

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 979 337**

51 Int. Cl.:

A61B 5/282 (2011.01)

A61B 5/349 (2011.01)

A61B 5/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **14.12.2018 PCT/GB2018/053637**

87 Fecha y número de publicación internacional: **20.06.2019 WO19116050**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **14.12.2018 E 18822466 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **15.05.2024 EP 3723597**

54 Título: **Un dispositivo de ECG**

30 Prioridad:
14.12.2017 US 201715841719

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
25.09.2024

73 Titular/es:
**CAMBRIDGE HEARTWEAR LIMITED (100.0%)
Cambridge Innovation Centre, Unit 320,
Cambridge Science Park, Milton Road
Cambridge CB4 0WG, GB**

72 Inventor/es:
SHAKUR, RAMEEN

74 Agente/Representante:
SÁEZ MAESO, Ana

ES 2 979 337 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

Un dispositivo de ECG

Campo técnico de la divulgación

La divulgación se refiere a un dispositivo portátil de monitorización de electrocardiógrafo (ECG).

5 Antecedentes de la divulgación

Los monitores electrocardiográficos (ECG) se utilizan ampliamente para obtener señales médicas (es decir, biopotenciales) que contienen información indicativa de la actividad eléctrica asociada con el corazón y cualquier patología subyacente. Para obtener señales médicas, se aplican electrodos de ECG a la piel de un paciente en diversas ubicaciones. Los electrodos, después de posicionarse sobre el paciente, se conectan a un monitor de ECG mediante un conjunto de alambres conductores de ECG. El extremo distal del alambre conductor de ECG, o la porción más cercana al paciente, puede incluir un conector que está adaptado para conectarse operativamente al electrodo para recibir señales médicas del cuerpo. El extremo proximal del conjunto conductor de ECG está acoplado operativamente al monitor de ECG y suministra las señales médicas recibidas del cuerpo al monitor de ECG.

15 En términos generales, si queremos realizar un ECG mientras alguien realiza sus actividades diarias (en lugar de estar en reposo), debemos utilizar un dispositivo llamado monitor Holter. Para ello es necesario fijar 12 conductores al pecho del paciente y transportar este engorroso dispositivo que sólo tiene unas pocas horas de potencia. Para colocar un monitor Holter, es posible que su médico de cabecera deba derivarlo a un departamento de cardiología, lo que podría significar una espera para obtener una cita. Luego es necesario interpretar esos datos: podría pasar más de un mes y medio entre la decisión de realizar un ECG y el diagnóstico de la patología cardíaca subyacente. Los datos provienen del monitor Holter, pero debido al diseño incómodo y no ergonómico, los pacientes se muestran reacios a utilizar el dispositivo durante los períodos prolongados necesarios para identificar patologías intermitentes o transitorias. Además, también es una pieza muy costosa. Además, los datos generados por el monitor Holter no son accesibles en tiempo real para proporcionar un diagnóstico.

El documento US 2008/154110 divulga un aparato de arreglo de sensores para monitorizar señales médicas. El arreglo de sensores incluye un sustrato flexible adaptado para posicionarse con respecto al torso de un paciente. El sustrato flexible incluye un segmento central que define un eje central y está adaptado para adaptarse generalmente a un área que se extiende a lo largo del esternón de un paciente. El sustrato flexible incluye además un segmento superior que se extiende transversalmente a través del segmento central y adaptado para adaptarse generalmente al área del pecho de un paciente y un segmento inferior que se extiende transversalmente a través del segmento central y adaptado para adaptarse generalmente al área abdominal del paciente. El aparato incluye además un electrodo médico dispuesto en al menos uno de los segmentos y un conector en comunicación eléctrica con el electrodo médico y adaptado para conectarse a un sistema de monitorización electrónico.

El documento US 2011/288605 divulga un dispositivo médico ambulatorio que incluye una pluralidad de electrodos configurados para ser dispuestos en posiciones espaciadas alrededor del cuerpo de un paciente, un circuito de adquisición de señales de electrodos y un circuito de monitorización. El circuito de adquisición tiene una pluralidad de entradas, cada una de ellas acoplada eléctricamente a un electrodo respectivo de la pluralidad de electrodos y está configurado para detectar una señal respectiva proporcionada por una pluralidad de pares diferentes de la pluralidad de electrodos. El circuito de monitorización está acoplado eléctricamente a una salida del circuito de adquisición y está configurado para analizar la señal respectiva proporcionada por cada uno de la pluralidad de emparejamientos diferentes y para ordenar al circuito de adquisición que seleccione al menos uno de la pluralidad de emparejamientos diferentes para monitorizar con base en al menos una de las calidades de la señal respectiva, una diferencia de fase entre la señal respectiva y la de otros pares, una posición de los electrodos con respecto al cuerpo del paciente y otros criterios.

Resumen de la divulgación

La presente divulgación aborda los problemas asociados con los dispositivos de ECG. La presente divulgación propone un dispositivo de ECG portátil que es capaz de proporcionar datos en tiempo real para los ritmos cardíacos en tres posiciones individuales o únicas alrededor del corazón de un usuario. No lleva conductores, por lo que es mucho más cómodo de llevar y fácil de colocar. Todo está encerrado en una carcasa (por ejemplo, resistente al agua), por lo que es muy resistente y los datos producidos son mucho más sensibles. La carcasa es generalmente flexible y maleable y está hecha, por ejemplo, de silicio. En particular, la carcasa está diseñada ergonómicamente para colocarse en el pecho de usuarios tanto masculinos como femeninos. El dispositivo de ECG se empareja con un dispositivo inteligente a través de, por ejemplo, una conexión inalámbrica (o conexión Bluetooth). Las ondas del ECG se pueden ver en una aplicación de dispositivo inteligente dedicada en tiempo real. Los datos también se pueden transmitir de forma inalámbrica en tiempo real a la nube, donde el uso de

nuevos algoritmos e inteligencia artificial es capaz de identificar ritmos aberrantes tal como lo haría un médico. El uso de tal algoritmo o inteligencia artificial por sí solo no está dentro del alcance de las reivindicaciones.

De acuerdo con un aspecto de la presente divulgación, se proporciona un dispositivo portátil de acuerdo con la reivindicación 1.

