

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 976 653**

51 Int. Cl.:

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/087 (2006.01)

A61B 5/097 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **10.06.2020** **PCT/US2020/037060**

87 Fecha y número de publicación internacional: **17.12.2020** **WO20252070**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **10.06.2020** **E 20750841 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.12.2023** **EP 3982821**

54 Título: **Sensor de respiración nasal y oral**

30 Prioridad:

11.06.2019 US 201916438410

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

06.08.2024

73 Titular/es:

SUNMED GROUP HOLDINGS, LLC (100.0%)
2710 Northridge Dr. NW, Suite A
Grand Rapids, MI 49544, US

72 Inventor/es:

HAVERI, HEIKKI y
RANTA, JANNE

74 Agente/Representante:

CARVAJAL Y URQUIJO, Isabel

ES 2 976 653 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

Sensor de respiración nasal y oral

5 Referencia cruzada a solicitudes relacionadas

La presente solicitud reivindica prioridad de la solicitud de patente estadounidense número 16/438,410, presentada el 11 de junio de 2019, y titulada "NASAL AND ORAL RESPIRATION".

10 Antecedentes

La presente divulgación se refiere generalmente a sensores médicos. Más particularmente, la presente divulgación se refiere a sensores de respiración para un monitoreo continuo y duradero de un individuo o paciente, incluyendo medir y analizar la condición respiratoria y el movimiento de la persona.

15 La respiración de una persona puede monitorizarse por diversos motivos. Por ejemplo, el conocimiento sobre la respiración de un paciente puede ayudar al cuidador a evaluar la estabilidad del paciente durante la cirugía y la recuperación posterior. El conocimiento sobre la respiración de una persona también puede ayudar con la terapia relacionada con el sueño.

20 El documento US 2019/116088 A1 divulga un método y un sistema para una comunicación de datos inalámbrica entre un sistema sensor y un receptor capaz de recibir valores de analitos detectados por el sistema sensor en un monitoreo continuo de analitos. El método incluye establecer una operación en modo desconectado para el sistema. El receptor recibe un primer paquete de datos difundido por el sistema sensor que tiene primeros datos de estado indicativos del estado del dispositivo y/o del estado del valor de analitos. Los primeros datos de estado son procesados por un controlador receptor.

30 El documento US 2016/029148 A1 divulga un método para transmitir de forma inalámbrica datos de sensores entre dispositivos en el que no es necesario establecer una conexión de datos entre los dispositivos para transferir los datos de sensores. El método comprende proporcionar un primer dispositivo que tiene datos de sensores recibidos desde al menos un sensor. El primer dispositivo se opera en un estado anunciante para transmitir periódicamente y de forma inalámbrica paquetes de datos, donde cada paquete de datos incluye un identificador para identificar el primer dispositivo y también incluye dichos datos de al menos un sensor.

35 Muchos enfoques para los sensores de respiración implican dispositivos engorrosos que pueden obstruir las vías respiratorias de un paciente. En muchas aplicaciones, el paciente está inconsciente o semiconsciente y resulta un reto fijar un sensor de respiración en su lugar durante un período de tiempo prolongado. En consecuencia, en muchos de los sistemas existentes se requiere que una enfermera revise con frecuencia al paciente para detectar la colocación del sensor o el movimiento involuntario del sensor. Además, debido a la fisonomía de las vías respiratorias humanas, muchos dispositivos tienden a producir lecturas confusas en relación con las fosas nasales y la boca de un paciente, y no logran distinguir claramente ni proporcionar datos diferenciados para los pasos de inspiración y exhalación.

40 Breve descripción de la invención

45 En el campo de la atención médica para pacientes con disfunción respiratoria, es muy deseable proporcionar una medición continua y en tiempo real de los ciclos respiratorios del paciente. En la medición de los ciclos respiratorios de los pacientes, uno de los desafíos es distinguir claramente entre los ciclos de inhalación y exhalación. La complicación se ve agravada por la fisonomía humana, que coloca los flujos nasal y oral (dentro y fuera del paciente) muy cerca uno del otro, aumentando así la posibilidad de mezcla de flujo, turbulencia y estancamiento en algunos lugares.

50 Un aspecto de la presente divulgación proporciona, pero no se limita a, un sensor de respiración para monitorear y analizar la condición y el ciclo respiratorio de un individuo o paciente, monitoreo y análisis para garantizar que un sensor de respiración esté posicionado según lo previsto, detectando el movimiento de una persona que usa un sensor de respiración, que detecta y distingue entre flujos de aire oral y nasal individuales, e integración de un sensor y datos de respiración con una red.

55 En algunas realizaciones, la presente divulgación proporciona un sensor de respiración que comprende: una carcasa que tiene un conducto de flujo nasal que se extiende a través de la misma, donde el conducto de flujo nasal está dispuesto aproximadamente paralelo a la dirección de flujo respiratorio nasal; y una placa electrónica que comprende un termistor nasal, estando la placa electrónica acoplada a la carcasa de manera que el termistor nasal esté posicionado en el conducto de flujo nasal.

60 En algunas realizaciones, se divulga un sensor de respiración, comprendiendo el sensor de respiración: una carcasa que tiene un primer conducto de flujo nasal y un segundo conducto de flujo nasal que se extienden a través de la misma, donde los pasos de flujo nasal están dispuestos en paralelo entre sí con respecto a la dirección de flujo respiratorio nasal; y una placa electrónica que comprende un primer termistor nasal y un segundo termistor nasal, estando la placa

electrónica acoplada a la carcasa de manera que el primer y segundo termistores nasales estén posicionados en cada uno del primer y segundo conductos de flujo nasal, respectivamente.

En algunas realizaciones, la presente divulgación proporciona un sensor de respiración que comprende: uno o más termistores configurados para detectar al menos una de una temperatura inspiratoria, una temperatura espiratoria, una temperatura ambiente adyacente al sensor respiratorio, o una temperatura de la piel de un paciente aplicada contra el sensor respiratorio; un acelerómetro configurado para detectar al menos uno de un movimiento del paciente, una posición del paciente, una frecuencia cardíaca o una frecuencia respiratoria; y una placa electrónica acoplada a los uno o más termistores y a los uno o más termistores.

En algunas realizaciones, la presente divulgación proporciona un sistema que comprende: un servidor que tiene una memoria que almacena comandos y un procesador configurado para ejecutar los comandos para: recibir, desde un concentrador, datos indicativos de una condición respiratoria de un paciente, transferir los datos en una memoria en un servidor remoto; proporcionar los datos a un dispositivo informático móvil, previa solicitud; e instruir al dispositivo informático móvil que muestre gráficamente los datos, donde los datos comprenden un valor de temperatura de al menos uno de dos conductos de flujo nasal, un valor de temperatura de un conducto de flujo oral, un valor de temperatura de la superficie de la piel de un paciente y un valor de temperatura del ambiente del paciente.

En algunas realizaciones de la presente divulgación, se divulga un método, comprendiendo el método: recibir, desde un concentrador, datos indicativos de una condición respiratoria de un paciente; transferir los datos a una memoria en un servidor remoto; proporcionar los datos a un monitor, previa solicitud; e instruir al monitor que muestre gráficamente los datos, donde los datos comprenden un valor de temperatura de al menos uno de dos conductos de flujo nasal, un valor de temperatura de un conducto de flujo oral, un valor de temperatura de la superficie de la piel de un paciente y un valor de temperatura del ambiente de un paciente.

En algunas realizaciones se divulga un sistema sensor de respiración, comprendiendo el sistema sensor de respiración: un sensor de respiración que comprende una carcasa que tiene un conducto de flujo nasal que se extiende a través de la misma, donde el conducto de flujo nasal está alineado con una dirección de flujo respiratorio nasal, y una placa electrónica que comprende un termistor nasal, estando la placa electrónica acoplada a la carcasa de manera que el termistor nasal esté posicionado en el conducto de flujo nasal; y un concentrador configurado para mover datos entre el sensor de respiración y una red.

Las características y ventajas adicionales de la tecnología en cuestión se expondrán en la descripción a continuación y, en parte, serán aparentes de la descripción o pueden ser aprendidas por la práctica de la tecnología en cuestión. Las ventajas de la tecnología en cuestión serán alcanzadas y obtenidas por la estructura particularmente señalada en la descripción escrita y las realizaciones de la misma, así como los dibujos adjuntos.

Debe entenderse que tanto la descripción general anterior como la siguiente descripción detallada son ejemplares y explicativos y tienen la intención de proporcionar una explicación adicional de la tecnología en cuestión.

Breve descripción de los dibujos

A continuación se describen diversas características de realizaciones ilustrativas de la invención con referencia a los dibujos. Las realizaciones ilustradas pretenden ilustrar, pero no limitar, las invenciones. Los dibujos contienen las siguientes figuras.

La FIGURA 1 ilustra una vista en perspectiva frontal de un sensor de respiración colocado en la cabeza de un paciente, según algunas realizaciones.

La FIGURA 2A ilustra una vista en planta lateral de un flujo de gas que sale de la cavidad nasal de un paciente, según algunas realizaciones.

La FIGURA 2B ilustra una vista en planta lateral de un flujo de gas que sale de la cavidad oral de un paciente, según algunas realizaciones.

La FIGURA 3 ilustra una vista en planta frontal de un flujo de gas que sale de la cavidad nasal de un paciente, según algunas realizaciones.

La FIGURA 4 ilustra una vista frontal en perspectiva de los flujos de respiración nasal y los flujos de respiración oral en un paciente, según algunas realizaciones.

La FIGURA 5 ilustra una vista frontal en perspectiva de un sensor de respiración que incluye conductos de flujo nasal y conductos de flujo oral, según algunas realizaciones.

