que permite la comunicación electrónica a través del estrato córneo. Ag también puede prevenir cualquier daño al estrato córneo y tiene propiedades antibacterianas inherentes que pueden prevenir cualquier crecimiento bacteriano en el estrato córneo en la proximidad de los electrodos 210.

El módulo 230 de procesamiento está dispuesto en el volumen interno 204 definido por la carcasa 202. El módulo 230 de procesamiento incluye un circuito eléctrico 232 y un mecanismo 234 de compensación. El circuito eléctrico 232 puede incluir un amplificador A, por ejemplo, un amplificador operacional, un amplificador de transimpedancia, un amplificador de voltaje, un amplificador de corriente, un amplificador de transconductancia, un amplificador de transimpedancia, cualquier otro amplificador adecuado o una combinación de los mismos. El circuito eléctrico 232 también incluye un convertidor de analógico a digital (ADC). El circuito eléctrico 232 puede configurarse para medir y generar el voltaje  $V_{SALIDA}$  y obtener la conductancia del estrato córneo a partir del voltaje de salida  $V_{SALIDA}$  como se describe en el presente documento. El mecanismo 234 de compensación incluye al menos un convertidor de digital a analógico. El mecanismo de compensación está configurado para leer el voltaje de salida  $V_{SALIDA}$  y establecer un voltaje de compensación  $V_{DAC}$  correspondiente a una corriente de compensación  $I_{comp}$  como se describe en el presente documento.

En algunas realizaciones, el módulo 230 de procesamiento también puede configurarse para invertir una polaridad de al menos uno del primer electrodo 210a y el segundo electrodo 210b después de un período de tiempo predeterminado para reducir sustancialmente la electrólisis. Por ejemplo, invertir la pluralidad puede instar a cualquier ion disuelto de los electrodos 210, por ejemplo, iones  $Ag^+$  a reabsorberse en los electrodos 210. Esto puede, por ejemplo, reducir la suciedad de los electrodos 210, aumentar la vida útil y/o prevenir la irritación de la piel.

La figura 6 muestra un diagrama de circuito del módulo 230 de procesamiento que puede usarse para compensación de corriente e inversión de polaridad. Como se muestra en la figura 6, los electrodos 210 pueden estar en contacto con la piel, por ejemplo, el estrato córneo de la piel. El estrato córneo actúa como una resistencia variable dispuesta entre los electrodos 210. La conductancia del estrato córneo cambia a medida que cambia el grosor del estrato córneo, por ejemplo, debido a un cambio en el estado fisiológico del usuario.

La fuente 270 de alimentación se puede usar para proporcionar un voltaje positivo  $V^+$  en un primer nodo 1 y un voltaje negativo  $V^-$  en un tercer nodo 3. En esta configuración, el primer electrodo 210a recibe el voltaje positivo  $V^+$  y el segundo electrodo 210b recibe el voltaje negativo  $V^-$ . Se puede usar un mecanismo de inversión de polaridad, por ejemplo, un conmutador direccional, para desviar el voltaje positivo hacia un segundo nodo 2 y el voltaje negativo hacia un cuarto nodo 4. Como se muestra en la figura 6, esto invierte la polaridad de los electrodos 210, de modo que el primer electrodo 210a ahora está desviado al voltaje negativo  $V^-$  y el segundo electrodo 210b está desviado al voltaje positivo  $V^+$ .

Como se muestra en la figura 6, el convertidor de digital a analógico (DAC) incluido en el mecanismo 234 de compensación está configurado para restar una corriente de compensación  $I_{comp}$  de la entrada al amplificador A. Por lo tanto, la corriente de entrada  $I_{entrada}$  que entra al amplificador A es;

$$I_{\text{entrada}} = I_{\text{piel}} - I_{\text{comp}}$$

El DAC produce un voltaje  $V_{\text{DAC}}$  tal que la corriente de compensación  $I_{\text{comp}} = f(V_{\text{DAC}})$ , donde  $f$  es una función cuasilineal.

El amplificador A se encarga de amplificar la corriente  $I_{\text{entrada}}$  para una ganancia  $G$  dada y transformar la corriente de entrada  $I_{\text{entrada}}$  en el voltaje de salida  $V_{\text{SALIDA}}$ . El voltaje de salida  $V_{\text{SALIDA}}$  se usa para obtener una conductancia del estrato córneo. El módulo 230 de procesamiento también incluye un convertidor de analógico a digital (ADC) configurado para convertir la señal analógica en una señal digital. El ADC puede tener cualquier resolución adecuada, por ejemplo, 10 bits, 12 bits o 16 bits. La ganancia  $G$  del amplificador A puede fijarse y elegirse para cumplir con los requisitos de rango de los niveles de conductancia de la piel, de modo que el voltaje de salida  $V_{\text{SALIDA}}$  después de la ganancia  $G$  sea,

$$V_{\text{SALIDA}} = G(I_{\text{piel}} - f(V_{\text{DAC}}))$$

La figura 7 muestra un esquema general del módulo 230 de procesamiento. La unidad de control UC incluida en el mecanismo 234 de compensación establece un valor del voltaje de compensación  $V_{\text{DAC}}$  y lee el voltaje de salida  $V_{\text{SALIDA}}$  del circuito eléctrico 232. Dado que la ganancia  $G$  del amplificador A es sustancialmente alta para magnificar la señal de conductancia débil obtenida de los electrodos 210,  $V_{\text{SALIDA}}$  tiende a saturarse hacia un valor máximo  $V_{\text{MÁX}}$  o 0. Cuando esto ocurre, la unidad de control UC actúa sobre el voltaje de compensación  $V_{\text{DAC}}$  para desaturar el voltaje de salida  $V_{\text{SALIDA}}$ . Por ejemplo, si la conductancia de la piel continúa aumentando, el voltaje de salida  $V_{\text{SALIDA}}$  se saturará. El mecanismo 234 de compensación puede entonces aumentar la corriente de compensación  $I_{\text{comp}}$  para reducir el voltaje de salida  $V_{\text{SALIDA}}$  a un rango legible.

Este concepto se ilustra adicionalmente en la figura 8. El panel superior de la figura 8 muestra la conductancia en tiempo real del estrato córneo que incluye los niveles tónico y fásico. El panel central muestra el voltaje de salida  $V_{\text{SALIDA}}$  medido por el circuito eléctrico 232, y el panel inferior muestra el voltaje de compensación  $V_{\text{DAC}}$  establecido por la unidad de control UC. Los electrodos 210 pueden inicializarse en un valor inicial del voltaje de compensación  $V_{\text{DAC}}$ . La magnitud del voltaje de salida  $V_{\text{SALIDA}}$  puede medirse mediante el mecanismo 234 de compensación. Tan pronto como aumenta la conductancia y el voltaje de salida  $V_{\text{SALIDA}}$  aumenta y finalmente alcanza su valor de saturación (por ejemplo, alrededor de 3,3 voltios). En este escenario, una cantidad sustancial de corriente fluye a través del estrato córneo. Para evitar la saturación, el mecanismo 234 de compensación puede compensar la corriente aumentando el voltaje de compensación  $V_{\text{DAC}}$ . Esto permite que fluya una corriente más alta desde el amplificador A y, por lo tanto, conduce a la desaturación del voltaje de salida  $V_{\text{SALIDA}}$ . Por otro lado, cuando la conductancia disminuye, el voltaje de salida  $V_{\text{SALIDA}}$  también disminuye hasta que el voltaje de salida  $V_{\text{SALIDA}}$  cae por debajo de un umbral predeterminado, por ejemplo, el circuito eléctrico 232 no puede leer el voltaje de salida  $V_{\text{SALIDA}}$ . En este escenario, el mecanismo 234 de compensación puede disminuir el voltaje de compensación  $V_{\text{DAC}}$ , permitiendo así que fluya más corriente hacia el amplificador A y aumentando la magnitud del voltaje de salida  $V_{\text{SALIDA}}$ . De esta manera, el mecanismo 234 de compensación puede configurarse para establecer dinámicamente el valor de compensación para la conductancia de nivel tónico que se resta del nivel de conductancia real. Por lo tanto, cuando el dispositivo llevable 100 está en un estado estable, el voltaje de compensación  $V_{\text{DAC}}$  es proporcional a la conductancia de nivel tónico actual del usuario. El mecanismo 234 de compensación puede medir el rango completo de conductancias de nivel tónico asociado con el estrato córneo de la muñeca del usuario, por ejemplo, en el rango de aproximadamente 0,05  $\mu\text{S}$  a aproximadamente 80  $\mu\text{S}$ . En algunas realizaciones, el mecanismo de compensación puede permitir un ajuste fino de la corriente en el rango de aproximadamente -1  $\mu\text{A}$  a aproximadamente 1  $\mu\text{A}$ .

Además, el mecanismo 234 de compensación permite la sustracción del nivel tónico de la conductancia en tiempo real de manera que el voltaje de salida  $V_{\text{SALIDA}}$  representa el valor fásico de la actividad electrodérmica. Por lo tanto, la conductancia de nivel fásico se puede medir con alta resolución, por ejemplo, mediante un convertidor de analógico a digital (ADC) incluido en el módulo 230 de procesamiento. En algunas realizaciones, el nivel fásico se puede medir con una resolución de aproximadamente 0,0001  $\mu\text{S}$ .

De esta manera, la compensación de corriente permite aumentar el rango centrándose en una porción dinámica del rango total. El mecanismo 234 de compensación establece dinámicamente la corriente de compensación para adaptarse a la conductancia de nivel tónico mientras que el amplificador A y el ADC observan la conductancia de nivel fásico. La ganancia  $G$  proporcionada por el amplificador A y la alta resolución del ADC permite que la señal se resuelva con alta resolución. Además, el mecanismo de conmutación reduce la electrólisis de los electrodos al permitir la inversión de polaridad de los electrodos a intervalos predeterminados.

Aunque se muestra incluyendo el circuito eléctrico 232 y el mecanismo 234 de compensación, el módulo 230 de procesamiento puede incluir cualquier otro componente. En algunas realizaciones, el módulo 230 de procesamiento puede incluir un circuito de filtrado, por ejemplo, un filtro de paso bajo, un filtro de paso alto, un filtro de paso de banda, cualquier otro circuito de filtrado adecuado, o una combinación de los mismos, configurado para reducir sustancialmente el ruido de la señal. En algunas realizaciones, el módulo 230 de procesamiento puede

incluir un procesador, por ejemplo, un microcontrolador, un microprocesador, un chip ASIC, un chip ARM o un controlador lógico programable (PLC). El procesador puede incluir algoritmos de procesamiento de señales, por ejemplo, filtros de paso de banda, filtros de paso bajo, cualquier otro algoritmo de procesamiento de señales o una combinación de los mismos. En algunas realizaciones, el módulo 230 de procesamiento puede incluir una memoria configurada para almacenar al menos uno de los datos de actividad electrodérmica o datos de estado fisiológico, por ejemplo, datos de actividad de SNA. En algunas realizaciones, la memoria también se puede configurar para almacenar una firma de referencia, por ejemplo, una ecuación de calibración. En tales realizaciones, el procesador puede incluir algoritmos que pueden configurarse para correlacionar los datos de actividad electrodérmica medidos con una actividad de SNA o cualquier otro parámetro de estado fisiológico del usuario. La memoria también puede incluir algoritmos para maximizar la relación señal/ruido de la señal de actividad electrodérmica. En algunas realizaciones, el módulo 230 de procesamiento también puede incluir un generador de señales de reloj acoplado al procesador. En algunas realizaciones, el módulo 230 de procesamiento también puede incluir un chip RFID configurado para almacenar información, por ejemplo, los datos de actividad electrodérmica, y permitir que un dispositivo de comunicación de campo cercano (NFC) lea la información almacenada.