- 5 El controlador está configurado para generar simultáneamente: una primera forma de onda electrocardiográfica a partir de la primera medición de diferencia de potencial; una segunda forma de onda electrocardiográfica procedente de la segunda medición de diferencia de potencial; y una tercera forma de onda electrocardiográfica procedente de la tercera medición de diferencia de potencial.

10 Normalmente, los dispositivos de ECG portátiles no toman tres mediciones independientes desde tres ubicaciones diferentes cerca del corazón al mismo tiempo. El dispositivo de ECG de la presente divulgación mide diferencias de potencial desde tres ubicaciones anatómicamente significativas diferentes y, por lo tanto, genera tres formas de onda de ECG correspondientes e independientes. Las al menos tres mediciones maximizan la salida potencial de las formas de onda. En otras palabras, es posible amplificar los picos de las señales de ECG individuales para cada medición. Por lo tanto, es posible maximizar la diferencia de potencial para lograr datos de ECG más precisos y sensibles para detectar anomalías que definen un ritmo subyacente. Al optimizar cada medición (por ejemplo, al filtrar las relaciones entre ruido y señal), el dispositivo se configura para obtener la salida óptima posible para cada medición. A continuación, el dispositivo realiza al menos tres mediciones independientes, lo que resulta especialmente ventajoso para definir el ritmo cardíaco subyacente. De esta forma, la detección de anomalías en afecciones cardíacas se puede detectar con un mayor grado de sensibilidad y especificidad.

20 El dispositivo está configurado para posicionarse de manera que la primera porción del dispositivo esté ubicada cerca de una región proximal a un nódulo sinoauricular de un corazón del cuerpo del usuario y la segunda porción está ubicada cerca de una región cercana al ápice y al área ventricular del corazón del usuario. Se apreciará que los sensores o detectores de la primera porción del dispositivo están ubicados cerca de la región de arriba del corazón desde donde las señales eléctricas comienzan a generarse y viajar hacia una región de abajo (hacia el vértice del corazón). Los sensores o detectores de la segunda porción del dispositivo están extendidos en la segunda porción y ubicados hacia la región de abajo del corazón que está cerca del vértice o base del corazón. Es evidente que todos los sensores de la primera y segunda porción están ubicados a lo largo de la dirección en la que fluyen las señales eléctricas en el corazón y, como resultado, se pueden obtener datos de mediciones de ECG sensibles y precisos.

30 El controlador puede configurarse para tomar: la primera medición de diferencia de potencial utilizando un primer electrodo de la primera porción y un primer electrodo de la segunda porción; la segunda medición de diferencia de potencial utilizando un segundo electrodo de la primera porción y un segundo electrodo de la segunda porción; y la tercera medición de diferencia de potencial utilizando el segundo electrodo de la primera porción y un tercer electrodo de la segunda porción. Se apreciará que también se puede utilizar otra combinación de electrodos para obtener al menos tres mediciones simultáneas independientes. Por ejemplo, la primera diferencia de potencial se puede medir utilizando el primer sensor de la primera porción y el segundo sensor de la segunda porción. De manera similar, la segunda diferencia de potencial se puede medir utilizando el segundo sensor de la primera porción y el primer sensor de la segunda porción. Se podría combinar otra combinación de sensores de la primera y segunda porción del dispositivo para tomar al menos tres mediciones.

40 Los electrodos de la primera porción del dispositivo pueden estar separados lateralmente entre sí. Los electrodos primero y segundo de la primera porción generalmente están ubicados en los lados izquierdo y derecho de la primera porción del dispositivo. Los electrodos de la primera porción generalmente tienen una distancia lateral de aproximadamente 20 mm a aproximadamente 80 mm. También se pueden contemplar otras distancias adecuadas dentro del alcance de las reivindicaciones para la optimización de las amplitudes del ECG.

50 Los electrodos de la segunda porción del dispositivo pueden estar separados lateralmente entre sí. La distancia entre los electrodos de la segunda porción puede ser de aproximadamente 20 mm a 80 mm. Para tales rangos de distancia, se logra un pico de ECG mejorado con ondas amplificadas y precisas. Sin embargo, la divulgación no se limita únicamente a este rango de distancias; se pueden contemplar otras distancias adecuadas dentro del alcance de las reivindicaciones.

La primera porción y la segunda porción del dispositivo pueden ser porciones integradas dentro del dispositivo. En otras palabras, la primera porción o la porción de arriba y la segunda porción o la porción de abajo forman parte del dispositivo. El dispositivo puede comprender además una porción conectora entre la primera y segunda porciones del dispositivo. En un ejemplo, la porción del conector está hecha de un material inerte flexible. El material flexible es generalmente un material hipoalergénico. La porción de conector flexible puede estar conformada para que tenga una anchura o diámetro predeterminado de aproximadamente 2 mm a aproximadamente 9 mm.

Ventajosamente, este rango de anchura o diámetro se elige específicamente de manera que el dispositivo pueda colocarse cómodamente detrás del puente de las copas del sujetador para una usuaria.

La segunda porción del dispositivo puede comprender una primera sección y una segunda sección, y en donde la primera sección comprende al menos tres detectores.

5 La segunda sección de la segunda porción del dispositivo se puede posicionar en un ángulo predeterminado con respecto a una superficie longitudinal de la primera porción del dispositivo. El ángulo predeterminado puede ser de aproximadamente 15° a 35°. Ventajosamente, este ángulo de la segunda sección permite colocar fácilmente el dispositivo detrás o debajo del pecho de una usuaria.

10 Las porciones primera y segunda del dispositivo pueden comprender una pluralidad de regiones flexibles. Ventajosamente, estas regiones flexibles permiten que el dispositivo se flexione y se moldee alrededor del tórax según sea necesario. La flexibilidad del dispositivo le permite estar en contacto constante con la piel del cuerpo del usuario, lo que permite mediciones y resultados más consistentes.

15 El dispositivo puede comprender un sensor de temperatura que está configurado para monitorizar la temperatura central de la piel del usuario. Aquí la temperatura central de la piel se mide desde una región proximal al corazón o pulmón del usuario. Ventajosamente, la temperatura se monitoriza desde una región más central (por ejemplo, pulmón o corazón) del cuerpo. Convencionalmente, la temperatura se monitoriza desde una región periférica (por ejemplo, el oído) del cuerpo. El sistema de monitorización de temperatura de la presente divulgación es más preciso porque monitoriza la temperatura de una región central (por ejemplo, pulmón o corazón) del cuerpo.