La FIGURA 6 ilustra vistas detalladas en perspectiva de conductos de flujo nasal y conductos de flujo oral de un sensor de respiración, según algunas realizaciones.

- La FIGURA 7 ilustra una vista en sección transversal de un flujo de respiración laminar con respecto a un termistor en un sensor de respiración, según algunas realizaciones.
- 5 La FIGURA 8 ilustra una vista esquemática de un conducto de flujo de un sensor de respiración, según algunas realizaciones.
- Las FIGURAS 9A y 9B ilustran vistas en perspectiva frontal y posterior de un sensor de respiración, según algunas realizaciones.
- 10 La FIGURA 10 ilustra una vista en perspectiva frontal de un sensor de respiración colocado en la cabeza de un paciente, según algunas realizaciones.
- La FIGURA 11 ilustra una vista en perspectiva frontal de un sensor de respiración, según algunas realizaciones.
- 15 La FIGURA 12 ilustra una vista en perspectiva inferior del sensor de respiración de la FIGURA 11.
- La FIGURA 13 ilustra una vista detallada en perspectiva frontal de un sensor de respiración, según algunas realizaciones.
- 20 La FIGURA 14 ilustra una vista transversal en perspectiva frontal del sensor de respiración de la FIGURA 11.
- La FIGURA 15 ilustra una vista esquemática de un flujo de respiración nasal y una guía de flujo nasal, según algunas realizaciones.
- 25 La FIGURA 16 ilustra una vista esquemática de una guía de flujo nasal, según algunas realizaciones.
- La FIGURA 17 ilustra una vista en perspectiva posterior de un sensor de respiración, según algunas realizaciones.
- La FIGURA 18 ilustra una vista esquemática de un flujo de respiración a través de una cavidad de un sensor de respiración, según algunas realizaciones.
- 30 La FIGURA 19 ilustra una vista esquemática del flujo de gas de respiración turbulento a través de una cavidad de un sensor de respiración, según algunas realizaciones.
- La FIGURA 20 ilustra un gráfico que muestra el flujo de ruido turbulento durante la espiración, según algunas realizaciones.
- 35 Las FIGURAS 21A y 21B ilustran vistas en planta frontal y lateral de ángulos de salida para un flujo de gas que sale de la cavidad nasal de un paciente, según algunas realizaciones.
- La FIGURAS 22A y 22B ilustran vistas esquemáticas frontales y laterales de una posición de una cavidad oral con respecto a un paciente, según algunas realizaciones.
- 40 La FIGURA 23 ilustra una vista en perspectiva frontal de un sensor de respiración, según algunas realizaciones.
- La FIGURA 24 ilustra un gráfico que muestra mediciones para el sensor de respiración de la FIGURA 23 para diferentes pacientes, según algunas realizaciones.
- 45 Las FIGURAS 25A y 25B ilustran vistas en planta frontal de las posiciones de una cavidad oral para un sensor de respiración con respecto a la boca de diferentes pacientes, según algunas realizaciones.
- 50 La FIGURA 26 ilustra una vista en perspectiva frontal de un sensor de respiración que tiene una correa, según algunas realizaciones.
- La FIGURA 27 ilustra una vista en perspectiva frontal de un sensor de respiración que tiene una banda, según algunas realizaciones.
- 55 La FIGURA 28 ilustra una vista frontal en perspectiva en despiece de un sensor de respiración, según algunas realizaciones.
- La FIGURA 29 ilustra una vista detallada en perspectiva superior de una placa electrónica y un marco de un sensor de respiración, según algunas realizaciones.
- 60 La FIGURA 30 ilustra una vista en perspectiva superior de una placa electrónica de un sensor de respiración, según algunas realizaciones.
- La FIGURA 31 ilustra una vista en perspectiva superior de la placa electrónica de la FIGURA 30, según algunas realizaciones.
- 65

- La FIGURA 32 ilustra una vista en perspectiva inferior de la placa electrónica de la FIGURA 30, según algunas realizaciones.
- 5 La FIGURA 33 ilustra una vista en perspectiva superior de la placa electrónica de la FIGURA 30 acoplada con un marco y una batería, según algunas realizaciones.
- La FIGURA 34 ilustra un diagrama de bloques de una placa electrónica de un sensor de respiración, según algunas realizaciones.
- 10 La FIGURA 35 ilustra otro diagrama de bloques de una placa electrónica de un sensor de respiración, según algunas realizaciones.
- La FIGURA 36 ilustra una tabla de estados de detección de sensores de respiración para determinar la colocación y función de sensores de respiración, según algunas realizaciones.
- 15 La FIGURA 37 ilustra un gráfico que muestra la respiración durante los cambios en la temperatura de aire ambiente, según algunas realizaciones.
- La FIGURA 38 ilustra un gráfico que muestra la respiración durante la realización de cambios de temperatura, según algunas realizaciones.
- 20 La FIGURA 39 ilustra un sensor de respiración en uso en un paciente que pasa de una posición sentada a una posición en movimiento y a una posición caída, según algunas realizaciones.
- La FIGURA 40 ilustra una vista en planta frontal de un corazón y las direcciones de circulación sanguínea a través del mismo.
- 25 La FIGURA 41 ilustra una vista en planta frontal de un sensor de respiración que incluye un acelerómetro para detectar el movimiento corporal de un paciente que utiliza el sensor de respiración, según algunas realizaciones.
- 30 Las FIGURAS 42A y 42B ilustran una vista frontal en perspectiva en despiece de un sensor de respiración de ejemplo que tiene superficies sensibles a EtCO₂, y una placa electrónica de ejemplo acoplada eléctricamente a las superficies sensibles a EtCO₂, respectivamente, según algunas realizaciones.
- 35 La FIGURA 43 ilustra una vista esquemática de un sistema de monitoreo de respiración, según algunas realizaciones.
- La FIGURA 44 ilustra una vista en perspectiva frontal de un sensor de respiración acoplado a un paciente y un concentrador adyacente al paciente según algunas realizaciones.
- 40 La FIGURA 45 ilustra una vista en perspectiva frontal de un sensor de respiración y un concentrador acoplados a un paciente, según algunas realizaciones.
- La FIGURA 46 ilustra vistas detalladas en perspectiva de una interacción entre un sensor de respiración y un concentrador en un sistema de monitoreo de respiración, según algunas realizaciones.
- 45 La FIGURA 47 ilustra una vista en perspectiva frontal de un sensor de respiración y un concentrador acoplados con un casco/gorro, según algunas realizaciones.
- La FIGURA 48 ilustra una vista lateral de un sensor de respiración y un concentrador acoplados con otro casco, según algunas realizaciones.
- 50 La FIGURA 49 ilustra una vista en perspectiva frontal de un teléfono inteligente como monitor para un sistema de monitoreo de respiración, según algunas realizaciones.
- La FIGURA 50 ilustra una vista frontal en perspectiva de una estación central como otro monitor para un sistema de monitoreo de respiración, según algunas realizaciones.
- 55 La FIGURA 51 es un diagrama de flujo de un método de ejemplo de un dispositivo sensor que detecta un parámetro fisiológico e inicia un proceso de emparejamiento con un dispositivo de monitoreo, según implementaciones ilustrativas.
- 60 La FIGURA 52 es un diagrama de flujo de un método de ejemplo de un dispositivo sensor que determina un color para el dispositivo sensor, según implementaciones ilustrativas.
- La FIGURA 53 es un diagrama de flujo de un método de ejemplo de un dispositivo sensor que asocia un nuevo dispositivo de monitoreo con un paciente, según implementaciones ilustrativas.
- 65