En algunas realizaciones, el módulo 230 de procesamiento puede configurarse para medir un valor de conductancia compensado del que se elimina una conductancia de nivel tónico. En algunas realizaciones, el módulo 230 de procesamiento puede configurarse para permitir una sintonización de la corriente correspondiente a la conductancia del estrato córneo en el rango de aproximadamente  $-1 \mu\text{A}$  a aproximadamente  $1 \mu\text{A}$ . En algunas realizaciones, el módulo 230 de procesamiento puede configurarse para medir una conductancia de nivel tónico del estrato córneo de la muñeca en el rango de aproximadamente  $0,05 \mu\text{S}$  a aproximadamente  $80 \mu\text{S}$ .

El módulo 250 de comunicaciones está acoplado al módulo 230 de procesamiento. El módulo 250 de comunicaciones puede configurarse para mostrar una actividad electrodérmica del usuario o comunicar datos de actividad electrodérmica desde el módulo 230 de procesamiento a un dispositivo externo, por ejemplo, una aplicación de teléfono inteligente, un ordenador local y/o un servidor remoto. En algunas realizaciones, el módulo 250 de comunicaciones incluye una interfaz de comunicación para proporcionar comunicación por cable con el dispositivo externo, por ejemplo, una interfaz USB, USB 2.0 o firewire (IEEE 1394).

En algunas realizaciones, el módulo 250 de comunicaciones puede incluir medios para la comunicación inalámbrica con el dispositivo externo, por ejemplo, Wi-Fi, BLUETOOTH®, BLUETOOTH® de baja potencia, Wi-Fi, Zigbee y similares. En algunas realizaciones, el módulo 250 de comunicaciones puede incluir un visualizador, por ejemplo, un visualizador de pantalla táctil, configurada para comunicar información al usuario, por ejemplo, actividad electrodérmica, actividad de SNA, actividad fisiológica del usuario, duración restante de la batería, estado de conectividad inalámbrica, recordatorios de hora, fecha y/o usuario. En algunas realizaciones, el módulo 250 de comunicaciones también puede incluir micrófonos y/o mecanismos de vibración para transmitir alertas de audio y táctiles. En algunas realizaciones, el módulo 250 de comunicaciones puede incluir una interfaz de entrada de usuario, por ejemplo, un botón, un conmutador, un teclado alfanumérico y/o una pantalla táctil, por ejemplo, para permitir que un usuario introduzca información en el dispositivo llevable 200, por ejemplo, encender el sistema, apagar el sistema, restablecer el sistema, introducir manualmente los detalles del comportamiento de un usuario, introducir manualmente los detalles del uso del dispositivo llevable 200 y/o iniciar manualmente la comunicación entre el dispositivo llevable y el dispositivo externo.

La fuente 270 de alimentación está acoplada al módulo 230 de procesamiento y al módulo 250 de comunicaciones y configurada para suministrar potencia eléctrica al módulo 230 de procesamiento y al módulo 250 de comunicaciones. La fuente de alimentación puede incluir, por ejemplo, pilas de botón, baterías de ion de litio o níquel-cadmio del tipo usado en los teléfonos móviles. En algunas realizaciones, el módulo 250 de comunicaciones también se puede usar para recargar la fuente 270 de alimentación, por ejemplo, suministrando potencia a la fuente 270 de alimentación desde una fuente externa a través de un cable de comunicaciones. En algunas realizaciones, la fuente 270 de alimentación se puede recargar mediante acoplamiento inductivo.

La figura 9 muestra un método 300 de ejemplo para medir la actividad electrodérmica que incluye el nivel tónico y el nivel fásico en un amplio rango, por ejemplo, en el rango de aproximadamente  $0,05 \mu\text{A}$  y  $80 \mu\text{A}$ . El método 300 se puede usar con cualquier sistema de medición de actividad electrodérmica, por ejemplo, el aparato 100, el dispositivo llevable 200 o cualquier otro aparato o dispositivo descrito en el presente documento. El método 300 implica disponer un primer electrodo y un segundo electrodo en el estrato córneo 302. Los electrodos pueden incluir los electrodos 110, 210 o cualquier otro electrodo descrito en el presente documento. El primer electrodo está desviado a un primer voltaje  $V_+$  y el segundo electrodo está desviado a un segundo voltaje  $V_{-304}$ . Por ejemplo, el primer electrodo puede estar cargado positivamente y el segundo electrodo puede estar cargado negativamente o viceversa. Se resta una corriente de compensación  $I_{\text{comp}}$  de una corriente  $I_{\text{piel}}$  que fluye a través del estrato córneo para obtener una corriente de entrada  $I_{\text{entrada}}$  308. Por ejemplo, se puede usar un mecanismo de compensación (por ejemplo, el mecanismo 234 de compensación o cualquier otro mecanismo de compensación descrito en el presente documento) para establecer un voltaje de compensación que se transforma en la corriente de compensación que se restará de la corriente de piel  $I_{\text{piel}}$ . La corriente de entrada  $I_{\text{entrada}}$  se transforma en un voltaje de salida que se mide 310. Por ejemplo, se puede usar un amplificador de transimpedancia (por ejemplo, un amplificador de transimpedancia incluido en el circuito eléctrico 232 o cualquier otro circuito eléctrico descrito en el

presente documento) para transformar la corriente de entrada  $I_{\text{entrada}}$  en el voltaje de salida  $V_{\text{SALIDA}}$ . El voltaje de salida está relacionado con una conductancia del estrato córneo y se usa para medir la conductancia del estrato córneo. Luego, el método determina si el voltaje de salida  $V_{\text{SALIDA}}$  está saturado bajo 312. Por ejemplo, el voltaje de salida  $V_{\text{SALIDA}}$  se puede comunicar a un mecanismo de compensación (por ejemplo, el mecanismo 234 de compensación o cualquier otro mecanismo de compensación descrito en el presente documento) que puede determinar si el voltaje de salida  $V_{\text{SALIDA}}$  está saturado bajo (es decir, alcanzó un valor mínimo). En este escenario, la corriente de compensación  $I_{\text{comp}}$  se incrementa 314 para cambiar el voltaje de salida  $V_{\text{SALIDA}}$  de manera que el voltaje de salida  $V_{\text{SALIDA}}$  no está saturado bajo.

Si el voltaje de salida  $V_{\text{SALIDA}}$  no está saturado bajo, el método determina si el voltaje de salida  $V_{\text{SALIDA}}$  está saturado alto 316, es decir, alcanzó valores muy altos. Por ejemplo, si la conductancia del estrato córneo es demasiado alta, el voltaje de salida  $V_{\text{SALIDA}}$  puede caer a valores muy altos. Si el voltaje de salida  $V_{\text{SALIDA}}$  está saturado alto, la corriente de compensación  $I_{\text{comp}}$  se reduce 318 para cambiar el voltaje de salida  $V_{\text{SALIDA}}$  de modo que el voltaje de salida  $V_{\text{SALIDA}}$  no esté saturado alto. Si el voltaje de salida no está saturado bajo o alto, el método continúa midiendo el voltaje de salida  $V_{\text{SALIDA}}$ . De esta manera, el método permite la monitorización y el control continuos del voltaje de salida  $V_{\text{SALIDA}}$  de modo que la conductancia del estrato córneo se puede medir en un amplio rango.

En algunas realizaciones, un dispositivo llevable puede incluir un sensor de actividad electrodérmica y un sensor de latidos cardíacos. Con referencia ahora a las figuras 10 y 11, un dispositivo llevable 400 incluye una carcasa 402, una primera correa 406a, una segunda correa 406b, un primer electrodo 410a, un segundo electrodo 410b (denominados colectivamente "electrodos 410"), un par de sensores 420 de latidos cardíacos, un módulo 430 de procesamiento, un módulo 450 de comunicaciones y una fuente 470 de alimentación. El dispositivo llevable 400 está configurado para ser usado en la muñeca de un usuario, de manera análoga a un reloj y para medir la actividad electrodérmica de la piel del estrato córneo, así como la variabilidad de los latidos cardíacos del usuario.

La carcasa 402 define un volumen interno 404 configurado para alojar al menos una porción de los sensores 420 de latidos cardíacos, el módulo 430 de procesamiento, el módulo 450 de comunicaciones y la fuente 470 de alimentación. La carcasa 470 puede ser sustancialmente similar a la carcasa 470 descrita con respecto al dispositivo llevable 200 y, por lo tanto, no se describe con más detalle en el presente documento.

La primera correa 406a y la segunda correa 406b (denominadas colectivamente "correas 406") están acopladas a un primer lado y un segundo lado de la carcasa 402 respectivamente. Las correas 406 definen un volumen interno 408. Al menos una porción de los electrodos 410 se puede disponer en el volumen interno 408. Las correas 406 pueden ser sustancialmente similares a las correas 406 descritas con referencia al dispositivo llevable 200 y, por lo tanto, no se describen con más detalle en el presente documento.

Los electrodos 410 pueden incluir cualquier electrodo adecuado que pueda permitir la comunicación electrónica a través del estrato córneo y medir la conductancia del estrato córneo. Los electrodos 410 pueden configurarse para medir una actividad electrodérmica del estrato córneo del usuario. Los electrodos 410 pueden ser sustancialmente similares a los electrodos 210 descritos con respecto al dispositivo llevable 200 y, por lo tanto, no se describen con más detalle en el presente documento.