20 El dispositivo puede comprender un oxímetro de pulso que está configurado para monitorizar un nivel de saturación de oxígeno desde una región proximal al corazón o pulmón del usuario. Los dispositivos de oxímetro de pulso convencionales monitorizan las lecturas de un dedo o muñeca de un usuario. Estos dispositivos convencionales presentan desafíos en términos de precisión en las mediciones. Por ejemplo, cuando se utiliza esmalte de uñas en el dedo (que se ubica en la periferia del cuerpo), la precisión de la medición del oxímetro de pulso convencional puede verse afectada. Esto se puede superar con el dispositivo de la presente divulgación en el que la saturación de oxígeno se mide cerca del área central del cuerpo (por ejemplo, cerca del pulmón o el corazón), lo que da como resultado niveles de saturación de oxígeno más precisos y sensibles.

25 Además, el oxímetro de pulso está ubicado generalmente en una zona del dispositivo que está casi en contacto constante con el cuerpo. En un ejemplo, el oxímetro de pulso puede ubicarse en la segunda sección (por ejemplo, la sección que está distante de los detectores) de la segunda porción. Dado que la segunda sección de la segunda porción está diseñada o conformada en un ángulo predeterminado, está en contacto constante con la piel. Esta disposición es especialmente ventajosa para las usuarias.

30 El dispositivo puede comprender además medios de comunicación inalámbrica. El dispositivo puede tener una fuente de energía tal como una batería, más preferiblemente una batería recargable. La fuente de energía del dispositivo puede tener capacidades de carga inalámbrica. El dispositivo puede comprender además un acelerómetro. El acelerómetro es particularmente ventajoso porque ayuda a definir una distancia de movimiento al realizar cualquier ejercicio o actividad general, y también en caso de que ocurra cualquier patología aguda (por ejemplo, un evento agudo tal como un evento arrítmico), puede ayudar a corroborar la patología anormal con los síntomas del paciente.

35 El dispositivo generalmente está sobremoldeado con un material adecuado tal como silicio. En un ejemplo, el material de encapsulación puede ser un material hipoalergénico impermeable. Se apreciará que se pueden contemplar otros tipos de materiales adecuados. Ventajosamente, el dispositivo está sellado mediante el material encapsulante, no hay posibilidad de colocar un enchufe u otras conexiones desde el embalaje exterior del dispositivo. Como resultado, el dispositivo es robusto y confiable para cualquier condición, particularmente para uso al aire libre (por ejemplo, utilizado en condiciones de sudoración o donde puede haber transpiración excesiva o en deportes acuáticos ligeros).

El dispositivo generalmente se ata o une con el cuerpo a través de un mecanismo de correa-cinta.

De acuerdo con un aspecto adicional de la presente invención, se proporciona un método para fabricar un dispositivo portátil para medir señales electrocardiográficas, el método de acuerdo con la reivindicación 15.

50 Breve descripción de las realizaciones preferidas

A continuación se describirán algunas realizaciones preferidas de la divulgación únicamente a modo de ejemplo y con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

La figura 1 ilustra una representación esquemática de un dispositivo de ECG de ejemplo de acuerdo con una realización de la presente divulgación;

La figura 2 ilustra una representación esquemática de tres mediciones independientes de acuerdo con una realización de la presente divulgación;

La figura 3 ilustra las formas de onda de ECG generadas a partir de las tres mediciones independientes de la figura 2;

5 La figura 4 ilustra una representación esquemática de las disposiciones de los detectores de acuerdo con un ejemplo de la presente divulgación;

La figura 5 ilustra una vista esquemática ensamblada del dispositivo de ECG de acuerdo con una realización de la presente divulgación;

10 La figura 6(a) ilustra una vista frontal esquemática de un dispositivo de ECG ensamblado de acuerdo con una realización de la presente divulgación; y

La figura 6 (b) ilustra una vista posterior esquemática del dispositivo de ECG ensamblado de la figura 6 (a).

Descripción detallada de las realizaciones preferidas

15 La figura 1 ilustra una representación esquemática de un dispositivo de ECG de ejemplo de acuerdo con una realización de la presente divulgación. El dispositivo tiene dos porciones: una primera porción 105 o de arriba y una porción 110 segunda o de abajo. Hay una porción 70 de conexión entre la primera porción 105 y la segunda porción 110. La primera porción 105 incluye al menos dos detectores 1, 2 de ECG. Estos detectores 1, 2 están generalmente separados de forma lateral entre sí. La segunda porción 110 del dispositivo tiene una primera sección 150 y una segunda sección 160. La primera sección 150 generalmente incluye al menos tres electrodos o detectores 3, 4, 5. En este caso, en el dispositivo de la figura 1, hay cuatro electrodos 3, 4, 5 y 15
20 en la segunda sección 150 de la segunda porción 110.

El dispositivo de la figura 1 puede posicionarse generalmente de manera que la primera porción 105 del dispositivo esté ubicada cerca de una región proximal a un nódulo sinoauricular de un corazón (no mostrado) del cuerpo del usuario y la segunda porción está ubicada cerca de una región de un área del vértice mitral del corazón del cuerpo del usuario. Se apreciará que los sensores o detectores 1,2 de la primera porción 105 del dispositivo están ubicados cerca de la región de arriba del corazón desde donde las señales eléctricas comienzan a generarse y viajar hacia una región de abajo (hacia el vértice del corazón). Los sensores o detectores 3, 4, 5, 15 de la segunda porción 110 del dispositivo están extendidos en la segunda porción y ubicados hacia la región de abajo del corazón cerca del vértice del corazón. Es evidente que todos los sensores de la primera y segunda porción están ubicados a lo largo de la dirección en la que fluyen las señales eléctricas en el corazón y, como resultado, se pueden obtener datos de mediciones de ECG sensibles y precisos.
25 30