- La FIGURA 54 es un diagrama de flujo de un método de ejemplo de un proceso de emparejamiento con un dispositivo sensor en un dispositivo de monitoreo, según implementaciones ilustrativas.
- 5 La FIGURA 55 es un diagrama de flujo de un método de ejemplo de un dispositivo de monitoreo que determina un color para un paciente, según implementaciones ilustrativas.
- La FIGURA 56 es un diagrama de flujo de un método de ejemplo para detectar el habla de un paciente, según implementaciones ilustrativas.
- 10 La FIGURA 57 es un diagrama de flujo de un método de ejemplo para mostrar una posición de un dispositivo sensor en un paciente, según implementaciones ilustrativas.
- La FIGURA 58 es un diagrama de flujo de un método de ejemplo para mostrar el movimiento de un dispositivo sensor en un paciente en tiempo real en una interfaz de usuario, según implementaciones ilustrativas.
- 15 La FIGURA 59 es un diagrama de flujo de un método de ejemplo de un dispositivo de monitoreo que detecta la apnea del sueño de un paciente, según implementaciones ilustrativas.
- La FIGURA 60 es un diagrama de flujo de un método de ejemplo de un dispositivo de monitoreo que determina si un paciente cumple las instrucciones de un médico, según implementaciones ilustrativas.
- 20 La FIGURA 61 es un diagrama de flujo de un método de ejemplo para detectar condiciones de la cavidad nasal basándose en datos de patrones de respiración recibidos, según implementaciones ilustrativas.
- La FIGURA 62 es un diagrama de flujo de un método de ejemplo de ajuste de una interfaz de usuario de un dispositivo de monitoreo, según implementaciones ilustrativas.
- 25 La FIGURA 63 es un diagrama de flujo de un método de ejemplo para predecir una probabilidad de exacerbación de una enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), según implementaciones ilustrativas.
- 30 La FIGURA 64 es un diagrama de flujo de un método de ejemplo para determinar un nivel de actividad de un paciente y asociar el nivel de actividad con uno o más valores fisiológicos de referencia, según implementaciones ilustrativas.
- La FIGURA 65 es un diagrama de flujo de un ejemplo de cómo determinar una trayectoria recorrida por el paciente y asociar la trayectoria con uno o más valores fisiológicos de referencia, según implementaciones ilustrativas.
- 35 La FIGURA 66A ilustra una representación gráfica de ejemplo de un área delimitada que muestra representaciones gráficas de trayectorias recorridas por un paciente, según implementaciones ilustrativas.
- La FIGURA 66B ilustra una visualización/pantalla gráfica de ejemplo de mediciones en tiempo real para indicar si es probable que un paciente experimente un evento de salud, según implementaciones ilustrativas.
- 40 La FIGURA 66C ilustra otro ejemplo de visualización gráfica de mediciones en tiempo real para indicar si es probable que un paciente experimente un evento de salud, según implementaciones ilustrativas.
- 45 La FIGURA 67 ilustra una vista detallada en perspectiva lateral de un conjunto electrónico de un dispositivo sensor, según implementaciones ilustrativas.
- La FIGURA 68 ilustra una vista de detalle en perspectiva lateral de una placa electrónica de un dispositivo sensor, según implementaciones ilustrativas.
- 50 La FIGURA 69 ilustra una vista de detalle en perspectiva lateral de una placa electrónica de un dispositivo sensor, según implementaciones ilustrativas.
- 55 En las figuras, los elementos que tienen el mismo o similar número de referencia tienen la misma o similar funcionalidad o configuración, a menos que se indique expresamente lo contrario.
- Descripción detallada
- 60 Se entiende que diversas configuraciones de la tecnología en cuestión resultarán fácilmente evidentes para los expertos en la técnica a partir de la divulgación, donde se muestran y describen diversas configuraciones de la tecnología en cuestión a modo de ilustración. Como se comprenderá, la tecnología en cuestión puede tener otras configuraciones diferentes y sus diversos detalles pueden modificarse en varios otros aspectos, todo ello sin apartarse del ámbito de aplicación de la tecnología en cuestión. En consecuencia, la breve descripción, los dibujos y la descripción detallada deben considerarse de naturaleza ilustrativa y no restrictiva.
- 65

La descripción detallada que se expone a continuación tiene por objeto la descripción de varias configuraciones de la tecnología temática y no pretende representar las únicas configuraciones en las que se puede practicar la tecnología temática. Los dibujos adjuntos se incorporan en el presente documento y constituyen una parte de la descripción detallada. La descripción detallada incluye detalles específicos con el fin de proporcionar una comprensión total de la tecnología en cuestión. Sin embargo, será aparente para alguien con conocimiento ordinario en el arte que las realizaciones de la presente divulgación pueden practicarse sin algunos de estos detalles específicos. En otros casos, las estructuras y componentes bien conocidos se muestran en forma de diagrama de bloques para evitar oscurecer los conceptos de la tecnología en cuestión, o no se han mostrado en detalle para no oscurecer la divulgación. Los componentes similares se etiquetan con números de elementos similares para facilitar la comprensión.

De acuerdo con al menos algunas realizaciones descritas en el presente documento, hay un sensor de respiración que puede: monitorear el flujo de gas de respiración nasal y oral; monitorear las condiciones ambientales y del paciente; monitorear el movimiento del sensor de respiración; distinguir entre flujo de aire oral y nasal, y entre flujo de aire nasal izquierdo y derecho. El sensor de respiración puede identificar y analizar la distinción de transferencia térmica entre los gases de inhalación y exhalación para proporcionar un patrón claro del ciclo respiratorio.

En al menos algunas realizaciones descritas en el presente documento, se determina cualquiera de los flujos de gas de respiración nasal y oral, frecuencia cardíaca, frecuencia o ciclo respiratorio y movimiento del sensor de respiración y del paciente. Las realizaciones de la presente divulgación pueden enviar y recibir datos relacionados con el monitoreo y análisis mediante el sensor de respiración; indicar una condición o posición de un paciente; y proporcionar una señal o alarma correspondiente a condiciones específicas. En algunas realizaciones, se utilizan técnicas de comunicación inalámbrica para proporcionar soluciones ubicuas para la detección respiratoria de pacientes en hospitales, centros de tratamiento, situaciones de atención domiciliar y similares.

I. Realizaciones de sensores respiratorios

La FIGURA 1 ilustra un sensor de respiración 10 colocado en la cabeza de un paciente 20, según algunas realizaciones. El sensor de respiración 10 se posiciona en la cara del paciente entre la boca y la nariz para medir el flujo de gas respiratorio nasal y oral. La medición del flujo de gas se basa en medir las diferencias de temperatura entre los flujos de gas inspiratorio y espiratorio. También se pueden medir la temperatura de la piel del paciente y del aire ambiente para verificar que el sensor de respiración 10 esté colocado apropiadamente contra el paciente. Algunas realizaciones, que se describen más adelante, incluyen otros sensores, tales como sensores o detectores capacitivos y acelerómetros para garantizar que el sensor de respiración 10 no se haya caído de su lugar y que el sensor de respiración 10 esté haciendo contacto adecuado con la fisonomía del paciente. Una cuerda o correa de sujeción 15 ayuda a mantener la posición del sensor de respiración 10 con respecto a la fisonomía del paciente.

Las FIGURAS 2A y 3 ilustran las regiones 200a, 200c para un flujo de gas que sale de las cavidades nasales de un paciente, y la FIGURA 2B ilustra las regiones 200b para un flujo de gas que sale de la cavidad oral de un paciente, según algunas realizaciones. Los experimentos muestran que el flujo de gas respiratorio sale de las cavidades nasales y orales en diferentes regiones entre diferentes sujetos. En consecuencia, las realizaciones de un sensor de respiración como se describe en el presente documento incluyen una geometría que puede separar cada uno de los diferentes flujos a través de las regiones 200a, 200b, 200c para proporcionar una medida más precisa de los ciclos respiratorios de un paciente. Por consiguiente, es muy deseable una determinación precisa de la posición del sensor de respiración 100a, 100b con respecto a la cara del paciente.

La FIGURA 4 ilustra una porción del flujo de respiración nasal 600C y del flujo de respiración oral 600B para un paciente 20, según algunas realizaciones. Las cavidades de sensores del sensor de respiración capturan el flujo de gas respiratorio nasal y oral del paciente. Las cavidades de sensores se posicionan paralelas a la dirección promedio de ese flujo específico para mantener el flujo lo más laminar posible dentro de la cavidad. De este modo, las cavidades de sensores nasales están posicionadas paralelas entre sí entre la nariz y la boca, pero también paralelas al labio superior. Más ventajosamente, las cavidades de sensores nasales divergen ligeramente a través/más allá de la parte media de la boca y el labio superior en la dirección media de los flujos de gas respiratorio nasal. Se posiciona una cavidad de sensores orales transversal a las cavidades nasales, hacia afuera de la boca. En algunas realizaciones, la cavidad de sensores orales y las cavidades de sensores nasales están posicionadas entre sí de modo que una dirección del flujo de respiración oral 600B a través de la cavidad oral es transversal con respecto a una dirección del flujo de respiración nasal 600C a través de cualquiera de las cavidades de sensores nasales. Las cavidades de sensores también son lisas y rectas, o más ventajosamente ligeramente ahuecadas, para capturar el flujo de un área más grande, ya que cualquier giro o cambio repentino en la sección transversal de la cavidad a lo largo de la trayectoria del flujo genera turbulencias que mezclan las fases del flujo de aire inspiratorio y espiratorio degradando la velocidad de medición, la precisión y el tiempo de respuesta.

La FIGURA 5 ilustra un sensor de respiración 100a, por ejemplo, que incluye conductos de flujo nasal 301 y un conducto de flujo oral 302. El flujo de respiración nasal que sale de la cavidad nasal de un paciente, por ejemplo, las regiones de flujo de gas 200a, 200c, puede ser capturado y guiado por un conducto nasal 301 paralelo a la dirección promedio del flujo de respiración nasal 600C. De manera similar, el flujo de respiración oral que sale de la boca de un paciente, por ejemplo, la región de flujo de gas 200b, puede ser capturado y guiado por la cavidad oral 302 paralela a la dirección del flujo de respiración oral 600B. Al proporcionar un elemento sensor dentro de cada uno de los diferentes conductos de flujo

301 y 302, el sensor de respiración 100a puede determinar con precisión un flujo de respiración antes de que el flujo nasal y los flujos orales se mezclen juntos adyacentes al labio superior del paciente.

La FIGURA 6 ilustra el sensor de respiración 100a, con porciones del mismo mostradas en vistas detalladas, incluidas vistas detalladas de los conductos de flujo nasal 301 y el conducto de flujo oral 302. El sensor de respiración 100a incluye termistores 400-1, 400-2, 400-3 para detectar flujos de inhalación y exhalación. El flujo respiratorio nasal de un paciente puede ser capturado por los conductos nasales 301 y medido con un primer y un segundo termistores nasales 400-1, 400-2 en los mismos. Un flujo respiratorio oral del paciente puede ser capturado por la cavidad oral 302 y medido con el termistor 400-3 en la misma. La resistencia de cada termistor cambia proporcionalmente al flujo de gas que calienta o enfría el termistor, por ejemplo, durante la inspiración y la espiración.

Además, los conductos de flujo nasal 301 están separados entre sí de manera que los termistores nasales 400-1 y 400-2 puedan identificar y medir por separado el flujo de respiración asociado con cada una de las fosas nasales del paciente. Al identificar por separado el flujo de respiración asociado con cada una de las fosas nasales del paciente, se pueden determinar posibles condiciones respiratorias o las posiciones del paciente. Por ejemplo, se puede identificar y corregir una obstrucción de un conducto nasal o del dispositivo de respiración.