Los sensores 420 de latidos cardíacos se pueden disponer en el volumen interno definido por la carcasa 402. Los sensores 420 de latidos cardíacos pueden ser cualquier sensor adecuado. En algunas realizaciones, los sensores 420 de latidos cardíacos pueden incluir electrodos como los que se incluyen en los monitores de EKG. En algunas realizaciones, los sensores 420 de latidos cardíacos pueden incluir sensores ópticos. Por ejemplo, los sensores de latidos cardíacos pueden incluir un emisor de luz y un receptor de luz que puede convertir la luz reflejada de la piel o la sangre debajo de la piel en una señal eléctrica correspondiente al latido cardíaco del usuario. En algunas realizaciones, el emisor de luz puede incluir un diodo LED. En algunas realizaciones, el receptor de luz puede incluir un fotodiodo o un fototransistor. La señal eléctrica medida por el detector de luz que corresponde a la luz reflejada por la piel puede comunicarse al módulo 430 de procesamiento para calcular el ritmo cardíaco del usuario. En algunas realizaciones, el dispositivo llevable 400 también puede incluir filtros ópticos, por ejemplo, monocromadores para seleccionar dinámicamente una longitud de onda de la luz reflejada. En algunas realizaciones, los monocromadores pueden ser filtros Fabry-Perot sintonizables.

El módulo 430 de procesamiento está dispuesto en el volumen interno 404 definido por la carcasa 402. El módulo 430 de procesamiento incluye un circuito eléctrico 432 y un mecanismo 434 de compensación. El circuito eléctrico 432 y el mecanismo 434 de compensación pueden ser sustancialmente similares al circuito eléctrico 232 y el mecanismo 234 de compensación descritos con respecto al dispositivo llevable 200 y, por lo tanto, no se describen con más detalle en el presente documento. En algunas realizaciones, el módulo 430 de procesamiento puede incluir un circuito para controlar la potencia eléctrica comunicada al emisor de luz, por ejemplo, para controlar la luminosidad de la luz emitida por el emisor de luz incluido en los sensores 420 de latidos cardíacos.

En algunas realizaciones, el aparato también puede incluir varios sensores fisiológicos, por ejemplo, un sensor de latidos cardíacos (por ejemplo, un sensor de fotopletiografía), un acelerómetro, un sensor de temperatura, sensores de oxígeno en sangre, un sensor de glucosa, cualquier otro sensor fisiológico o combinación del mismo.

En tales realizaciones, el módulo 430 de procesamiento puede configurarse para procesar señales de cada sensor para determinar un estado fisiológico del usuario. En algunas realizaciones, el procesamiento de datos de la señal recibida de cada sensor se puede realizar en un dispositivo externo, por ejemplo, un teléfono inteligente, una tableta, un ordenador personal o un servidor remoto. Además, el módulo de comunicaciones se puede configurar para comunicar los datos fisiológicos de cada uno de los sensores al usuario, por ejemplo, a través de un visualizador incluida en el aparato o el dispositivo externo. Dichos datos fisiológicos pueden incluir, por ejemplo, actividad electrodérmica (p. ej., conductancia de la piel), frecuencia cardíaca, variabilidad de la frecuencia cardíaca, equivalente metabólico de la tarea (MET), nivel de estrés, nivel de relajación, nivel de movimiento o actividad, temperatura, flujo de calor y/o actividad del SNA (por ejemplo, una emoción o excitación).

En algunas realizaciones, el módulo 430 de procesamiento puede incluir algoritmos para determinar un índice de bienestar (WBI) del usuario a partir de los datos de VFC. La figura 12 muestra un método que se puede incorporar en un algoritmo para determinar un WBI del usuario a partir de los datos de variabilidad de la frecuencia cardíaca. En el primer paso, la serie temporal del intervalo entre latidos (IBI) se procesa para identificar y eliminar latidos ectópicos y mal reconocidos. En el siguiente paso, se realiza un análisis espectral de la serie temporal corregida para evaluar la potencia total, la potencia de alta frecuencia y la potencia de baja frecuencia del ritmo cardíaco. En el tercer paso, los valores obtenidos se dan como entrada a la función WBI junto con otros parámetros cardíacos, y en el cuarto paso se determina un WBI del usuario.

Como se describe en el presente documento, la serie temporal de IBI se procesa en el primer paso. La primera columna de la serie temporal mostrada en la figura 12 incluye las marcas de tiempo en las que se produjo el latido cardíaco. La segunda columna incluye el intervalo de tiempo entre cada latido cardíaco posterior. En otras palabras, la primera columna es una suma acumulativa de la primera columna. La serie temporal del IBI obtenida se divide en ventanas sucesivas de cinco minutos.

Los errores en la ubicación del latido cardíaco instantáneo pueden traducirse en errores en el cálculo de la VFC. La VFC es muy sensible a los artefactos y los errores en el 2 % al 5 % de los datos pueden generar desvíos no deseados en los cálculos de VFC. Para garantizar resultados precisos, es fundamental gestionar adecuadamente los artefactos y los latidos cardíacos ectópicos antes de realizar cualquier análisis de VFC. Para garantizar la precisión, el método aplica cuatro filtros paralelos a las ventanas IBI de cinco minutos. Los filtros se aplican a la segunda columna de la serie temporal del IBI, asignando números naturales progresivos a los latidos, como se muestra en la figura 13

El primer filtro incluye un filtro de selección simple. El tacograma se filtra inicialmente mediante un filtro numérico de paso bajo. Se descartan los latidos que caen fuera de una región de confianza A centrada en la curva filtrada. El IBI medio es igual a los valores medios del IBI calculados en la ventana.

El segundo filtro es un filtro de selección de un paso. Primero se aplica un filtro de selección simple, con una región de confianza B centrada en la curva filtrada, como se describe en el presente documento con respecto al filtro de selección simple. La figura 14 muestra una representación visual del filtro de selección de un paso. Los latidos seleccionados se descartan solo si los puntos posteriores caen fuera de la región de confianza de manera opuesta, lo que puede suceder cuando un latido no se reconoce correctamente.

El tercer filtro es un filtro de selección de dos pasos. Primero se aplica una selección simple, con una región de confianza C centrada en la curva filtrada, como se describe en el presente documento con respecto al filtro de selección simple. La figura 15 muestra una representación visual del filtro de selección de dos pasos. Los latidos seleccionados se descartan solo si los puntos con una distancia de dos latidos caen fuera de la región de confianza de manera opuesta.

El cuarto filtro de selección es un filtro de selección bruto. En primer lugar, se transforma la unidad de medida del tacograma de segundos a una frecuencia cardíaca medida en pulsaciones por minuto (ppm), de acuerdo con la siguiente ecuación;

$$\text{Frecuencia cardíaca (hr)} = 60 / \text{IBI}$$

Luego se ajusta un polinomio al tacograma transformado en un sentido de mínimos cuadrados. Finalmente, se descartan los latidos que caen fuera de una región de confianza D centrada en la curva ajustada.

Como se describe en el presente documento, después de filtrar la serie temporal de IBI, se realiza un análisis espectral de los datos. Antes de realizar el análisis espectral, se elimina la tendencia de la señal del latido cardíaco aplicando la siguiente ecuación a la segunda columna de la serie temporal IBI con ventana;

$$\text{Tendencia de señal eliminada} = \text{constant\_detrnd}(\text{Hamming\_window}(\text{linear\_detrnd}(\text{signal})))$$

La tendencia de señal se elimina linealmente antes de multiplicarla por una ventana de Hamming de la misma longitud. A continuación, se aplica una eliminación de tendencia constante para restar el componente de frecuencia

cero. De esta manera, se elimina de la señal la regulación no autonómica de la frecuencia cardíaca, por ejemplo, debido a un ejercicio vigoroso o a una actividad física voluntaria. La aplicación de una ventana de Hamming a la serie temporal IBI antes del análisis espectral puede mejorar la información espectral.

- 5 Se obtiene un periodograma normalizado de Lomb que no tiene dimensiones y se puede expresar en términos de densidad espectral de potencia (PSD) de la siguiente manera:

$$\text{PSD} = \text{Lomb\_periodogram} / \text{integral}(\text{Lomb\_periodogram}) * \text{variance}(\text{tendencia de señal eliminada})$$

- 10 La ecuación PSD se puede aplicar solo si la señal en el dominio tiempo que se va a transformar tiene un valor medio cero. La integral en la ecuación puede ser una integral numérica trapezoidal.

A continuación, se pueden obtener valores de baja frecuencia (BF), alta frecuencia (AF) y potencia total (PT) integrando numéricamente la PSD en las bandas estándar de 0,04 Hz a 0,15, de 0,15 Hz a 0,4 Hz y de 0,4 Hz a la frecuencia máxima, respectivamente.

- 15 Finalmente, se determina la función WBI. El objetivo del WBI es fomentar comportamientos saludables entre las personas. Por lo tanto, tanto el esfuerzo como la meditación y la relajación reciben un alto valor de índice. Por el contrario, las situaciones estresantes que limitan la VFC reciben una puntuación baja. El WBI se puede determinar mediante la siguiente ecuación:

$$\text{WBI} = f_1(\text{HF/LF}) + f_2(\text{TP}) + f_3(\text{meanHR, HRmax})$$

- 25 donde meanHR es la frecuencia cardíaca media en ppm durante la ventana de interés de cinco minutos, y HRmax es la frecuencia cardíaca máxima frecuencia cardiaca del sujeto. En algunas realizaciones, se puede usar la fórmula de Haskell y Fox, o cualquier otra fórmula adecuada para determinar la HRmax.

- 30 El WBI proporciona un valor integral diario que indica la calidad del día del usuario desde el punto de vista de VFC. Por ejemplo, un régimen nutricional saludable aumenta la calidad del sueño y la vigilia y, a su vez, la magnitud de la VFC puede impulsar al usuario hacia un comportamiento saludable. Así, un aumento del WBI diario a lo largo de semanas, meses y años indicaría la eficacia del método descrito en el presente documento.

- 35 De esta manera, el método descrito en el presente documento puede permitir el seguimiento del nivel de salud psicofísica durante un período de tiempo. La conciencia del propio nivel de bienestar de un usuario puede brindarle aliento y orientación para mejorar las interacciones diarias y la calidad de vida. Además, el método descrito en el presente documento se puede incorporar en dispositivos, por ejemplo, el dispositivo llevable 300 para ayudar al usuario a afrontar situaciones estresantes al proporcionar retroalimentación compensatoria, además de apoyar comportamientos saludables como, por ejemplo, alimentación saludable y ejercicio.