En la figura 1, la segunda sección 160 se puede posicionar en un ángulo predeterminado con respecto a una superficie longitudinal o principal de la primera porción 105 del dispositivo. El ángulo predeterminado puede ser de aproximadamente 20° a 30°. Ventajosamente, este ángulo de la segunda sección permite colocar fácilmente el dispositivo detrás o debajo del tejido mamario de una usuaria. En una realización, la segunda sección 160 incluye un oxímetro 6 de pulso. Sin embargo, el oxímetro 6 de pulso puede ubicarse en cualquier otra ubicación del dispositivo.
35

El dispositivo de la figura 1 incluye un sensor 11 de temperatura que es capaz de medir una temperatura de una región que está muy cerca del pulmón y/o corazón del cuerpo. El dispositivo también incluye un dispositivo 9 con capacidad WIFI, indicadores 9, 10, acelerómetro 8 y controlador 12. Las ubicaciones de estos dispositivos son sólo indicativas: pueden ubicarse en otros lugares del dispositivo.
40

El dispositivo de la figura 1 también incluye una pluralidad de regiones flexibles (no mostradas) en la segunda porción 110 del dispositivo. Las regiones flexibles permiten que el dispositivo se ajuste al cuerpo. El conector 70 entre la primera porción 105 y la segunda porción 110 está hecho de material flexible. El conector 70 está conformado o diseñado para tener una anchura o diámetro de aproximadamente 2 a 7 mm. Este rango de dimensiones particular está diseñado para que el conector 70 pueda colocarse muy fácilmente detrás del puente entre copas de sujetador para usuarias.
45

La figura 2 ilustra una representación esquemática de tres mediciones independientes de acuerdo con una realización de la presente divulgación. En los ejemplos, los detectores 1 y 2 están ubicados en la primera porción 105 del dispositivo y los detectores 3, 4, 5 están ubicados en la segunda porción 110 del dispositivo. La primera medición 500 de diferencia de potencial independiente se toma (por ejemplo, mediante el controlador 12) utilizando los detectores 1 y 3. La segunda medición 600 de diferencia de potencial independiente se toma utilizando (por ejemplo, mediante el controlador 12) los detectores 2 y 4. La tercera medición 700 independiente de diferencia de potencial se toma (por ejemplo, mediante el controlador 12) utilizando los detectores 1 y 5. Estas tres mediciones 500, 600 y 700 se toman simultáneamente desde tres ubicaciones diferentes del cuerpo, por ejemplo, mediante el controlador 12.
50 55

La figura 3 ilustra las formas de onda de ECG generadas a partir de las tres mediciones independientes de la figura 2 (por ejemplo, por el controlador 12). En este ejemplo, la forma 800 de onda corresponde a la medición 500 en la figura 2, la forma 900 de onda corresponde a la medición 600 y la forma 1000 de onda corresponde a la medición 700 de la figura 2.

5 La ventaja de tres mediciones independientes es que las ondas p se amplifican, lo que mejora la probabilidad de detección de irregularidades en las señales de ECG. Debido a que las mediciones se toman desde tres ubicaciones independientes produciendo tres formas de onda independientes, es más efectivo en la detección, por ejemplo, de ondas p. Los dispositivos convencionales no toman tres mediciones diferentes al mismo tiempo y por lo tanto es mucho más difícil detectar la presencia de ondas p en las formas de onda del ECG. Este problema se supera mediante las tres mediciones independientes del dispositivo de la presente divulgación.

10 La figura 4 ilustra una representación esquemática de las disposiciones de los detectores de acuerdo con un ejemplo de la presente divulgación. Los sensores tanto en la primera como en la segunda porción están lateralmente separados entre sí. Por ejemplo, la distancia (d) entre los detectores 1, 2 de la primera porción es de aproximadamente 20 mm a 80 mm. La distancia (d) lateral entre los detectores 3, 4, 5 está entre aproximadamente 20 mm y 80 mm.

15 La distancia (d1) vertical entre los detectores de la primera y segunda porción es de aproximadamente 20 mm a 80 mm. La distancia (d2) lateral entre el punto medio de los detectores 1, 2 y el primer detector 3 de la segunda porción es de aproximadamente 20 mm a 80 mm.

20 La distancia lateral (L) entre el punto medio de los detectores 1, 2 y el detector 5 final de la segunda porción es de aproximadamente 100 mm a aproximadamente 250 mm.

Ventajosamente, el dispositivo proporciona formas de onda de ECG mejoradas con ondas p amplificadas con estas mediciones.

25 La figura 5 ilustra una vista esquemática ensamblada del dispositivo de ECG de acuerdo con una realización de la presente divulgación. El ensamblaje del dispositivo incluye el dispositivo 20 de ECG y una correa 25 unida al dispositivo 20. La correa 25 se utiliza para atar el dispositivo alrededor del cuerpo del usuario.

La figura 6(a) ilustra una vista frontal esquemática de un dispositivo de ECG ensamblado de acuerdo con una realización de la presente divulgación. El dispositivo 20 incluye porciones 85 flexibles en el embalaje exterior del dispositivo. La correa 25 se une con un mecanismo de correa adecuado. La invención no se limita al mecanismo de correa mostrado en la figura. Se pueden utilizar otros mecanismos de correa adecuados.

30 La figura 6 (b) ilustra una vista posterior esquemática del dispositivo de ECG ensamblado de la figura 6 (a). Se utilizan los mismos numerales de referencia que en la figura 6 (a).

Aunque la divulgación se ha descrito en términos de realizaciones preferidas como se establece anteriormente, debe entenderse que estas realizaciones son sólo ilustrativas y que las reivindicaciones no se limitan a esas realizaciones.