En algunas realizaciones, el termistor oral 400-3 se coloca en un plano que es transversal o sustancialmente perpendicular a los termistores nasales 400-1, 400-2. Esta geometría también permite una medición precisa e independiente entre cada uno de los termistores 400-1, 400-2, 400-3, evitando cualquier zona de mezcla o de turbulencia.

Con referencia a las FIGURAS 7 y 8, los termistores 400-1, 400-2, 400-3 pueden ubicarse aproximadamente en el medio de su cavidad de sensores correspondiente para maximizar la precisión y sensibilidad a los flujos de gas. Para colocar el termistor 400-1, 400-2, 400-3 en el medio de una cavidad de sensores correspondiente, el termistor 400-1, 400-2, 400-3 se acopla a una porción de punta de una estructura de soporte delgada 730. La estructura de soporte puede tener una porción proximal acoplada a una placa electrónica y una porción distal transversal a un plano definido por la parte superior de la placa electrónica, donde la porción distal de la estructura de soporte se extiende hacia un conducto de flujo nasal. En algunas realizaciones, el sensor de respiración 100a tiene una estructura y geometría que separa el flujo nasal de cada fosa nasal por separado, para proporcionar una imagen más precisa y detallada de la condición respiratoria del paciente.

La FIGURA 7 ilustra una sección transversal de un flujo de respiración laminar de un paciente a través de una cavidad de sensores. La distribución de la velocidad de flujo laminar en un tubo es parabólica, por lo que la velocidad es máxima en un punto aproximadamente en el centro del tubo. El flujo de respiración se ilustra con respecto al termistor 400-1 de un sensor de respiración 100a; sin embargo, la presente divulgación puede aplicarse a cualquier termistor 400-1, 400-2, 400-3. Al colocar el termistor 400-1 lo más cerca posible de la mitad de la cavidad de flujo en el sensor de respiración 100a, por ejemplo, se espera una medición más precisa, ya que la velocidad del flujo de gas es mayor en el centro de la cavidad de flujo. En consecuencia, se espera que la diferencia de temperatura entre la inhalación y la exhalación sea máxima en el punto medio de la cavidad de flujo. Además, la convección o la energía térmica irradiada desde las estructuras circundantes se minimiza cuando se ubica un termistor 400-1, 400-2, 400-3 en el medio de la cavidad mediante una estructura de soporte 730.

La FIGURA 8 ilustra el sensor de respiración 100a, mostrándose una porción del mismo en una vista detallada en sección transversal. La vista en sección transversal ilustra una estructura de soporte 730 que se extiende hacia el interior del conducto de flujo nasal 301, y el termistor 400-1 posicionado en una porción de extremo distal de la estructura de soporte 730. Debe entenderse que la presente divulgación, incluidas las estructuras de soporte, puede aplicarse a cualquiera de los termistores 400-1, 400-2, 400-3 y los conductos de flujo 301, 302.

La estructura de soporte 730 se extiende desde una porción del sensor de respiración 100a hacia el conducto de flujo nasal 301. Debe entenderse que la estructura de soporte 730 puede extenderse parcialmente hacia un conducto de flujo 301, 302. Por ejemplo, la estructura de soporte 730 puede extenderse hacia una porción media de al menos uno de los dos conductos de flujo nasal 301. En algunas realizaciones de la presente divulgación, la estructura de soporte 730 se extiende más allá o a través del respectivo conducto de flujo 301, 302. La estructura de soporte 730 puede comprender una estructura en voladizo que se extiende hacia dentro de un conducto de flujo respectivo 301, 302. Sin embargo, en algunas realizaciones, la estructura de soporte 730 puede comprender una estructura de arco que se extiende parcialmente desde una superficie interior del conducto de flujo 301, 302 hacia el termistor 400-1, y que se extiende parcialmente desde el termistor 400-1 hacia la superficie interior de la cavidad de flujo. En algunas realizaciones, la estructura de soporte 730 y el termistor 400-1 pueden extenderse a través de superficies internas de la cavidad de flujo.

El sensor de respiración 100a incluye paredes que tienen una superficie interior que forma las cavidades de sensores. Las paredes de la cavidad se extienden alrededor de al menos una porción de los termistores 400-1, 400-2, 400-3. Las paredes protegen los termistores sensibles 400-1, 400-2, 400-3 de diversos flujos de gas ambiental perturbadores que causan errores en la señal de flujo de gas respiratorio medida, por ejemplo, que un cuidador pueda tocar o respirar en los termistores o el aire acondicionado en las proximidades al termistor 400-1, 400-2, 400-3. Además, las paredes que forman las cavidades también protegen a los termistores pequeños y mecánicamente sensibles de diversas fuerzas mecánicas, tensiones y golpes, como rozamientos, etc.

Las FIGURAS 9A y 9B ilustran el sensor de respiración 100a, por ejemplo, incluyendo termistores 500-1, 500-2 para detectar la posición del sensor con respecto a la fisonomía de un paciente, según algunas realizaciones. Se puede posicionar un termistor ambiental 500-1 a lo largo de un lado frontal del sensor de respiración 100a, adyacente a una porción del sensor de respiración 100a que mira en dirección opuesta al paciente cuando un paciente usa el sensor de respiración 100a. De manera similar, se puede posicionar un termistor de piel 500-2 a lo largo de un lado posterior del sensor de respiración 100a, adyacente a una porción del sensor de respiración 100a que mira hacia el paciente cuando un paciente usa el sensor de respiración 100a. En algunas realizaciones, cuando un paciente usa el sensor de respiración 100a, el termistor 500-1 está distal a la cara del paciente, y el termistor 500-2 está proximal al labio superior del paciente y acoplado contra la piel del paciente.

El sensor de respiración 100a puede incluir un conducto o cavidad a lo largo de cualquiera de los lados frontal o posterior del mismo. El termistor 500-1 se puede posicionar en una cavidad a lo largo del lado frontal del sensor de respiración 100a para medir la temperatura de aire ambiente. El termistor 500-2 se puede posicionar en una cavidad a lo largo del lado posterior del sensor de respiración 100a para medir la temperatura de la piel del paciente.

En algunos casos, el termistor 500-2 puede detectar cuándo el sensor 100a está posicionado correctamente en el paciente, mientras que el termistor 500-1 puede detectar la temperatura del aire ambiente. La comparación de temperaturas a partir de 500-1 y 500-2 se puede usar para indicar una condición del paciente o el posicionamiento y función adecuados del sensor 100a, por ejemplo. En algunas realizaciones, cuando los termistores 500-1 y 500-2 detectan la misma temperatura, se puede suponer que el sensor de respiración 100a probablemente no esté conectado al paciente, o que la temperatura del paciente es la misma que la temperatura ambiente, lo que puede indicar una condición de salud peligrosa.

La FIGURA 10 ilustra otra realización de un sensor de respiración 100b, que es sustancialmente similar al sensor de respiración 100a. El sensor de respiración 100b también se coloca en la cara del paciente entre la boca y la nariz para medir los flujos de gas respiratorio nasal y oral. Al igual que el sensor de respiración 100a, la medición se basa en medir las diferencias de temperatura entre los flujos de gas inspiratorio y espiratorio. La temperatura de la piel del paciente y la temperatura de aire ambiente también se pueden medir para verificar o detectar que el sensor de respiración 100b está colocado apropiadamente con respecto a los flujos de gas respiratorio nasal y oral del paciente y al labio superior del paciente.

Algunas realizaciones descritas en el presente documento incluyen otros sensores, tales como detectores o sensores capacitivos para detectar si el sensor de respiración 100b está haciendo contacto adecuado con la fisonomía del paciente y acelerómetros para detectar el movimiento y la posición del sensor de respiración 100b para asegurar, por ejemplo, que el sensor de respiración 100b no se ha caído de su lugar, que el paciente no se ha caído o que la orientación de la cabeza del paciente no está obstruyendo los flujos de gas respiratorio nasal y oral (por ejemplo, la cara del paciente está hacia abajo, hacia la almohada o la cama).

Una cuerda o correa 150b ayuda a mantener la posición del sensor de respiración 100b con respecto a la fisonomía del paciente. Según algunas realizaciones, el sensor de respiración 100b puede incluir una guía de flujo nasal 160 para concentrar y proporcionar flujos laminares de gas inspiratorio y espiratorio a través del sensor de respiración 100b.

Las FIGURAS 11 y 12 ilustran el sensor de respiración 100b que tiene una carcasa 2001, una base 2010 y una cubierta 2012. La cubierta 2012 está posicionada entre la carcasa 2001 y la base 2010 para formar al menos una porción de una cavidad. El sensor de respiración 100b incluye conductos de flujo nasal 2018, que son similares a los conductos de flujo nasal 301, y un conducto de flujo oral 2016, que es similar a los conductos de flujo oral 302 del sensor de respiración 100a. Los conductos de flujo nasal 2018 se extienden desde una porción superior hasta una porción inferior del sensor de respiración 100b. En uso, un flujo de respiración nasal desde la nariz de un paciente puede moverse entre la entrada nasal 2024 y la salida nasal 2026 de cada uno de los conductos de flujo nasal 2018. La entrada nasal 2024 de cada uno de los conductos de flujo nasal 2018 es donde el gas respiratorio fluye hacia el sensor de respiración 100b durante la espiración. La salida nasal 2026 de cada uno de los conductos de flujo nasal 2018 es donde el aire ambiente fluye hacia el sensor de respiración 100b durante la inspiración.