## REIVINDICACIONES

1.- Un aparato (100) para medir la actividad electrodérmica, que comprende:

5 un primer electrodo (100a) configurado para estar en contacto, en uso, con una primera porción de un estrato córneo de piel;

un segundo electrodo (110b) configurado para estar en contacto, en uso, con una segunda porción del estrato córneo y en comunicación eléctrica con el primer electrodo a través del estrato córneo;

10 un convertidor de digital a analógico (DAC) que tiene un voltaje de compensación; y

un módulo (130) de procesamiento acoplado eléctricamente al primer electrodo y al segundo electrodo y operable para (a) desviar el primer electrodo a un primer voltaje  $V_+$  y el segundo electrodo a un segundo voltaje  $V_-$ , (b) obtener una corriente  $I_{piel}$  que fluye entre el primer y el segundo electrodo desviados en voltaje, la corriente correspondiente a la conductancia del estrato córneo, caracterizándose el aparato porque el módulo (130) de procesamiento es además operable para (c)

20 restar una corriente de compensación  $I_{comp}$  de la corriente  $I_{piel}$ , (d) obtener una corriente resultante  $I_{entrada} = I_{piel} - I_{comp}$  y transformar la corriente resultante  $I_{entrada}$  en un voltaje de salida amplificado  $V_{SALIDA}$ , (e) determinar una conductancia del estrato córneo sobre la base de voltaje de salida amplificado  $V_{SALIDA}$ , y (f) ajustar la corriente de compensación  $I_{comp}$  ajustando el voltaje de compensación del DAC sobre la base del voltaje de salida amplificado  $V_{SALIDA}$  cuando el voltaje de salida amplificado  $V_{SALIDA}$  excede un límite de umbral inferior o superior, para evitar la saturación del voltaje de salida amplificado  $V_{SALIDA}$ .

25 2.- El aparato (100) de la reivindicación 1, en el que el módulo (130) de procesamiento está configurado además para ajustar la corriente de compensación  $I_{comp}$  si la conductancia determinada del estrato córneo es demasiado baja.

30 3.- El aparato (100) de la reivindicación 1, en el que el módulo (130) de procesamiento está configurado además para determinar un valor compensado de conductancia del que se elimina una conductancia de nivel tónico.

4.- El aparato (100) de la reivindicación 1, en el que el módulo (130) de procesamiento está configurado para invertir la polaridad de al menos uno del primer electrodo (110a) y el segundo electrodo (110b) después de un período de tiempo predeterminado para reducir sustancialmente la electrólisis.

5.- El aparato (100) de la reivindicación 1, en el que el módulo (130) de procesamiento está configurado para permitir un ajuste de la corriente de compensación  $I_{comp}$  que se resta de la corriente  $I_{piel}$  entre el primer electrodo (110a) y el segundo electrodo (110b) antes de transformar la corriente resultante  $I_{entrada}$  en un voltaje de salida amplificado  $V_{SALIDA}$ .

6.- Un dispositivo llevable (100) para medir la actividad electrodérmica, que comprende:

el aparato de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5;

45 una carcasa (202) configurada para asociarse de manera extraíble con un usuario;

un módulo (250) de comunicaciones dispuesto en la carcasa, el módulo de comunicaciones acoplado al módulo de procesamiento y configurado para al menos uno de entre mostrar una actividad electrodérmica del usuario y comunicar datos de actividad electrodérmica desde el módulo de procesamiento a un dispositivo externo; y

50 una fuente (270) de alimentación dispuesta en la carcasa y configurada para proporcionar potencia eléctrica al módulo de procesamiento y al módulo de comunicaciones,

55 en el que al menos una porción del primer electrodo está dispuesta fuera de la carcasa y configurada para entrar en contacto con una primera porción de un estrato córneo de la piel cuando la carcasa es asociada con el usuario;

en el que al menos una porción del segundo electrodo está dispuesta fuera de la carcasa y configurada para entrar en contacto con una segunda porción del estrato córneo de la piel cuando la carcasa es asociada con el usuario.

60 7.- El dispositivo llevable (100) de la reivindicación 6, en el que el dispositivo llevable es al menos una banda para la cabeza, una banda para el brazo, una banda para el pie, una banda para el tobillo y un anillo.

8.- El dispositivo llevable (100) de la reivindicación 6, en el que el módulo (130) de procesamiento está configurado además para invertir la polaridad de al menos uno del primer electrodo (110a) y el segundo electrodo (110b) después de un período de tiempo predeterminado para reducir sustancialmente la electrólisis.

9.- El dispositivo llevable (100) de la reivindicación 6, que comprende además:

un sensor (420) de latidos cardíacos; y

5

al menos uno de un acelerómetro, un sensor de temperatura, un sensor de oxígeno en sangre y un sensor de glucosa, en el que el módulo de comunicaciones está configurado para comunicar al menos uno de entre datos de latidos cardíacos, datos de acelerómetro, datos de temperatura, datos de oxígeno en sangre, y datos de glucosa al dispositivo externo,

10

en el que el módulo de comunicación está configurado además para comunicarse con el dispositivo externo a través de al menos uno de USB, USB 2.0, IEEE 1394, BLUETOOTH®, BLUETOOTH® de baja potencia y Wi-Fi.

10.- Un método para medir la actividad electrodérmica, que comprende:

15

disponer (302) un primer electrodo (1 10a) y un segundo electrodo (1 10b) sobre un estrato córneo de un usuario;

desviar (304) el primer electrodo a un primer voltaje V+ y el segundo electrodo a un segundo voltaje V-;

20

obtener una corriente  $I_{piel}$  que fluye entre el primer y el segundo electrodo desviados en voltaje;

establecer un voltaje de compensación de un convertidor de digital a analógico (DAC); caracterizándose el método porque comprende las etapas de:

25

restar (308) una corriente de compensación  $I_{comp}$  de la corriente  $I_{piel}$  que fluye entre el primer electrodo y el segundo electrodo para obtener una corriente de entrada  $I_{entrada} = I_{piel} - I_{comp}$ ;

transformar (310) la corriente de entrada  $I_{entrada}$  en un voltaje de salida amplificado  $V_{SALIDA}$ ;

30

determinar una conductancia del estrato córneo sobre la base del voltaje de salida amplificado  $V_{SALIDA}$ ;

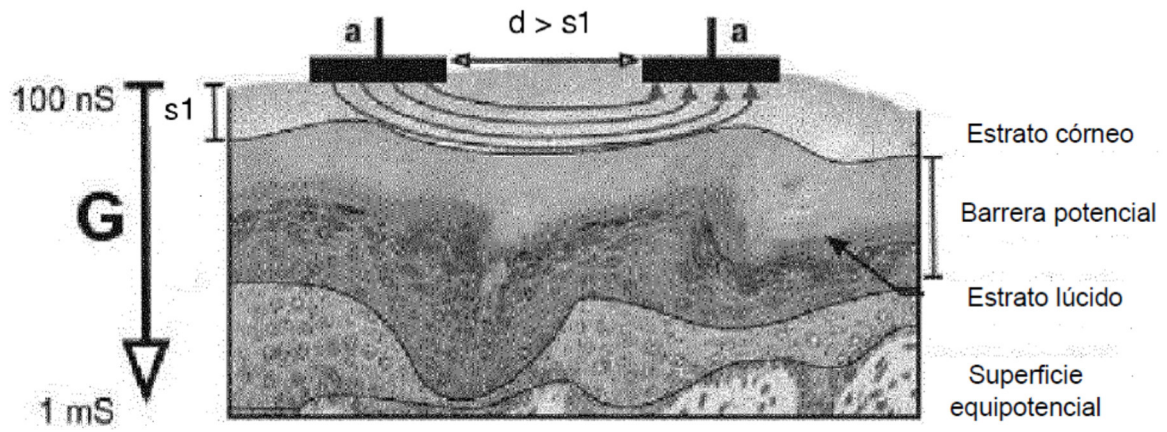
determinar si el voltaje de salida amplificado  $V_{SALIDA}$  está excediendo un límite de umbral superior o inferior; y

35

ajustar (314) la corriente de compensación  $I_{comp}$  ajustando el voltaje de compensación del DAC para cambiar el voltaje de salida amplificado  $V_{SALIDA}$  cuando el voltaje de salida amplificado  $V_{SALIDA}$  excede el límite de umbral superior o inferior de modo que el voltaje de salida no esté saturado.