35

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo portátil para medir señales electrocardiográficas, el dispositivo que comprende:
- una primera porción (105) que comprende al menos dos electrodos (1, 2);
- 5 una segunda porción (110) que comprende al menos tres electrodos (3, 4, 5, 15); estando la primera porción (105) y la segunda porción (110) espaciadas verticalmente entre sí;
- un controlador (12) configurado para tomar:
- una primera medición (500) de diferencia de potencial utilizando uno de los electrodos (1, 2) de la primera porción (105) y uno de los electrodos (3, 4, 5, 15) de la segunda porción (110);
- 10 una segunda medición (600) de diferencia de potencial utilizando otro de los electrodos (1, 2) de la primera porción (105) y otro de los electrodos (3, 4, 5, 15) de la segunda porción (110); y
- una tercera medición (700) de diferencia de potencial utilizando otro de los electrodos (1, 2) de la primera porción (105) y otro de los electrodos (3, 4, 5, 15) de la segunda porción (110);
- en donde el controlador (12) está configurado para tomar simultáneamente la primera, segunda y tercera mediciones de diferencia de potencial en tres posiciones independientes del cuerpo de un usuario;
- 15 en donde el dispositivo está configurado para posicionarse de manera que la primera porción (105) del dispositivo esté ubicada cerca de una región proximal a un nódulo sinoauricular de un corazón del cuerpo del usuario y la segunda porción (110) está ubicada cerca de una región de un área del vértice mitral del corazón del cuerpo del usuario;
- caracterizado porque
- 20 una distancia (d1) vertical entre los al menos dos electrodos (1, 2) de la primera porción (105) y los al menos tres electrodos (3, 4, 5, 15) de la segunda porción (110) tienen entre 20 mm y 80 mm, midiendo la distancia (d1) vertical entre una línea horizontal que cruza al menos dos electrodos (1, 2) de la primera porción (105) y una línea horizontal que cruza al menos un primer electrodo (3) de la segunda porción (110);
- 25 en donde una distancia (d2) lateral entre un punto medio de los electrodos (1, 2) de la primera porción (105) y el primer electrodo (3) de la segunda porción (110) está entre 20 mm y 80 mm; y
- en donde una distancia (L) lateral entre el punto medio de los electrodos (1, 2) de la primera porción (105) y un electrodo (5) final de la segunda porción (110) está entre 100 mm y 250 mm.
2. Un dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el controlador (12) está configurado para generar simultáneamente:
- 30 una primera forma (800) de onda electrocardiográfica de la primera medición (500) de diferencia de potencial;
- una segunda forma (900) de onda electrocardiográfica de la segunda medición (600) de diferencia de potencial;
- y
- una tercera forma (1000) de onda electrocardiográfica de la tercera medición (700) de diferencia de potencial.
3. Un dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el controlador está configurado para tomar:
- 35 la primera medición (500) de diferencia de potencial utilizando un primer electrodo (1) de la primera porción (105) y el primer electrodo (3) de la segunda porción (110);
- la segunda medición (600) de diferencia de potencial utilizando un segundo electrodo (2) de la primera porción (105) y un segundo electrodo de la segunda porción (110); y
- 40 la tercera medición (700) de diferencia de potencial utilizando el segundo electrodo (2) de la primera porción (105) y un tercer electrodo de la segunda porción (110).
4. Un dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1, en donde los electrodos (1, 2) de la primera porción (105) del dispositivo están lateralmente separados entre sí.
5. Un dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1, en donde los electrodos (3, 4, 5, 15) de la segunda porción (110) del dispositivo están lateralmente separados entre sí.
- 45 6. Un dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1, en donde la primera porción (105) y la segunda porción (110) del dispositivo son porciones integradas dentro del dispositivo.

7. Un dispositivo de acuerdo con la reivindicación 6, que comprende además una porción (70) conectora flexible entre la primera y segunda porciones (105, 110) del dispositivo; en donde la porción (70) de conector flexible tiene una forma opcional para tener una anchura predeterminada de aproximadamente 2 mm a aproximadamente 8 mm.
- 5 8. Un dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1, en donde la segunda porción (110) del dispositivo comprende una primera sección (150) y una segunda sección (160), y en donde la primera sección (150) comprende al menos tres detectores.
9. Un dispositivo de acuerdo con la reivindicación 8, en donde la segunda sección (160) de la segunda porción (110) del dispositivo está posicionada en un ángulo predeterminado con respecto a una superficie longitudinal de la primera porción (105) del dispositivo.
- 10 10. Un dispositivo de acuerdo con la reivindicación 9, en donde el ángulo predeterminado es de aproximadamente 15° a 35°.
11. Un dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1, en donde la primera y segunda porciones (105, 110) del dispositivo comprenden regiones flexibles.
- 15 12. Un dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el dispositivo comprende:
un oxímetro (6) de pulso que está configurado para monitorizar un nivel de saturación de oxígeno desde una región proximal al corazón del usuario.
13. Un dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el dispositivo comprende:
un sensor (11) de temperatura que está configurado para monitorizar una temperatura desde una región
20 próxima al corazón del usuario;
medios (9) de comunicación inalámbrica; y/o
un acelerómetro (8).
14. Un dispositivo de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el dispositivo está encapsulado en un material sobremoldeado.
- 25 15. Un método para fabricar un dispositivo portátil para medir señales electrocardiográficas, el método que comprende:
formar una primera porción (105) que comprende al menos dos electrodos (1,2);
formar una segunda porción (110) que comprende al menos tres electrodos; estando la primera porción (105) y la segunda porción (110) espaciadas verticalmente entre sí;
- 30 proporcionando un controlador configurado para tomar:
una primera medición (500) de diferencia de potencial utilizando uno de los electrodos (1, 2) de la primera porción (105) y uno de los electrodos (3, 4, 5, 12) de la segunda porción (110);
una segunda medición (600) de diferencia de potencial utilizando otro de los electrodos (1, 2) de la primera porción (105) y otro de los electrodos (3, 4, 5, 12) de la segunda porción (110); y
- 35 una tercera medición (700) de diferencia de potencial utilizando otro de los electrodos (1, 2) de la primera porción (105) y otro de los electrodos (3, 4, 5, 12) de la segunda porción (110);
en donde el controlador está configurado para tomar simultáneamente la primera, segunda y tercera mediciones de diferencia de potencial en tres posiciones independientes del cuerpo de un usuario; y
- 40 en donde el dispositivo está configurado para posicionarse de manera que la primera porción (105) del dispositivo está ubicada cerca de una región proximal a un nodo sinoauricular de un corazón del cuerpo del usuario y la segunda porción (110) está ubicada cerca de una región de un área del vértice mitral del corazón del cuerpo del usuario;
caracterizado porque
- 45 una distancia (d1) vertical entre los al menos dos electrodos (1, 2) de la primera porción (105) y los al menos tres electrodos (3, 4, 5, 12) de la segunda porción (110) está entre 20 mm y 80 mm, midiéndose la distancia (d1) vertical entre una línea horizontal que cruza los al menos dos electrodos (1, 2) de la primera porción (105) y una línea horizontal que cruza al menos un primer electrodo (3) de la segunda porción (110);

ES 2 979 337 T3

en donde una distancia (d2) lateral entre un punto medio de los electrodos (1, 2) de la primera porción (105) y el primer electrodo (3) de la segunda porción (110) está entre 20 mm y 80 mm; y

en donde una distancia (L) lateral entre el punto medio de los electrodos (1, 2) de la primera porción (105) y un electrodo (5) final de la segunda porción (110) está entre 100 mm y 250 mm.