La cubierta 2012 incluye un marco de batería 2014, que se extiende desde una superficie frontal de la cubierta 2012. El marco de batería 2014 encierra una batería, asegurándola a la base 2010 y divide el área entre la cubierta 2012 y la carcasa 2001 en dos conductos de flujo nasal distintos 2018, de manera que el termistor nasal 400-1 está dispuesto centralmente en uno de los conductos de flujo nasal 2018 y el termistor nasal 400-2 está dispuesto centralmente en el otro de los conductos de flujo nasal 2018. El marco de batería 2014 está dispuesto sustancialmente en el centro del sensor de respiración 100b y está posicionado para colocarse debajo del tabique de la nariz de un paciente cuando el sensor de respiración 100b se coloca sobre el labio superior del paciente o se une adyacente a él.

La carcasa 2001 puede estar hecha de una batería de papel diseñada para utilizar un espaciador formado principalmente de celulosa que hace que las baterías de papel sean flexibles y respetuosas con el medio ambiente. El funcionamiento es similar a las baterías químicas convencionales con la importante diferencia de que no son corrosivas y no requieren una carcasa extensa, pero pueden funcionar como carcasa.

Una cubierta oral 2017 se extiende desde la cubierta 2012 e incluye un conducto a través de una porción distal de la misma. El conducto forma un conducto de flujo oral 2016 que tiene un termistor 400-3 posicionado en su interior. El conducto de flujo oral 2016 está dispuesto de manera que el termistor oral 400-3 esté dispuesto centralmente dentro del conducto de flujo oral 2016. En uso, un flujo de respiración oral desde la boca de un paciente puede moverse entre la entrada oral 3036 y la salida oral 2038.

La FIGURA 13 ilustra una realización del sensor de respiración 100b, que muestra la base 2010 y la cubierta 2012, con la carcasa 2001 omitida para mayor claridad. La cubierta 2012 encierra una placa electrónica, asegurándola a la base 2010. Los termistores 400-1 se extienden desde la placa electrónica a través de la cubierta 2012. Los termistores 400-1, 400-2 están orientados de manera que una porción distal de los termistores 400-1, 400-2 se extienda hacia un espacio que forma las cavidades nasales 1301 cuando la cubierta 2012 y la carcasa 2001 están acopladas entre sí.

El sensor de respiración 100b puede incluir un diodo emisor de luz (LED, por sus siglas en inglés) 2013, que es visible a través de la cubierta 2012. El LED 2013 puede proporcionar una confirmación o una indicación del estado. Por ejemplo, el LED 2013 puede indicar cuando el sensor de respiración 100b está emparejado con otro dispositivo. En algunas realizaciones, el LED 2013 puede indicar cualquiera de una batería cargada o baja, una indicación de que el sensor de respiración 100b está funcionando según lo previsto o una indicación de que se ha detectado un problema con el sensor de respiración 100b. El LED 2013 se puede utilizar para indicar la ubicación del paciente, por ejemplo, en la Unidad de Cuidados Postanestésicos (PACU, por sus siglas en inglés) de un hospital, donde hay muchos pacientes, sensores de respiración y dispositivos de monitoreo en la misma habitación. El LED 2013 se puede encender o mostrar una serie de parpadeos desde el dispositivo de monitoreo para indicar la ubicación del paciente y el sensor de respiración conectado. Esto puede ser importante para garantizar que el cuidador esté mirando el dispositivo de monitoreo correcto conectado al paciente y al sensor de respiración. Debe entenderse que cualquier realización del sensor de respiración, tal como el sensor de respiración 100a, 100b, puede incluir un LED 2013.

En algunas realizaciones, se puede posicionar un espaciador 2019 entre la batería y un contacto de batería. El espaciador 2019 puede mantener el contacto de batería separado de la batería, evitando así la conducción eléctrica entre ellos. El espaciador 2019 puede evitar la descarga de la batería antes de que se pretenda utilizar el sensor de respiración 100b. Cuando se pretende utilizar el sensor de respiración 100b, el espaciador 2019 se puede retirar o separar del sensor de respiración 100b. En algunas realizaciones, el sensor de respiración 100b puede comprender una abertura o conducto 2015 que se extiende entre la batería y una superficie exterior de la carcasa 2001 o la cubierta 2012. El espaciador 2019 se puede mover a través del conducto 2015 para separar el espaciador 2019 del sensor de respiración 100b. En algunas realizaciones, el espaciador 2019 puede comprender un material plástico en forma de una tira o cinta.

La FIGURA 14 ilustra una realización del sensor de respiración 100b, que muestra la base 2010, la cubierta 2012 y las guías de flujo 160, con una porción de la carcasa 2001 y otras características omitidas para mayor claridad. Al menos una guía de flujo nasal 160 está dispuesta en cada uno de los conductos de flujo nasal 2018 y se extiende entre la cubierta 2012 y la carcasa 2001, como se muestra en al menos las FIGURAS 11 y 12.

En algunas realizaciones, al menos una guía de flujo nasal 160 está dispuesta cerca de una entrada nasal 2024 de cada uno de los conductos de flujo nasal 2018 y al menos una guía de flujo nasal 160 está dispuesta dentro de cada uno de los conductos de flujo nasal 2018. Se puede posicionar una guía de flujo nasal 160 en un conducto de flujo nasal, próximo a cualquiera de la entrada nasal 2024 y la salida nasal 2026. La guía de flujo nasal 160 está alineada con respecto al termistor nasal 400-1 o 400-2 para dirigir un flujo de gas hacia el termistor nasal 400-1 o 400-2.

Las FIGURAS 14 y 15 ilustran el flujo de gases con respecto al sensor de respiración 100b, las fosas nasales de un paciente y el entorno ambiental. Las flechas 2028 ilustran una porción del flujo de respiración nasal desde las fosas nasales de un paciente hacia el termistor nasal 400-1, 400-2 durante la espiración, y las flechas 2029 ilustran una porción del gas ambiental dirigido desde el entorno ambiental hacia el termistor nasal 400-1, 400-2 durante la inspiración.

Con más detalle, durante la espiración, al menos una guía de flujo nasal 160, dispuesta cerca de la entrada nasal 2024 guía el flujo de gas respiratorio a través de los conductos de flujo nasal 2018 del sensor de respiración 100b y concentra el flujo de gas respiratorio hacia cada uno de los termistores nasales 400-1, 400-2 mientras se mantiene el flujo de gas respiratorio laminar a medida que pasa por cada uno de los termistores nasales 400-1, 400-2 para minimizar el ruido turbulento. De manera similar, durante la inspiración, al menos una guía de flujo nasal 160 dispuesta cerca de la salida nasal 2026 guía el flujo de aire ambiente a través de los conductos de flujo nasal 2018 del sensor de respiración 100b y concentra el flujo de aire ambiente hacia cada uno de los termistores nasales 400-1, 400-2 mientras se mantiene el flujo de aire ambiente laminar a medida que pasa por cada uno de los termistores nasales 400-1, 400-2 para minimizar el ruido turbulento.

La al menos una guía de flujo nasal 160 puede evitar que objetos no deseados entren en los conductos de flujo nasal 2018 y perturben o rompan los termistores nasales 400-1, 400-2 y/o sus estructuras de soporte asociadas. La al menos una guía de flujo nasal 160 también puede formar un espacio de aire alrededor de los termistores nasales 400-1, 400-2 con respecto a la carcasa 2001 y la al menos una guía de flujo nasal 160, que evita que una descarga electrostática (ESD, por sus siglas en inglés) entre a la placa electrónica 300 a través de los termistores nasales 400-1, 400-2 y sus estructuras de soporte asociadas.

En algunas realizaciones, la al menos una guía de flujo nasal 160 incluye un espesor que es inferior a 1 mm y una altura que es superior a 2 mm. En algunas realizaciones, dos o cuatro guías de flujo nasal 160 están dispuestas dentro de cada uno de los conductos de flujo nasal 2018 cerca de la entrada nasal 2024 y/o dos o cuatro guías de flujo nasal están dispuestas dentro de cada uno de los conductos de flujo nasal 2018 cerca de la salida nasal 2026. En algunas realizaciones, el número de guías de flujo nasal 160 no excede cinco para permitir un flujo de gas adecuado a través de los conductos de flujo nasal 2018.

La FIGURA 16 ilustra una vista esquemática de una rejilla guía de flujo de respiración nasal 2030. La rejilla guía de flujo 2030 puede funcionar de manera similar a la guía de flujo 160, donde un flujo de gas a través de una cavidad de sensores de respiración 100b es dirigido por la rejilla guía de flujo 2030. La rejilla guía de flujo 2030 puede tener paredes que se intersectan y son transversales entre sí. En algunas realizaciones, una rejilla guía de flujo 2030 está dispuesta cerca de la entrada nasal 2024 y una rejilla guía de flujo 2030 está dispuesta cerca de la salida nasal 2026 de cada cavidad nasal de los conductos de flujo nasal 2018.

Sensores adicionales de un sensor de respiración 100b se ilustran en la vista en perspectiva posterior del sensor de respiración 100b en la FIGURA 17. El sensor de respiración 100b incluye un termistor 500-2 y un sensor 1401 ubicado en la porción posterior del sensor de respiración 100b. El termistor 500-2 puede proporcionar información de temperatura con respecto al paciente o un entorno ambiental adyacente a la porción posterior del sensor de respiración 100b. El sensor 1401 es una placa capacitiva que puede aplicarse contra el paciente. El sensor 1401 puede aplicarse contra una región entre el labio superior y la nariz de un paciente, por ejemplo, un área que incluye el surco nasolabial, y proporcionar información para determinar una ubicación del sensor de respiración 100b con respecto a la cara del paciente.