**Fig. 1A**



**Fig. 1B**

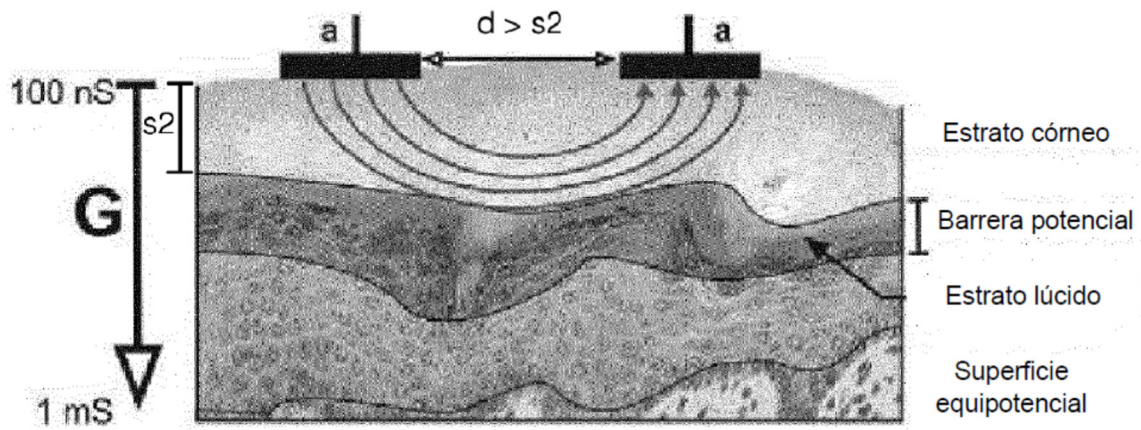


Fig. 2A

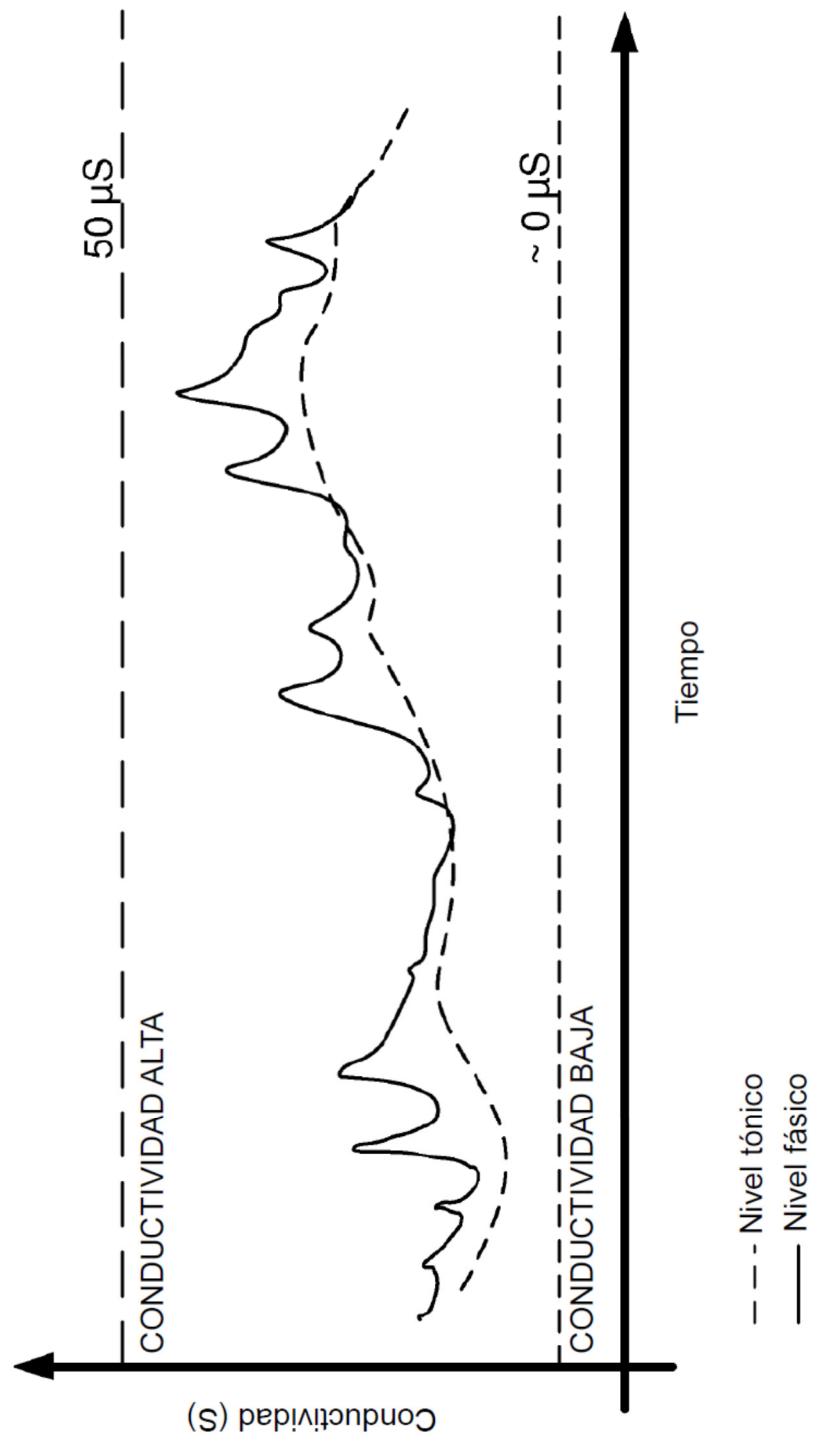
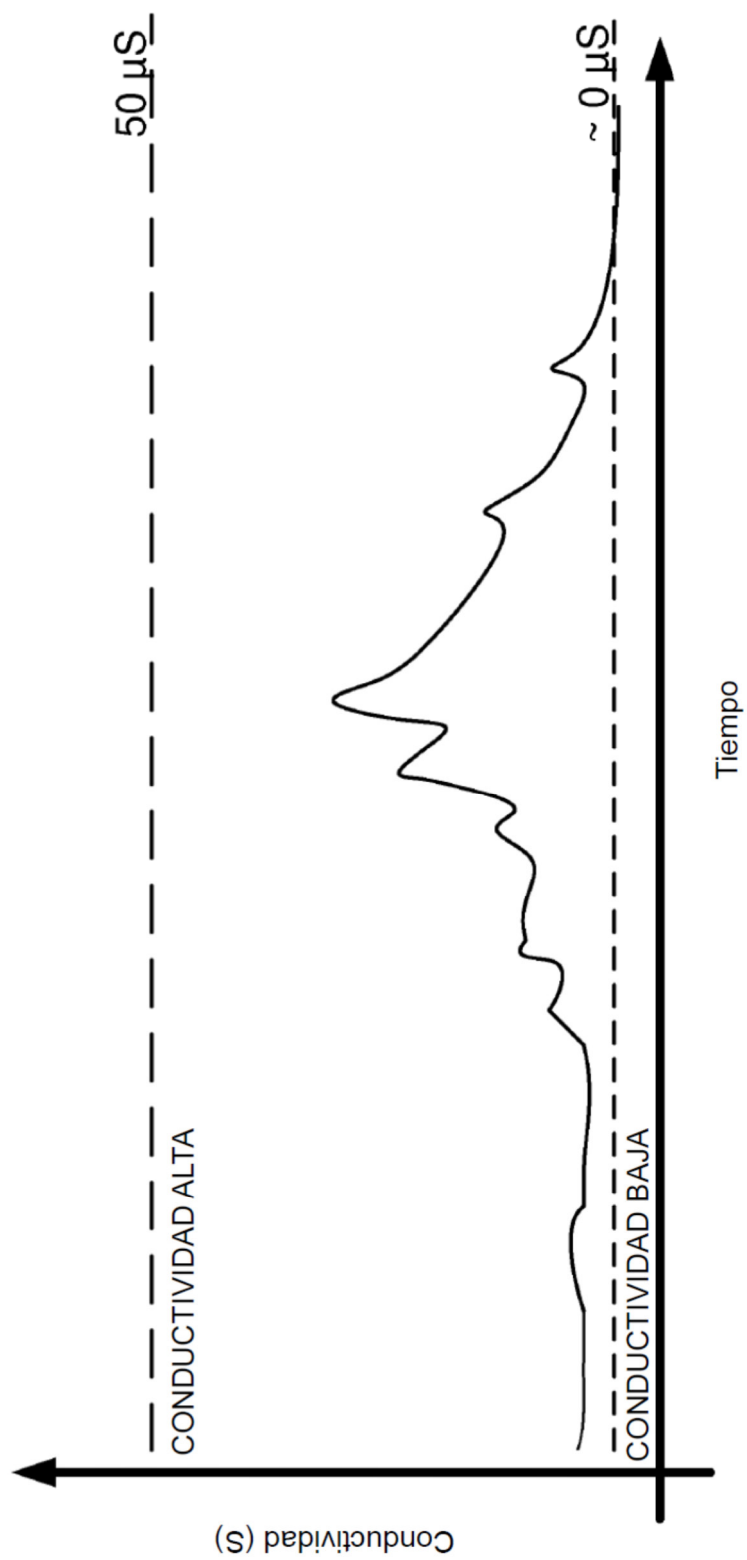