5

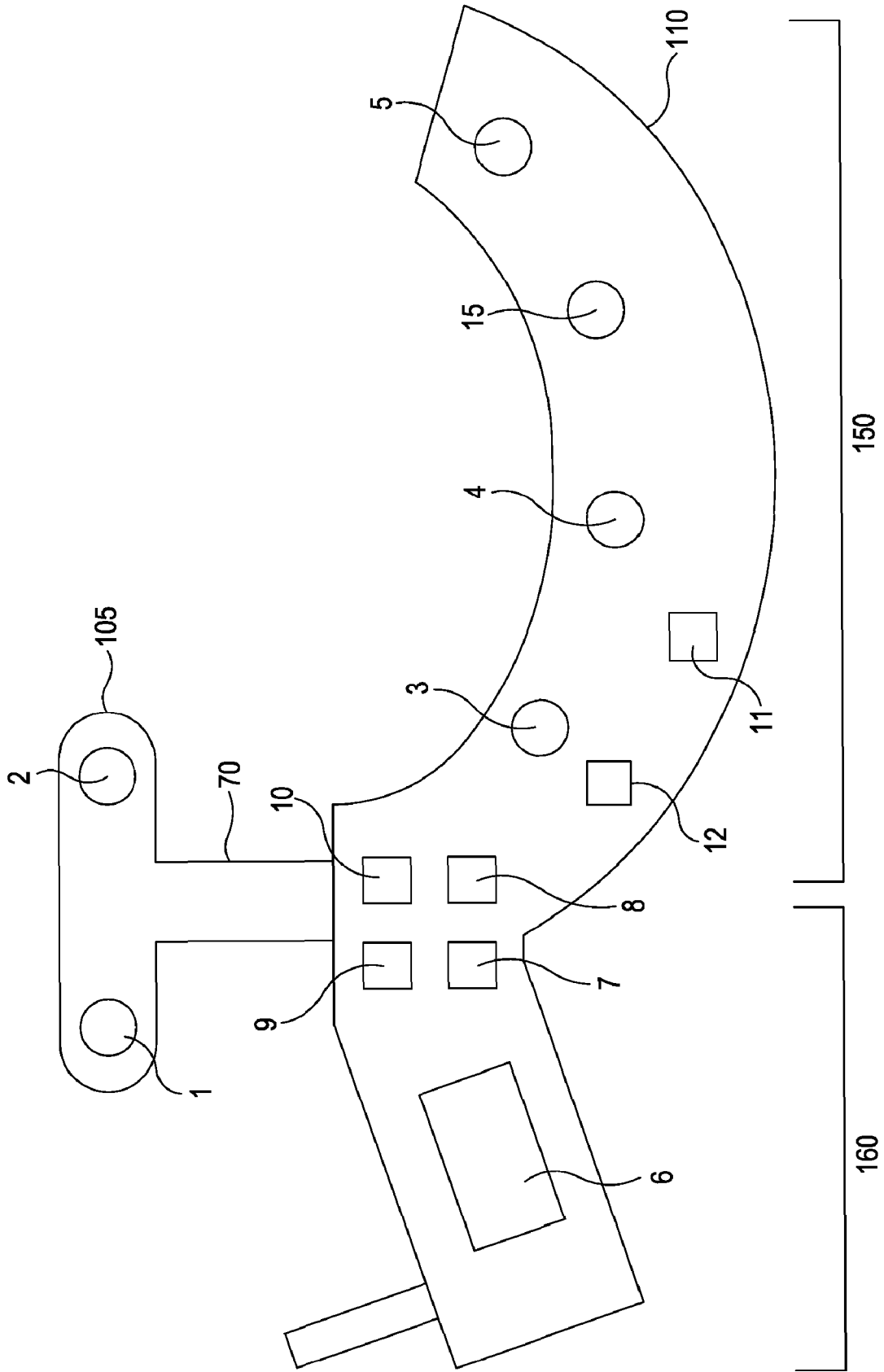


Fig. 1

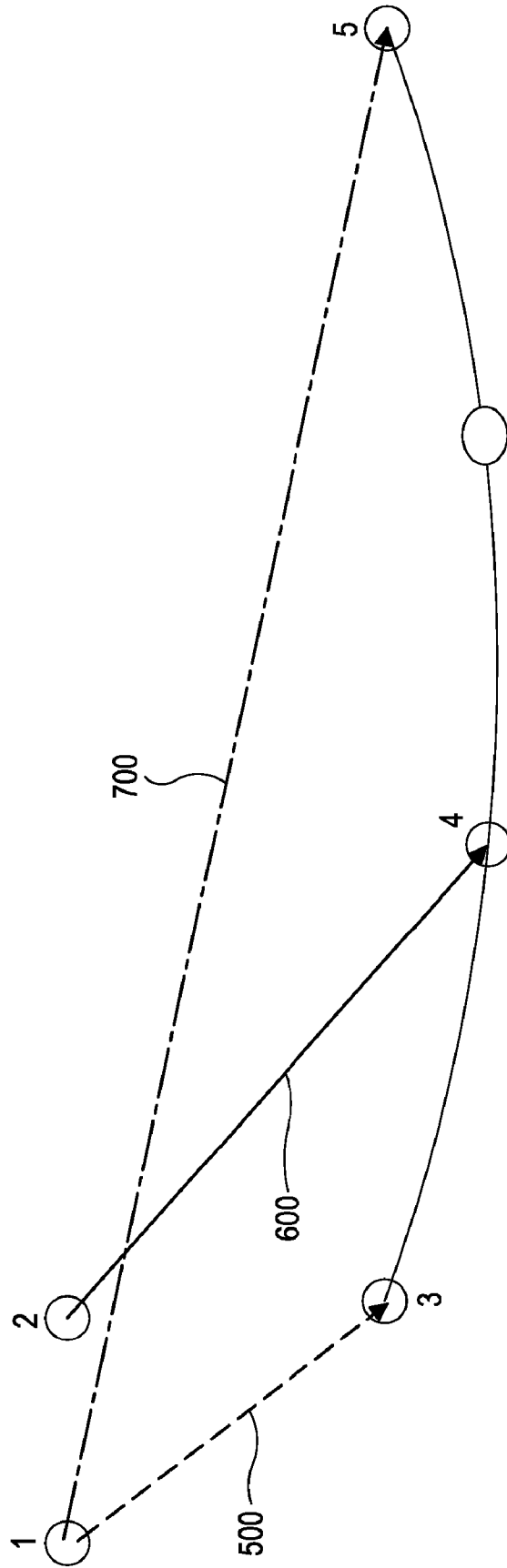


Fig. 2