II. Flujo de gas a través de sensores de respiración

Con referencia a las FIGURAS 17 y 18, una cubierta oral 2017 del sensor de respiración 100b puede tener un área de sección transversal que se estrecha a lo largo de una porción de la misma o con respecto a una entrada oral 2036 y una salida oral 2038. La entrada oral 2036 es donde el gas respiratorio fluye hacia el conducto de flujo oral 2016 del sensor de respiración durante la espiración, y la salida oral 2038 es donde el aire ambiente fluye hacia el conducto de flujo oral 2016 del sensor de respiración durante la inspiración.

En algunas realizaciones, como se ilustra en la FIGURA 17, un área de sección transversal de la cubierta oral 2017 forma una forma de reloj de arena. Por ejemplo, un área de sección transversal de la cubierta oral 2017 puede estrecharse desde la entrada oral 2036 hacia el termistor oral 400-3, posicionado entre la entrada oral 2036 y la salida oral 2038, y puede estrecharse alejándose del termistor oral 400-3 hacia la salida oral 2038. En algunas realizaciones, como se ilustra en la FIGURA 18, el área de la sección transversal de la cubierta oral 2017 puede estrecharse desde la entrada oral 2036 hacia la salida oral 2038. El área de la sección transversal de la cubierta oral 2017 también puede estrecharse desde la salida oral 2038 hacia la entrada oral 2036.

En algunos aspectos, la cubierta oral 2017 puede tener un perfil de sección transversal a un flujo a través de la cubierta oral 2017. El perfil de sección transversal de la cubierta oral 2017 puede tener cualquier forma regular o irregular, tal como un óvalo, un círculo, un cuadrado o un rectángulo.

La FIGURA 18 ilustra una vista esquemática detallada de la cubierta oral 2017, que incluye una guía de flujo oral 2034. El conducto de flujo oral 2016 de la cubierta oral 2017 recoge el flujo de gas respiratorio expulsado de la boca de un paciente. El área de la sección transversal de la cubierta oral 2017 se estrecha desde la entrada oral 2036 hacia el termistor oral 400-3, y desde el termistor oral 400-3 hacia la salida oral 2038. Alternativamente, en algunas realizaciones, el área de la sección transversal de la cubierta oral 2017 puede estrecharse desde la salida oral 2038 hasta la entrada oral 2036.

La guía de flujo oral 2034 puede dirigir al menos una porción del flujo de respiración oral 2032 que se mueve a través del conducto de flujo oral 2016 de la cubierta oral 2017. Una guía de flujo oral 2034 está dispuesta cerca de una entrada oral 2036 de la cubierta oral 2017 y una guía de flujo oral 2034 está dispuesta cerca de una salida oral 2038 de la cubierta oral 2017.

Durante la espiración, la guía de flujo oral 2034 dispuesta cerca de la entrada oral 2036 guía el flujo de gas respiratorio a través del conducto de flujo oral 2016 y concentra el flujo de gas respiratorio hacia el termistor oral 400-3 mientras mantiene el flujo de gas respiratorio laminar a medida que pasa por los termistores orales 400-3 para minimizar el ruido turbulento. De manera similar, durante la inspiración, la guía de flujo oral 2034 dispuesta próxima a la salida oral 2038 guía el flujo de aire ambiente a través del conducto de flujo oral 2016 del sensor de respiración y concentra el flujo de aire ambiente hacia el termistor oral 400-3 mientras se mantiene el flujo de aire ambiente laminar a medida que pasa por el termistor oral 400-3 para minimizar el ruido turbulento.

La guía de flujo oral 2034 se extiende desde la cubierta oral 2017 dentro del conducto de flujo oral 2016. La guía de flujo oral 2034 puede extenderse radialmente hacia adentro desde una superficie interior de la cubierta oral 2017. La guía de flujo oral 2034 puede extenderse a través de una porción del conducto de flujo oral 2016, o a través del conducto de flujo oral 2016 para acoplarse contra una superficie interna opuesta de la cubierta oral 2017. En algunas realizaciones, la guía de flujo oral 2034 puede extenderse entre la entrada oral 2036 y la salida oral 2038. La guía de flujo oral 2034 puede

comprender una superficie que es cualquiera de una superficie plana, convexa y cóncava. En algunas realizaciones, la guía de flujo oral 2034 está dispuesta horizontalmente. En algunas realizaciones, una guía de flujo oral 2034 está dispuesta horizontalmente y otra guía de flujo oral está dispuesta verticalmente.

La FIGURA 19 ilustra una vista esquemática del conducto de flujo oral 2016 que incluye un ángulo de entrada ϵ que puede crear turbulencia de flujo de gas 2040. Si el ángulo de entrada ϵ es demasiado alto, la cubierta oral 2017 creará la turbulencia 2040 en ambas direcciones durante la inspiración y la espiración. La FIGURA 20 ilustra la turbulencia de flujo de ruido turbulento 2040 durante la espiración, que está representada por la curva de espiración 2042 de la señal eléctrica medida desde un termistor, tal como los termistores 400-1, 400-2, 400-3, 500-1, 500-2.

En algunas realizaciones, un área de sección transversal de la entrada oral 2036 imita una dimensión de la boca abierta de un paciente durante el sueño, pero es mucho menor que una boca completamente abierta y menor que el diámetro del dedo índice de un paciente. En algunas realizaciones, la entrada oral 2036 es elíptica en la dirección vertical. En tales realizaciones, la altura de la entrada oral elíptica 2036 es de aproximadamente 9 mm y el ancho es menor que la altura, tal como aproximadamente 5 mm. En algunas realizaciones, la salida oral 2038 es elíptica. En algunas realizaciones, la salida oral 2038 es circular. En algunas realizaciones donde tanto la entrada oral 2036 como la salida oral 2038 son elípticas, el ángulo de entrada ϵ es relativamente pequeño, de modo que se genera menos turbulencia, pero el flujo de gas está menos concentrado hacia el termistor oral 400-3. En algunas realizaciones, la salida oral 2038 es de aproximadamente 5 mm.

El análisis del ángulo de entrada y la generación de turbulencia en la cavidad de flujo también se puede utilizar con referencia a los conductos de flujo nasal 301, 2018. Las FIGURAS 21A y 21B ilustran vistas esquemáticas de posibles ángulos de flujo de espiración nasal, que pueden usarse para determinar el potencial de turbulencia 2040. Por ejemplo, en una trayectoria de flujo hacia el lado de la nariz, un ángulo α determina un ancho de flujo W de la trayectoria de flujo y un ángulo β determina la dirección de la nariz de la trayectoria de flujo. El ancho del flujo W es la distancia entre las trayectorias de flujo desde ambas fosas nasales. Una columna de flujo de gas (denominada en el presente documento GFC, por sus siglas en inglés) es un flujo de gas dirigido lejos de la cara y la nariz. Por ejemplo, en una trayectoria de flujo alejada de la cara y la nariz, un ángulo γ determina un ancho de la trayectoria de flujo y un ángulo δ determina la dirección de la trayectoria de flujo alejada de la cara y la nariz. Un área CA define el área de la superficie de la sección transversal de una fosa nasal, que afecta el ancho promedio de una GFC. En general, una superficie de sección transversal CA más pequeña de la fosa nasal genera un ancho promedio más estrecho de la GFC. Además, la turbulencia 2040 puede crearse alrededor de los termistores 400-1, 400-2 mediante una GFC respiratoria estrecha (por ejemplo, ángulo α bajo y área de superficie de sección transversal CA baja) que está lejos hacia el lado de la nariz (por ejemplo, ángulo β alto).

III. Tamaño y capacidad de ajuste del sensor de respiración

Las FIGURAS 22A, 22B, 23 y 24 ilustran distancias o dimensiones potenciales de los rasgos o estructuras faciales de un paciente, la determinación de las dimensiones potenciales del sensor de respiración usando los rasgos faciales del paciente medidos y promedio, y los resultados de medición promedio para varios rasgos o estructuras faciales del paciente.

Las FIGURAS 22A y 22B ilustran distancias o dimensiones potenciales de los rasgos faciales de un paciente con respecto a una cavidad oral 2016 que tiene un termistor 400-3 cuando el sensor de respiración se coloca o se une al paciente. Más particularmente, las dimensiones identificadas incluyen el ancho A1 de la nariz del paciente, el ancho B1 del istmo, una distancia C1 entre la parte inferior de la nariz y el labio superior, una distancia D1 entre la parte inferior de la nariz y el conducto oral (por ejemplo, la boca), una distancia E1 entre el borde frontal del conducto nasal y el labio superior, y un espesor de labio F1, por ejemplo, la distancia que el labio sobresale hacia afuera con respecto al surco nasolabial.

La FIGURA 23 ilustra un sensor de respiración, tal como, por ejemplo, el sensor de respiración 100a, 100b, que representa las dimensiones del sensor de respiración, que pueden corresponder al análisis de las características medidas del paciente como se muestra en las FIGURAS 22A y 22B. En consecuencia, los rasgos faciales medidos identificados en las FIGURAS 22A y 22B ayudan a facilitar las dimensiones de diseño del sensor de respiración 100a, 100b. A2 debe ser al menos A1, pero preferiblemente A2 es mayor que A1 para asegurar la captura del flujo a través de las fosas nasales del paciente. De manera similar, B2 no debe ser mayor que B1, pero preferiblemente B2 es menor que B1 para garantizar que B2 no impida o perturbe el flujo a través de las fosas nasales del paciente.