Fig. 2B



**Fig. 3**

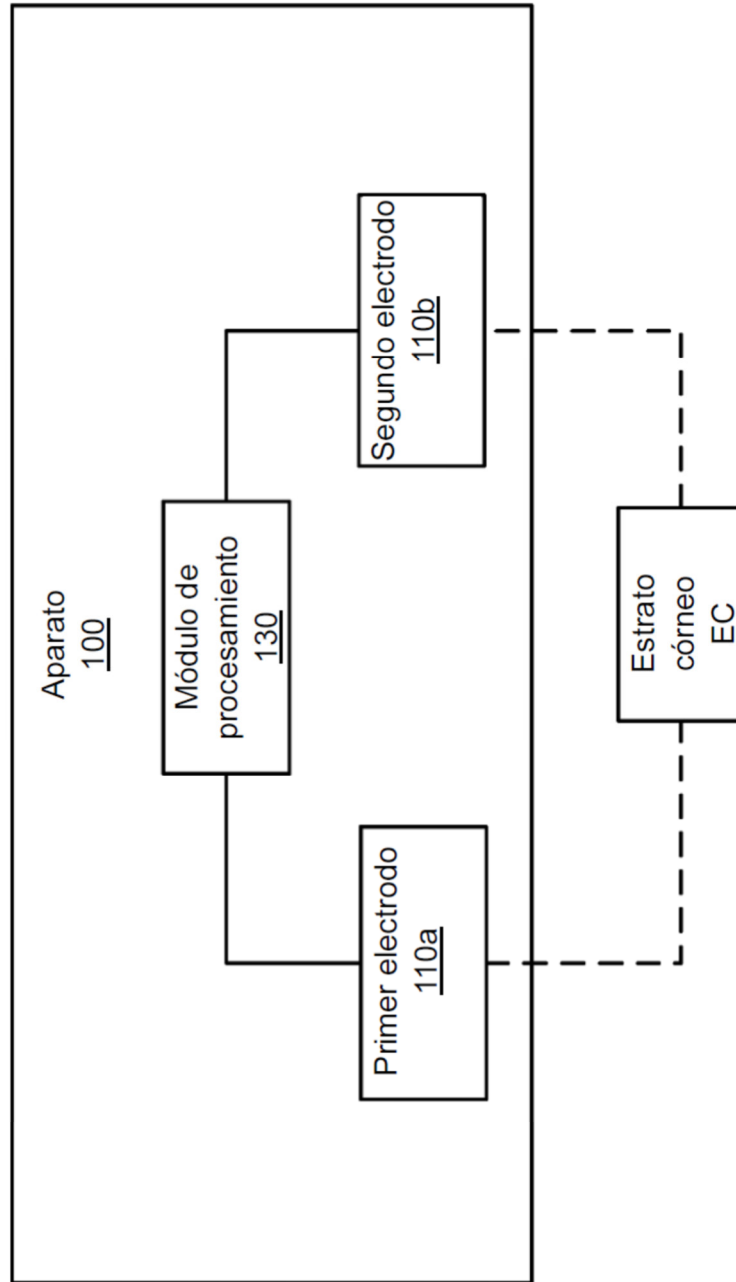
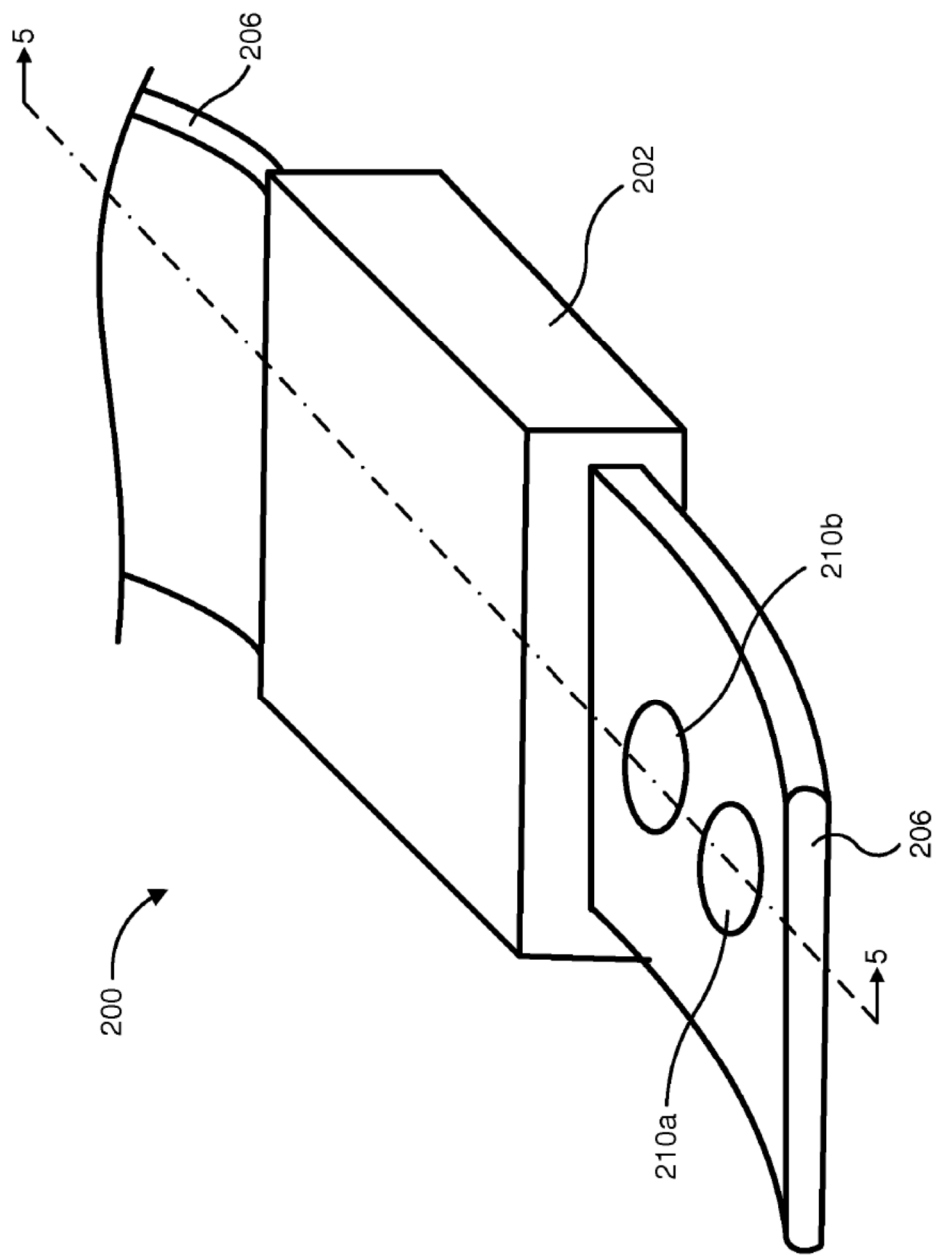
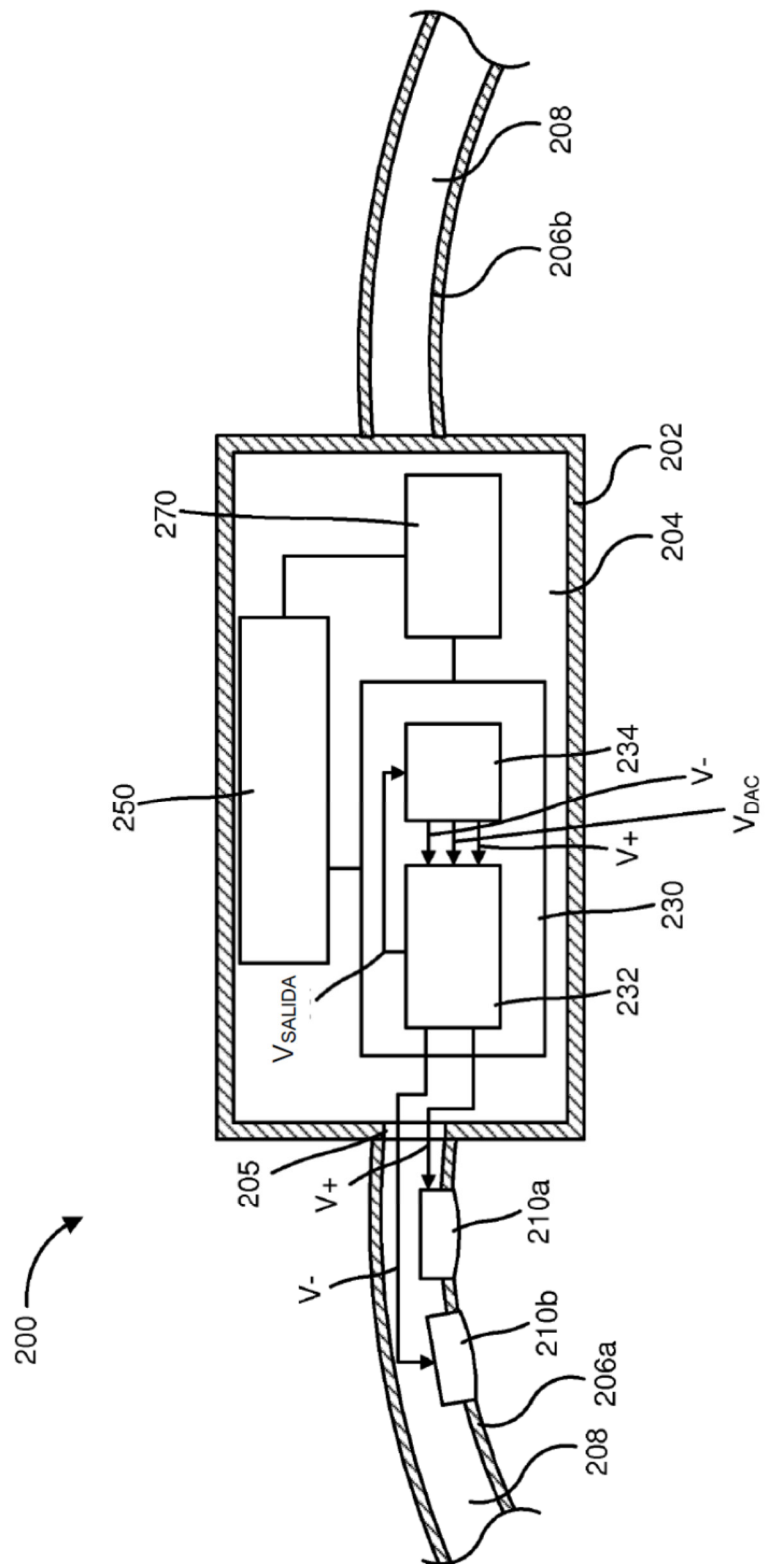


Fig. 4





**Fig. 5**

Fig. 6

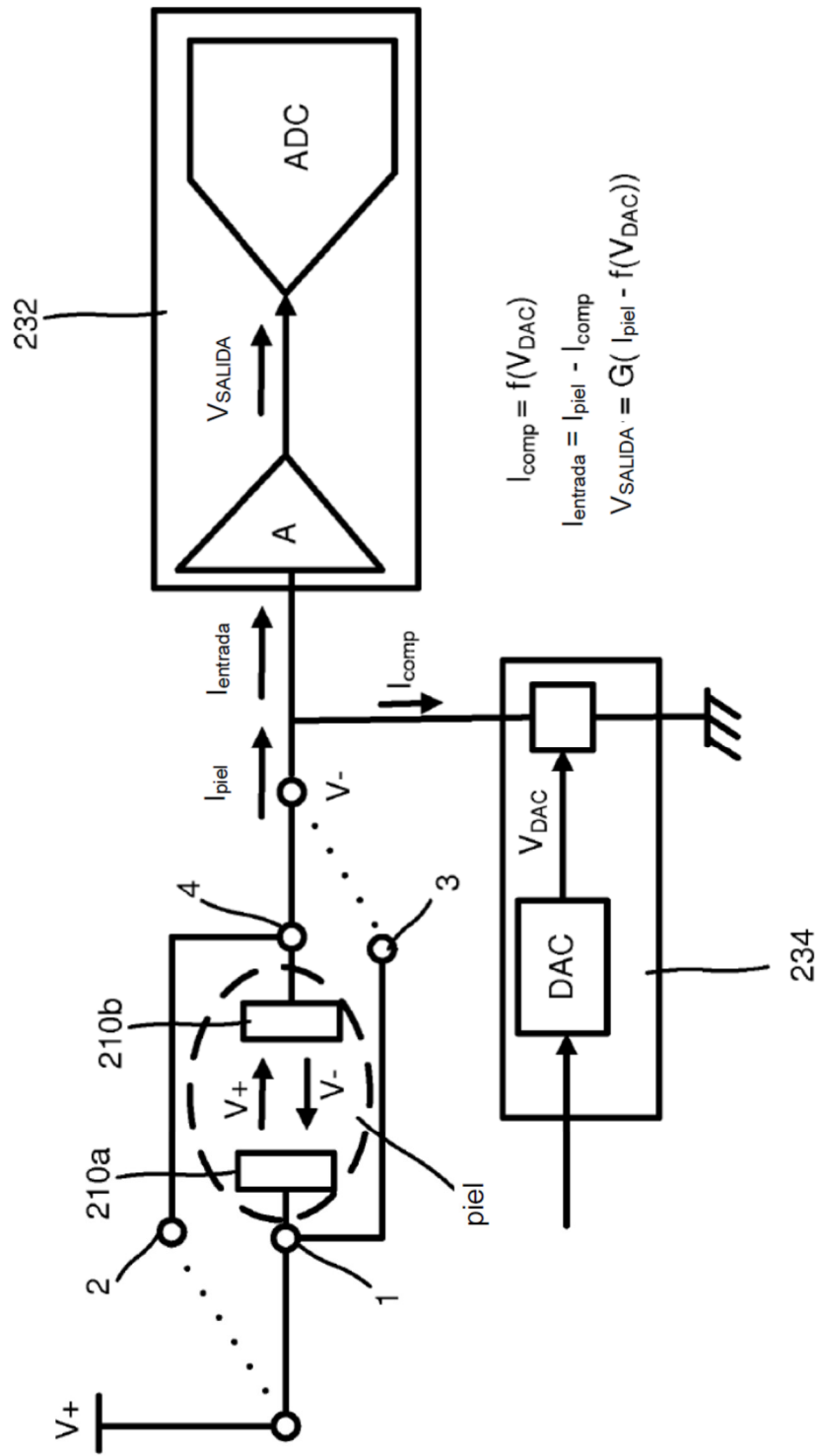
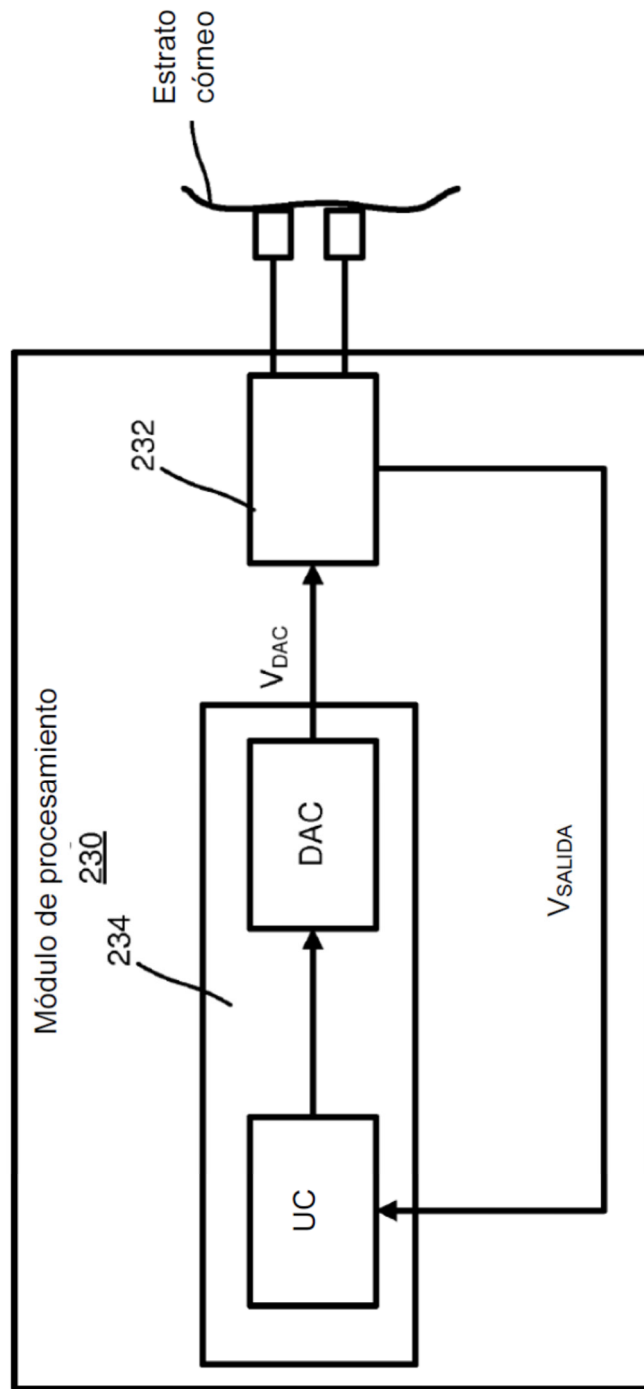