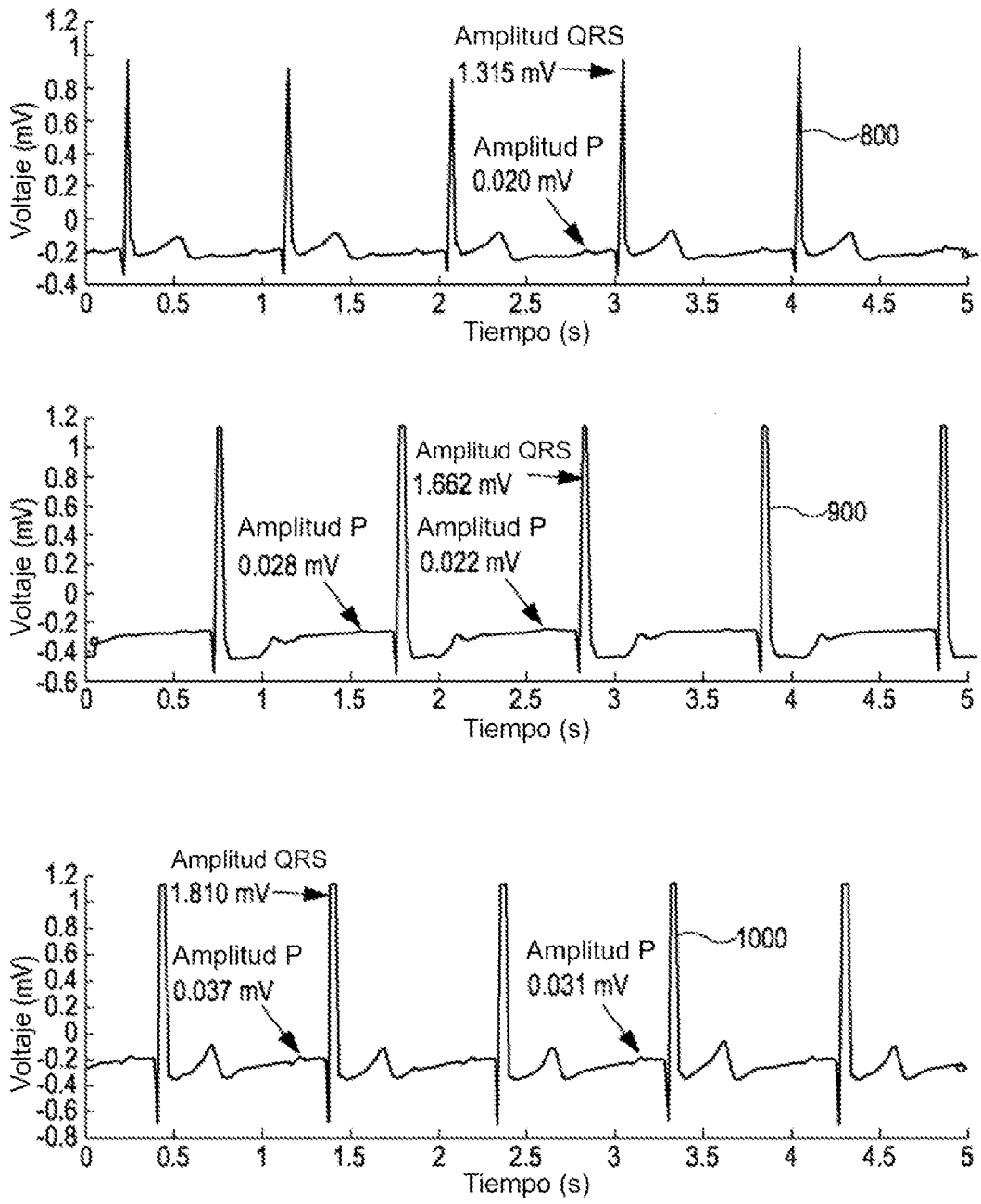


Fig. 3

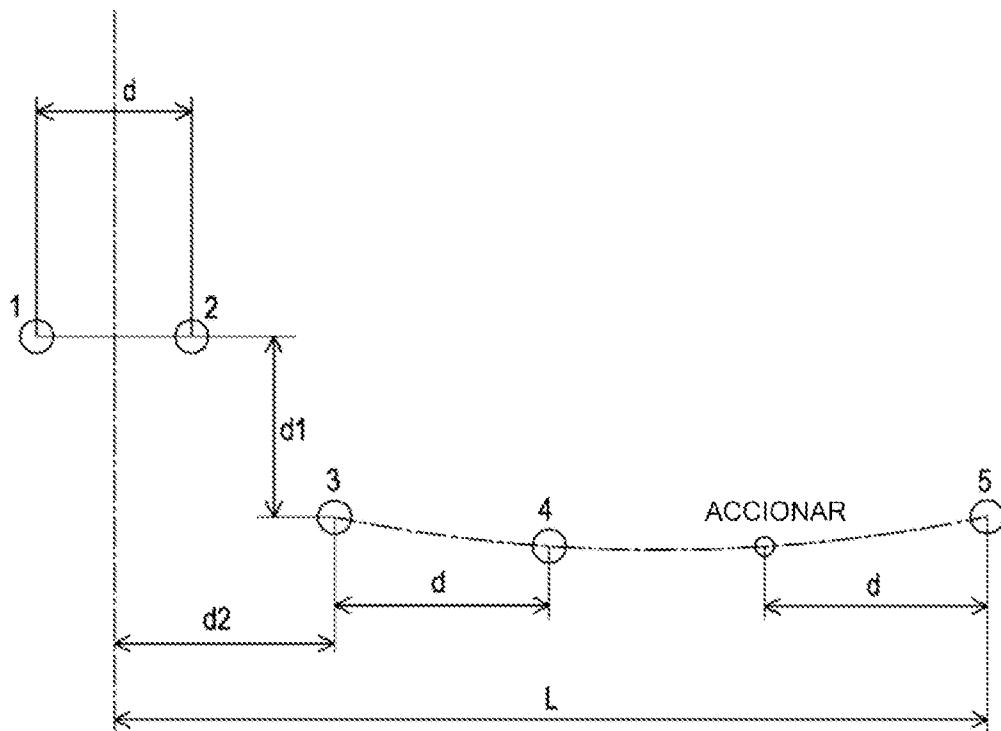


Fig. 4

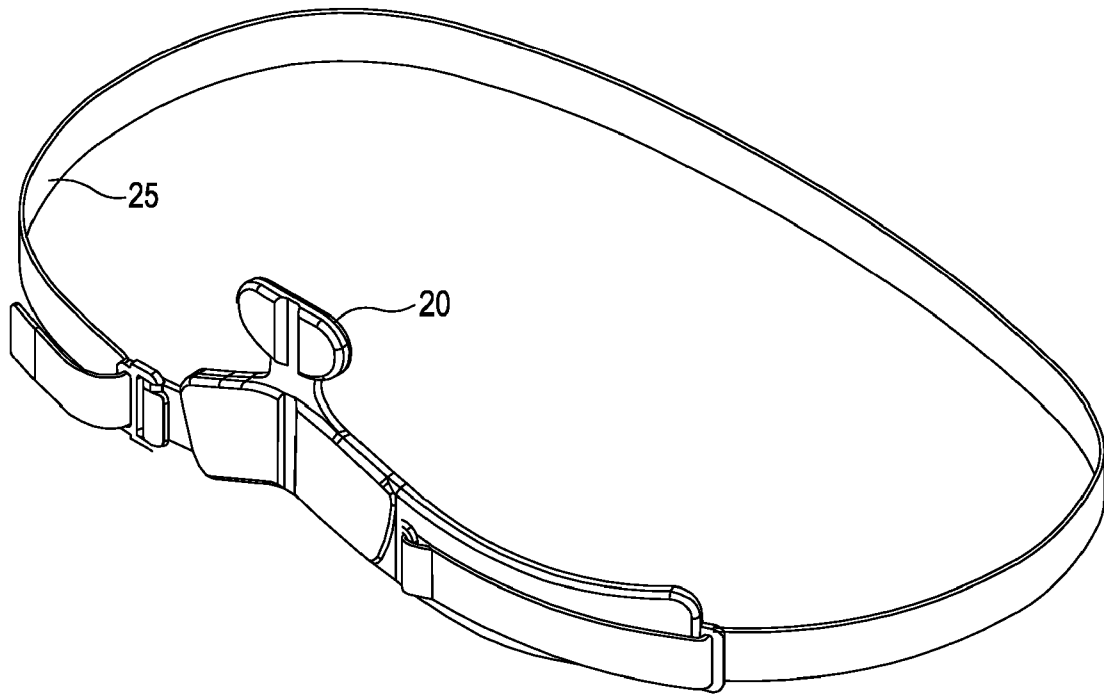