Los rasgos faciales medidos que se muestran en las FIGURAS 22A y 22B se pueden usar para seleccionar las dimensiones de diseño del sensor de respiración que se muestra en la FIGURA 23. En algunas realizaciones, se pueden usar mediciones de un paciente particular para seleccionar las dimensiones de diseño para el sensor de respiración. En algunos ejemplos, se pueden usar mediciones de un grupo de pacientes, tales como adultos o niños, para seleccionar dimensiones de diseño para un sensor de respiración para adultos o un sensor de respiración para niños.

Un rasgo facial medido puede corresponder a una dimensión de diseño del sensor de respiración. Por ejemplo: se puede utilizar un ancho de nariz de paciente A1 para seleccionar el ancho A2 del sensor de respiración; se puede usar un ancho B1 de istmo del paciente para seleccionar el ancho B2 del marco de batería 2014; la distancia C1 entre la parte inferior de la nariz y el labio superior se puede usar para seleccionar una altura C2 de la carcasa de sensor de respiración 2001;

la distancia D1 entre la parte inferior de la nariz y el conducto oral se puede usar para seleccionar una distancia D2 entre la parte superior del sensor de respiración 100a, 100b, adyacente a la entrada nasal 2024 y el conducto de flujo oral 2016, 302; la distancia E1 entre el borde frontal del conducto nasal y el labio superior se puede usar para seleccionar una profundidad del sensor de respiración 100a, 100b, y el espesor del labio F1 se puede usar para seleccionar una profundidad F2 del conducto de flujo oral 302, 2016.

En algunas realizaciones, la distancia C2 del sensor de respiración 100a, 100b es inferior a 20 mm, pero preferiblemente inferior a 15 mm. En algunas realizaciones, la distancia C2 del sensor de respiración 100a, 100b es de aproximadamente 10 mm para acomodar diferentes estructuras faciales. En algunas realizaciones, el ancho A2 del sensor de respiración 100a, 100b es más de 25 mm, pero preferiblemente aproximadamente 45 mm para capturar adecuadamente el flujo de gas de pacientes con un ancho A2 grande. En algunas realizaciones, la distancia D2 del sensor de respiración 100a, 100b es más de 5 mm, pero preferiblemente más de 10 mm. En algunas realizaciones, la distancia D2 del sensor de respiración 100a, 100b es más de 15 mm para capturar el flujo de gas que sale de las fosas nasales. En algunas realizaciones, el área de la sección transversal de los conductos de flujo nasal 301, 2018 es mayor que el área de la sección transversal de las fosas nasales de un paciente para capturar el flujo de gas respiratorio. En algunas realizaciones, el marco de batería 2014 incluye una dimensión B2 correspondiente al ancho del istmo B1 y es preferiblemente inferior a 10 mm, pero más preferiblemente inferior a 5 mm. En algunas realizaciones, el conducto de flujo oral 2016 está ubicado paralelo al flujo de gas respiratorio dirigido desde la boca del paciente.

La FIGURA 24 ilustra un gráfico 2044 de resultados de medición promedio para diversos rasgos faciales de una muestra de pacientes que incluyen el ancho A1 de la nariz del paciente, el ancho B1 del istmo, la distancia C1 entre la parte inferior de la nariz y el labio superior, la distancia D1 entre la parte inferior de la nariz y el conducto oral (por ejemplo, la boca), la distancia E1 entre el borde frontal del conducto nasal y el labio superior, y la altura de los labios del paciente F1. El gráfico 2044 ilustra los resultados de las mediciones de un grupo de 45 personas caucásicas, incluidas mujeres, hombres y niños de entre 0 y 70 años. Los valores medidos influyen en los diseños dimensionales del sensor de respiración 100a, 100b con respecto a la nariz y la boca, incluido el tamaño de los conductos nasales y la ubicación del conducto oral. Debe entenderse que las mediciones para pacientes también pueden estar fuera del alcance de la característica medida en este gráfico.

La FIGURA 25A ilustra un sensor de respiración, tal como, por ejemplo, el sensor de respiración 100b que incluye la distancia D2 entre la parte superior del sensor de respiración 100b, adyacente a la entrada nasal 2024, y el conducto de flujo oral 2016, 302. La distancia D2 puede ser aproximadamente igual a 15 mm para pacientes con una distancia D1 menor. Un sensor de respiración de este tipo puede adaptarse a pacientes incluyendo una distancia D1 en el intervalo de aproximadamente 10 mm a 25 mm. En algunas realizaciones, la distancia D1 está entre aproximadamente 5 mm y 50 mm.

La FIGURA 25B ilustra un sensor de respiración, tal como, por ejemplo, el sensor de respiración 100b que incluye la distancia D2 aproximadamente igual a 33 mm para pacientes con una distancia D1 mayor. Un sensor de respiración de este tipo puede adaptarse a pacientes incluyendo una distancia D1 en el intervalo de aproximadamente 24 mm a 40 mm. En algunas realizaciones, la distancia D1 está entre aproximadamente 5 mm y 50 mm.

Las FIGURAS 26 y 27 ilustran realizaciones de características para unir el sensor de respiración 100a a un paciente. Las características para unir el sensor de respiración 100a pueden incluir cualquiera de una cuerda, correa o banda, que pueda mantener una posición del sensor de respiración 100a con respecto a la fisonomía del paciente. Debe entenderse que cualquiera de las características para conectar los sensores de respiración 100a o 100b puede incluir las características para conectar el sensor de respiración a un paciente.

Una correa 150a, mostrada en la FIGURA 26, puede tener extremos que están unidos al sensor de respiración 100a para formar un bucle. La correa 150a puede tener una longitud tal que el sensor de respiración 100a quede acoplado contra la cara del paciente cuando el paciente usa el dispositivo. En algunas realizaciones, una correa adicional 150b se extiende desde cualquiera de la correa 150a o el sensor de respiración 100a. La correa adicional 150b puede proporcionar soporte y tensión adicionales para asegurar el dispositivo al paciente. La correa 150a y la correa adicional 150b se pueden configurar de manera que una porción de la correa 150a se extienda por encima de las orejas del paciente y una porción de la correa adicional 150b se extienda por debajo de las orejas del paciente.

La FIGURA 27 ilustra un sensor de respiración 100a que tiene una banda de colocación 150c. En algunas realizaciones, la banda de colocación 150c comprende una estructura semirrígida que está configurada para guiar correas que se superponen a la banda de colocación 150c y se extienden sobre porciones de colocación preferidas de una cara de un paciente. En algunas realizaciones, la banda de colocación 150c comprende un material plástico flexible que está configurado para conservar sustancialmente su forma durante el uso. La banda de colocación flexible 150c puede moverse, en un primer plano, acercándose o alejándose de la cara de un paciente. La banda de colocación 150c se puede mover o desviar en el primer plano para acoplarse contra la cara del paciente y adaptarse a la forma de la cara del paciente. La banda de colocación 150c es menos flexible con respecto a un segundo plano, transversal al primer plano, evitando o resistiendo así el movimiento de la banda de colocación 150c a lo largo de la cara del paciente o la torsión de la banda 150c.

La banda de colocación 150a, 150c puede tener un ancho de aproximadamente 5 mm, pero puede ser más ancha o más estrecha. Una banda más ancha puede reducir la presión superficial de la banda sobre la cara. Al menos una porción de una superficie de la banda puede cubrirse con un material que sea suave y/o transpirable. Por ejemplo, una superficie de la banda configurada para acoplarse contra la cara o la piel del paciente puede comprender un algodón o un material similar.

La forma de la banda 150c está configurada para extenderse desde el sensor de respiración 100a, debajo de los pómulos del paciente. La banda 150c puede curvarse desde el área debajo de los pómulos del paciente hacia las orejas del paciente, formando una curva en S o similar.

La banda 150c puede acoplarse con una o más bandas y/o correas adicionales. Por ejemplo, la banda 150c puede acoplarse a cualquiera de las correas 150a y 150b. Cuando las correas 150a, 150b tiran de la banda 150c y del sensor de respiración 100a hacia la cara del paciente, un vector de fuerza del sensor de respiración 100a es aproximadamente recto, hacia la cara o el labio superior del paciente. En consecuencia, la banda 150c puede disminuir la presión superficial contra el istmo del paciente u otras porciones de la cara o el labio del paciente.

IV. Funciones del sensor de respiración para monitoreo y análisis

La FIGURA 28 ilustra una vista en despiece del sensor de respiración 100a, 100b, por ejemplo, que incluye una carcasa 2001, una cubierta 2012 y una placa electrónica 300, según algunas realizaciones.

La placa electrónica 300 incluye los componentes electrónicos usados en el sensor de respiración 100a, 100b. La placa electrónica 300 puede incluir una batería 1110 y sensores, tales como un termistor 400-1, 400-2, 400-3 y una placa capacitiva. En algunas realizaciones, la placa electrónica 300 está hecha, por ejemplo, de material laminado epoxi reforzado con vidrio (por ejemplo, sustrato FR4) que contiene componentes colocados en máquinas automáticas, comúnmente utilizados en la producción en serie automatizada para hacer que la construcción sea de bajo costo. La placa electrónica 300 se puede acoplar a una placa o marco de base 320. En algunas realizaciones, el marco 320 incluye plásticos, que contienen áreas o conductores eléctricamente conductores.

En algunas realizaciones de la presente divulgación, la batería 1110 puede ser una batería desechable o recargable. En algunas realizaciones, el sensor de respiración 100a, 100b está configurado para funcionar con energía solar. Por ejemplo, el sensor de respiración 100a, 100b puede incluir un panel solar que puede acoplarse a una batería.