Fig. 7





**Fig. 8**

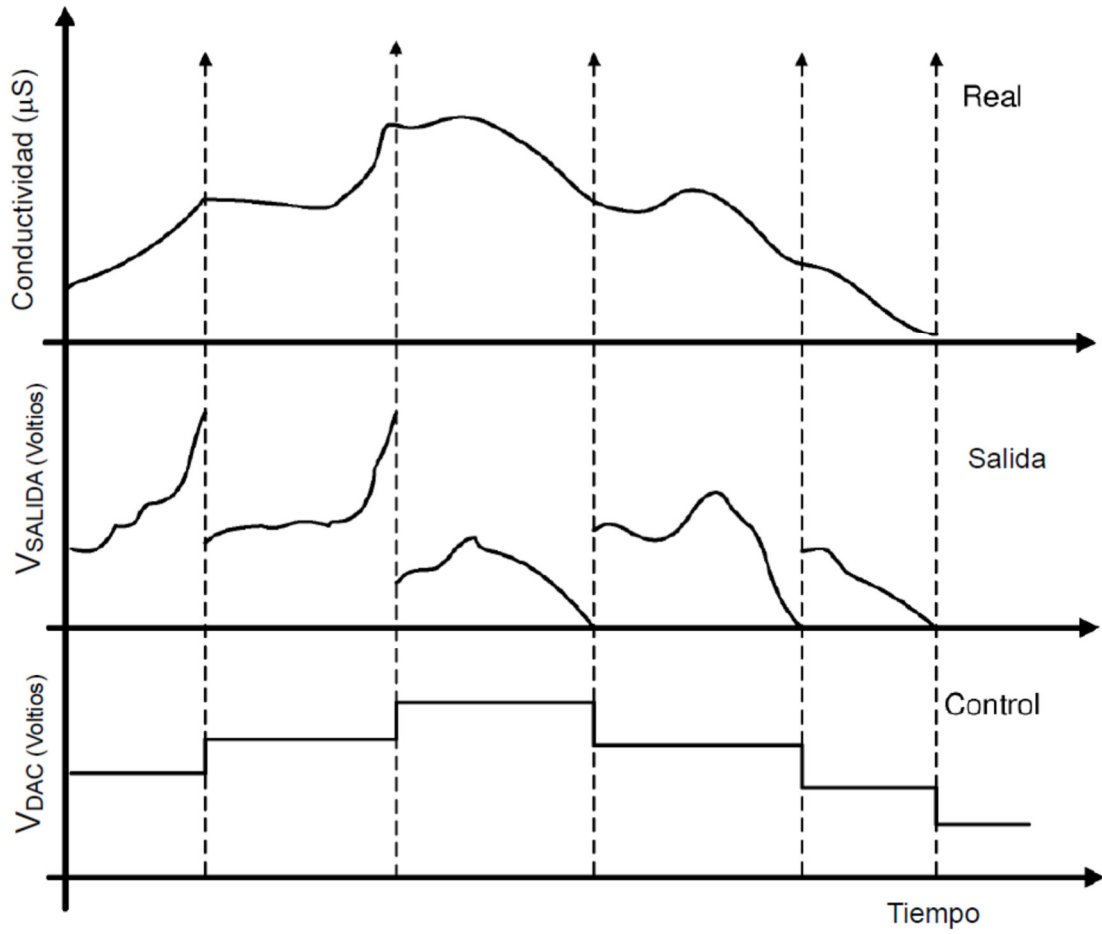


Fig. 9

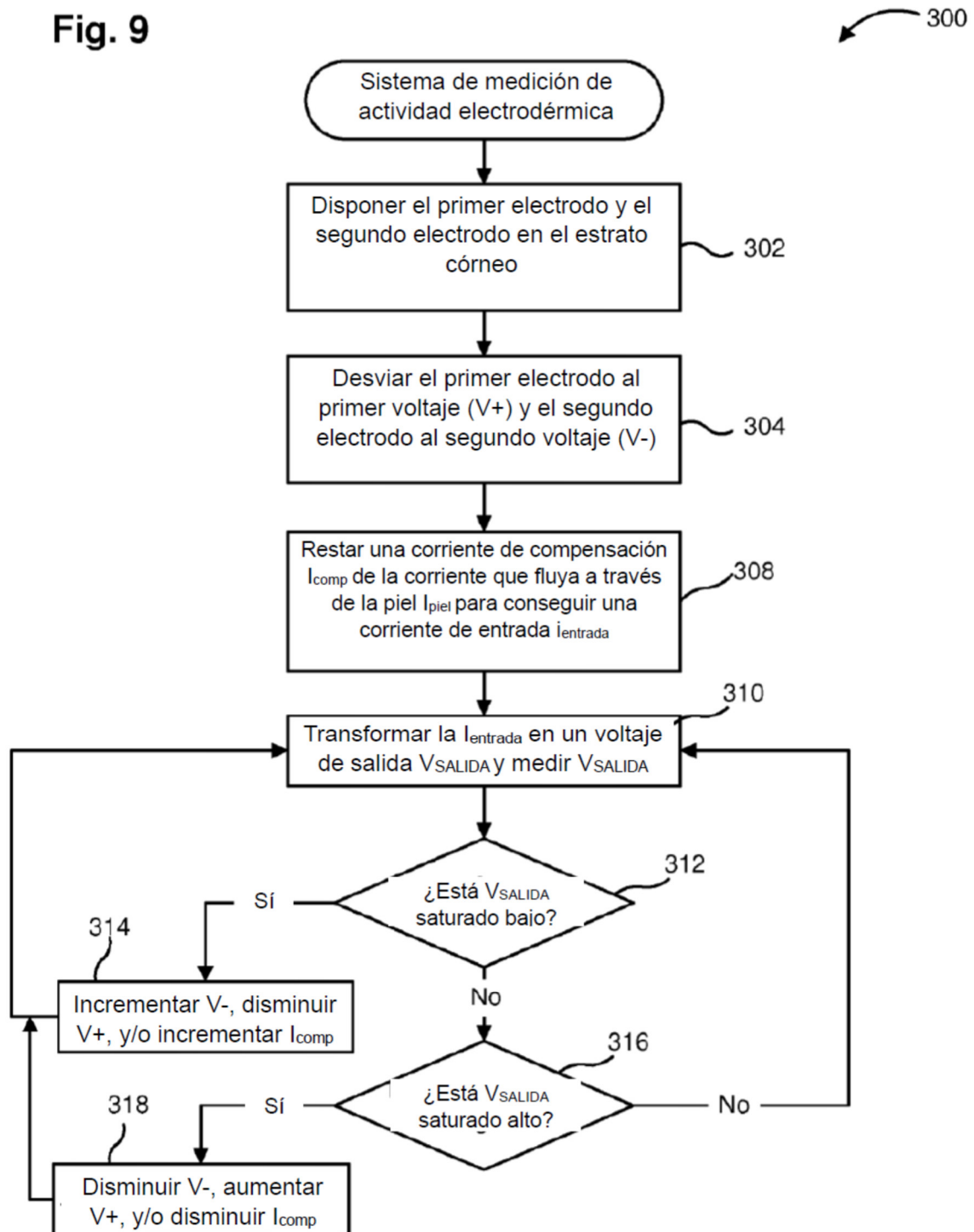


Fig. 10

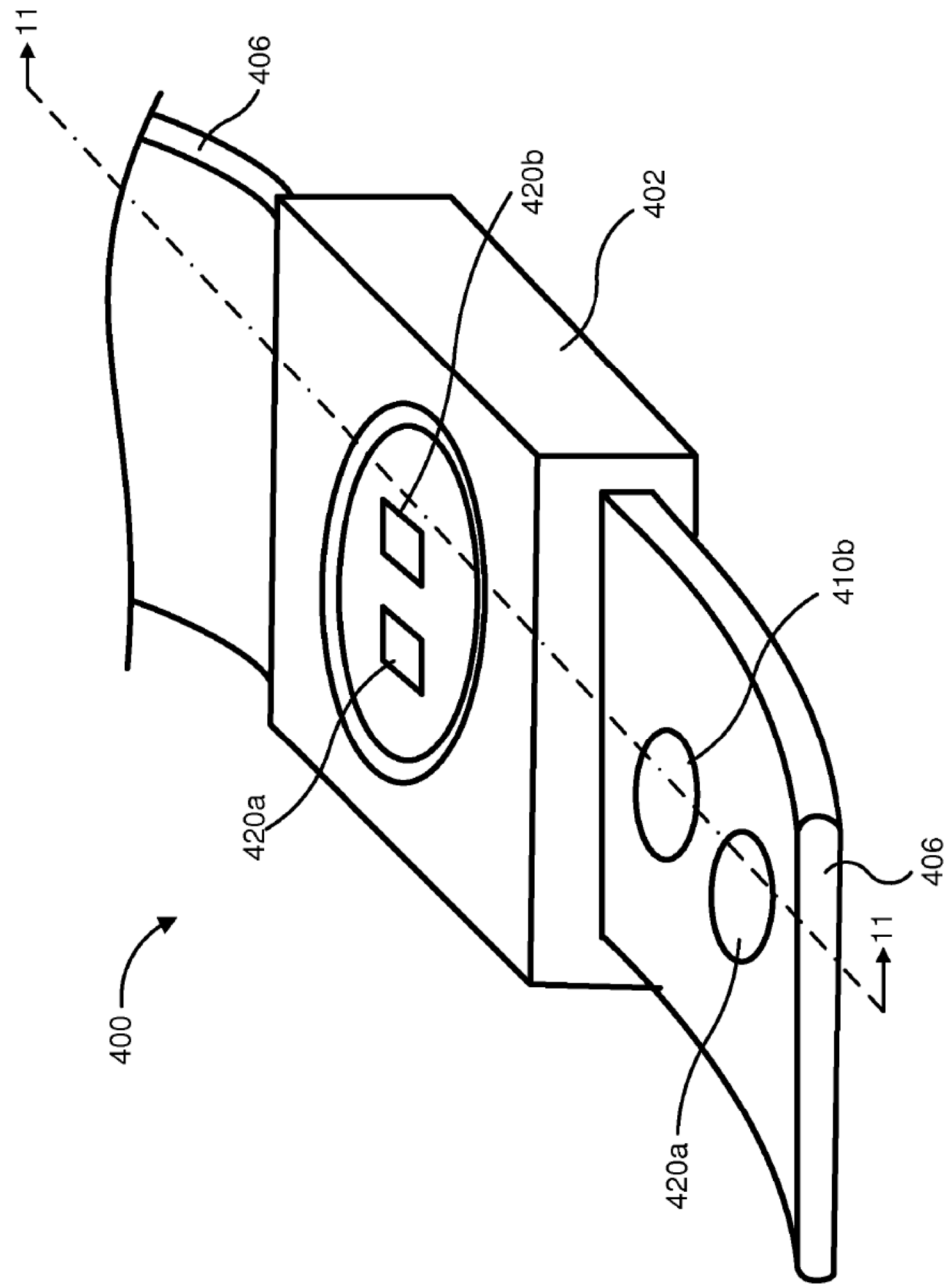


Fig. 11

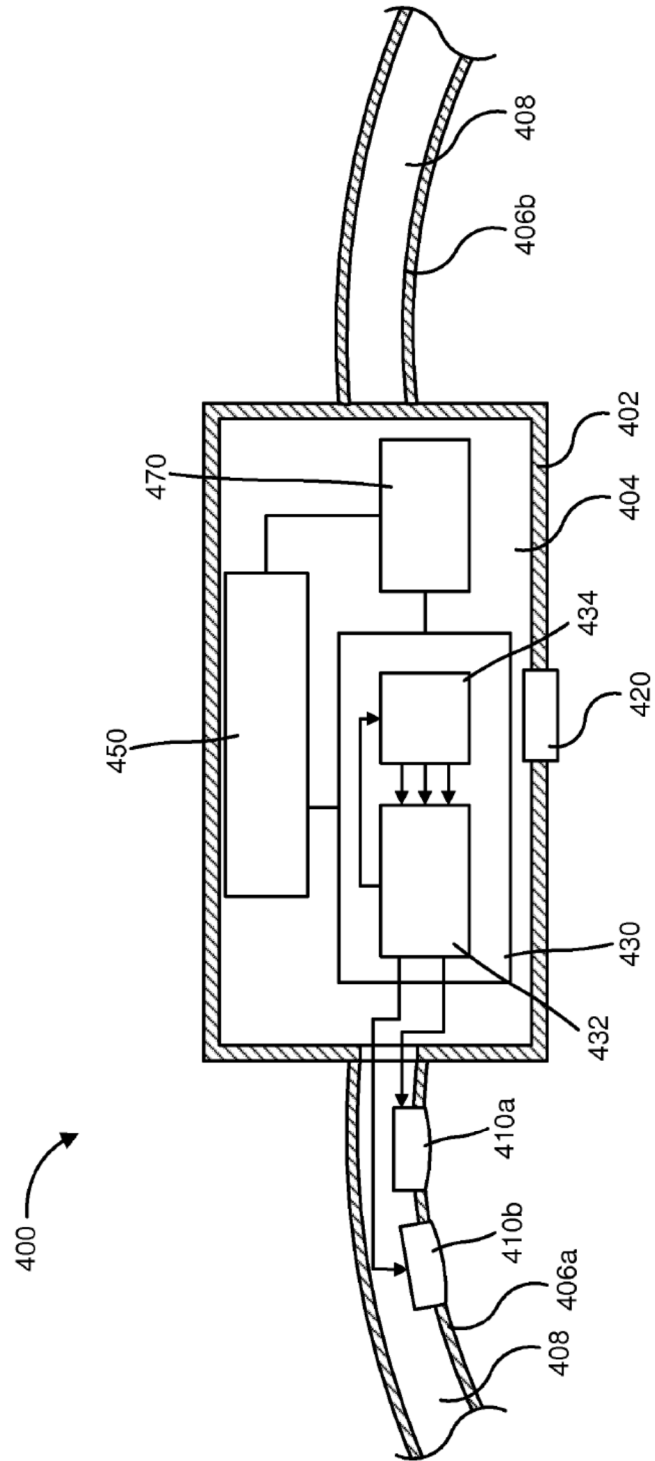