Fig. 5

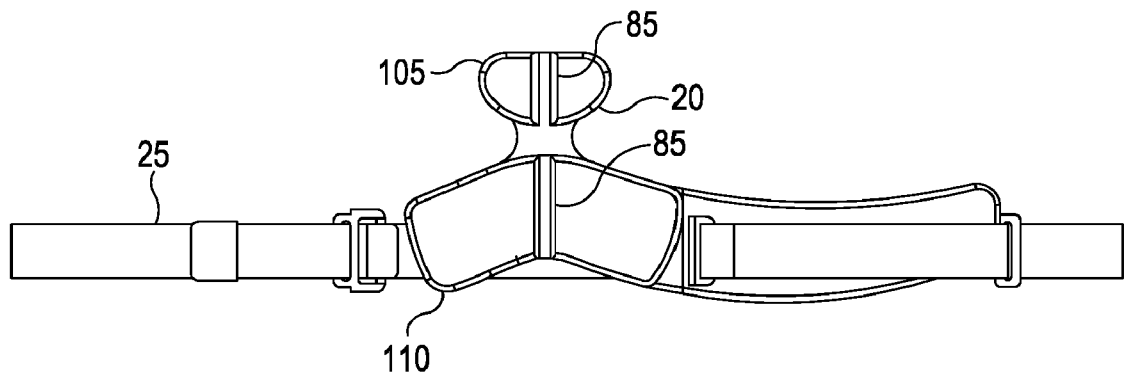


Fig. 6a

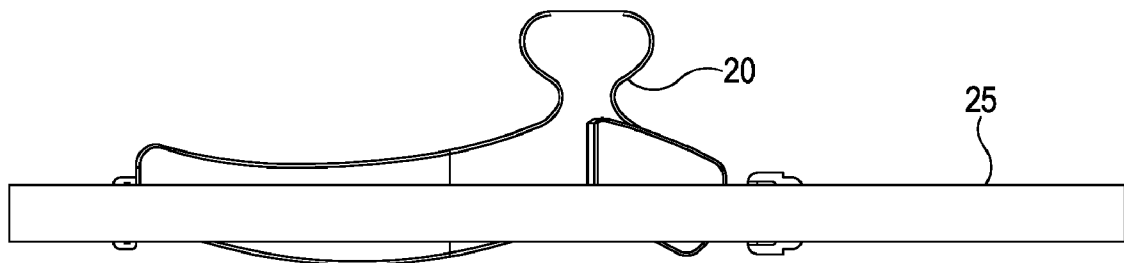


Fig. 6b