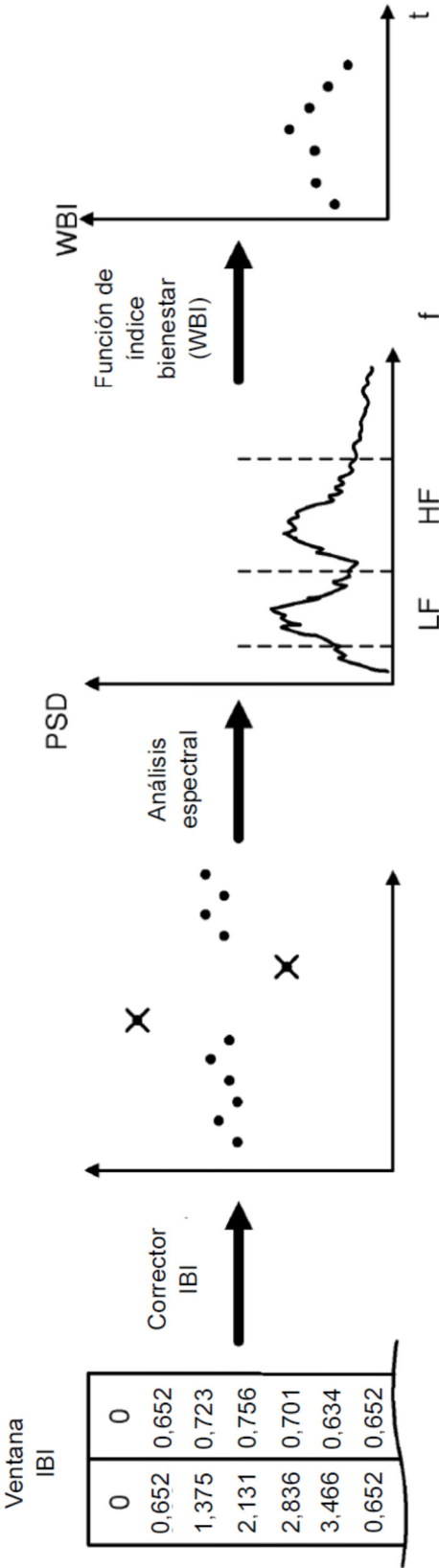


Fig. 12



**Fig. 13**

1	0
2	0,652
3	0,723
4	0,756
5	0,701
6	0,634
7	0,652

Fig. 14

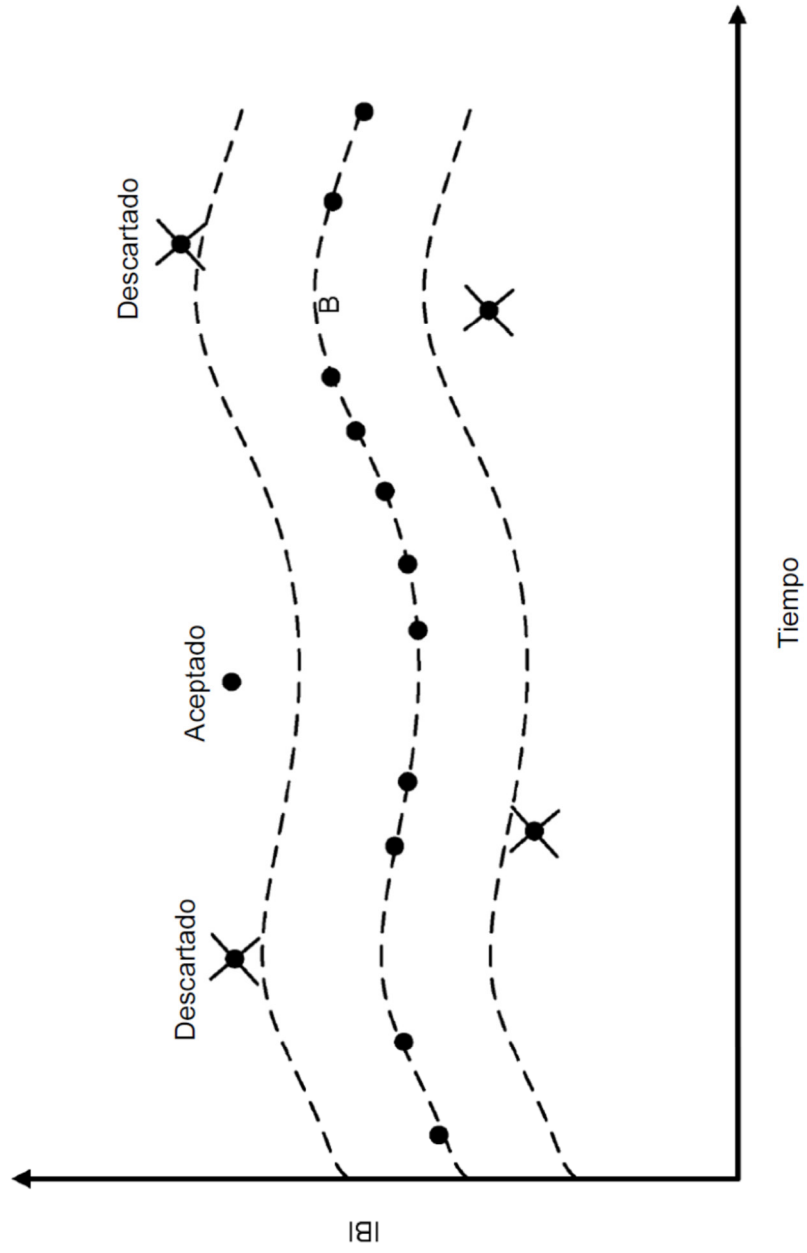


Fig. 15