La cubierta 2012 define al menos una porción de los conductos de flujo nasal y el conducto de flujo oral del sensor. En algunas realizaciones, la placa electrónica 300 está posicionada entre el marco 320 y la cubierta 2012. Cualquiera del marco 320 y la cubierta 2012 puede incluir una cavidad para proteger la placa electrónica 300 cuando se ensambla el sensor de respiración 100a, 100b. El marco 320 y/o la cubierta 2012 pueden estar hechos de silicona elástica, plástico o material similar.

En algunas realizaciones, un termistor de aire ambiente se posiciona más lejos del flujo de gas respiratorio, de lo contrario interferiría con la medición del aire ambiente. En aspectos de la presente divulgación, la cubierta 2012 puede incluir una perforación 501 que permite que el aire ambiente esté en contacto con el termistor de aire ambiente a través de la cubierta 2012 para obtener un tiempo de respuesta rápido, pero también para proteger el termistor de aire ambiente, por ejemplo, del contacto con un dedo o cualquier flujo de aire no deseado, como el aire acondicionado.

Con referencia a la FIGURA 29, una porción del marco 320 puede formar una estructura de soporte para los termistores 400-1, 400-2. La placa electrónica 300 puede incluir dos perforaciones que permiten que dos postes/polos del marco 320 atraviesen la placa electrónica 300 para formar la estructura de soporte de termistor. Los postes ubican y mantienen la placa en su lugar con un mecanismo de bloqueo mecánico. No se necesitan tornillos ni similares. Los postes también contienen contactos eléctricos en la punta de los postes donde se acoplan los termistores 400-1, 400-2, que son sensibles al flujo de gas respiratorio nasal. Las conexiones eléctricamente conductoras 1012 en las superficies laterales de los postes conectan además los termistores 400-1, 400-1 a la placa electrónica 300 a través de contactos eléctricos en la superficie superior de la placa electrónica 300 junto a los postes. Cuando el marco 320 se coloca debajo de la placa electrónica 300, los contactos eléctricos en la superficie superior del marco 320 se conectan con contactos eléctricos adyacentes en la superficie inferior de la placa electrónica 300. Se puede utilizar pegamento conductor de electricidad para garantizar el contacto eléctrico. En algunas realizaciones, un termistor 400-3 sensible al flujo de gas respiratorio a través de la boca está ubicado en la parte superior de la placa electrónica 300. Un lado inferior del marco 320, adyacente a la placa electrónica 300, contiene un inserto 303 para permitir que el termistor 400-3 se ubique en el medio de la cavidad de flujo.

Las señales eléctricas de los termistores 400-1, 400-2, 400-3 proporcionales a los correspondientes cambios de temperatura ambiental, cutánea, nasal u oral se conducen a través de las conexiones eléctricamente conductoras 1012 y los conductores a la unidad central de procesamiento en la placa electrónica. La unidad central de procesamiento puede convertir los datos analógicos en formato digital, procesar y transmitir los datos de forma inalámbrica, por ejemplo, a través de un transmisor de RF, a un host donde los datos pueden mostrarse o visualizarse a un cuidador en una forma adecuada de números y/o formas de onda.

La FIGURA 30 ilustra una vista detallada de un conjunto electrónico 1200, por ejemplo, cualquier sensor de respiración 100a, 100b que puede incluir dos termistores de flujo nasal 400-1, 400-2 y un termistor de flujo oral 400-3, según algunas realizaciones. Los termistores 400-1 y 400-2 están configurados para medir la respiración desde las fosas nasales. El termistor 400-3 se puede configurar para medir la respiración desde la boca. También se puede incluir un termistor 500-1 (ver FIGURA 32) en el conjunto electrónico 1200 para medir la temperatura ambiente.

Las estructuras de soporte 1230-1, 1230-2, 1230-3 contienen cables eléctricos en ambos lados de una tira entre conexiones eléctricas en ambos extremos de las tiras. Las estructuras de soporte pueden incluir estructuras de soporte primera y segunda 1230-1, 1230-2, que pueden soportar los termistores de flujo nasal 400-1, 400-2. Además, una tercera estructura de soporte 1230-3 puede soportar el termistor de flujo oral 400-3. En algunas realizaciones, las estructuras de soporte 1230-1, 1230-2, 1230-3 pueden incluir un material aislante eléctrica y térmicamente (por ejemplo, sustrato FR4). Los termistores 400-1, 400-2, 400-3 se pueden soldar a las conexiones eléctricas en el primer extremo de las tiras. Los segundos extremos de las tiras se colocan en pequeños orificios en la placa electrónica 300 y se sueldan para formar conexiones eléctricas en los lados de la tira a los contactos eléctricos correspondientes en la placa para conectar eléctricamente los termistores 400-1, 400-2, 400-3 a la electrónica de sensores en el plano de la placa electrónica.

Las áreas de sección transversal de cobre o trazas similares dentro de las estructuras de soporte 1230-1, 1230-2, 1230-3 se reducen para minimizar el flujo térmico a través de los conductores eléctricos desde el plano de la placa hasta los termistores 400-1, 400-2, 400-3. Para minimizar la masa térmica de los termistores 400-1, 400-2, 400-3, las estructuras de soporte 1230-1, 1230-2, 1230-3 pueden formarse a partir de un material térmicamente no conductor o aislante. Estas optimizaciones hacen que los termistores 400-1, 400-2, 400-3 sean lo más sensibles posible a los cambios térmicos causados por el gas respiratorio que fluye a través del termistor durante la espiración o el gas ambiental que fluye a través del termistor durante la inspiración.

La FIGURA 31 ilustra una vista parcial 1300 de una placa electrónica 300 en, por ejemplo, cualquier sensor de respiración 100a, 100b que incluye detalles de un termistor de flujo nasal 400-1, según algunas realizaciones. La estructura de soporte 1230-1 puede incluir una tira de sustrato FR4 con un termistor 400-1 colocado en la punta de la tira. En la parte inferior de la estructura de soporte 1230-1, un contacto soldado proporciona contactos eléctricos al termistor 400-1 en ambos lados de la estructura de soporte 1230-1 (por ejemplo, terminales +/-).

En algunas realizaciones, las estructuras de soporte 1230-1, 1230-2 pueden tener una porción proximal acoplada a la placa electrónica 300 y una porción distal transversal a un plano definido por la parte superior de la placa electrónica 300. Cuando la placa electrónica está posicionada dentro de la carcasa, la porción distal de las estructuras de soporte 1230-1, 1230-2 puede extenderse hacia los respectivos conductos de flujo nasal. En algunas realizaciones, la estructura de soporte 1230-3 puede tener una porción proximal acoplada a la placa electrónica 300 y una porción distal que es normal o sustancialmente paralela a un plano definido por la parte superior de la placa electrónica 300.

La FIGURA 32 ilustra una vista detallada de una porción inferior de una placa electrónica 300 de un sensor de respiración 100a, 100b que incluye un termistor 500-1 para medir la temperatura de la piel, y una placa capacitiva o sensor 1401 para medir la ubicación del sensor en el labio superior, de acuerdo a algunas realizaciones. Se puede encender/apagar un sensor de respiración que incluye una placa electrónica con base en la señal. Además, en algunas realizaciones, la placa electrónica 300 incluye un acelerómetro 1150.

La FIGURA 33 ilustra una vista detallada de una placa electrónica 300 acoplada con un marco 320 y una batería 1110, según algunas realizaciones. Las estructuras de soporte 1130-1 y 1130-2 se extienden alejándose de la placa electrónica e incluyen termistores 400-1 y 400-2, respectivamente. Se puede ubicar un termistor 500-1 sensible a la temperatura de la piel en la parte inferior de la placa, lo más cerca posible de la piel. En algunas realizaciones, el termistor se coloca cerca de una de las dos crestas sobre el labio superior para asegurar la distancia más cercana a la piel. De manera más ventajosa, el marco 320 contiene una perforación adyacente al termistor que permite un mejor contacto térmico con la piel del labio superior. La perforación también se puede rellenar con material térmicamente conductor para aumentar la conductividad hacia la piel.

La placa electrónica 300 incluye una pestaña de contacto de batería 1111 que se extiende hacia la batería 1110. Una porción del espaciador 2019 está posicionada entre la pestaña de contacto de batería 1111 y la batería 1110 de manera que la pestaña de contacto 1111 esté separada de la batería 1110. Cuando el espaciador 2019 se acopla con el sensor de respiración 100b, la batería 1110 no proporciona energía al sensor de respiración 100b.

En algunas realizaciones, la placa 300 incluye un LED 2013, que puede ser visible desde una superficie exterior del sensor de respiración 100b cuando el sensor de respiración 100b está ensamblado. En algunas realizaciones, la placa 300 incluye un micrófono 2020. El micrófono 2020 puede detectar sonidos ambientales o un paciente hablando. El sonido detectado por el micrófono 2020 se puede utilizar durante el procesamiento de señales. Por ejemplo, el sonido detectado por el micrófono 2020 se puede filtrar para reducir o eliminar el ruido en las señales de los otros sensores.

En algunas realizaciones, cualquier sensor de respiración 100a, 100b es un sensor inalámbrico, desechable y asequible configurado para detectar el flujo de respiración en tiempo real. En consecuencia, el sensor 100a, 100b incluye una batería 1110, que puede proporcionar varios días (por ejemplo, cinco días o más) de funcionamiento continuo, de respuesta rápida

y en tiempo real con una alta calidad de señal. En algunas realizaciones, el sensor de respiración 100a, 100b está configurado para medir la frecuencia respiratoria (RR, por sus siglas en inglés) y su magnitud, y para proporcionar formas de onda de respiración en tiempo real, en forma digital y/o analógica. Además, se puede configurar un circuito de procesador en el sensor de respiración para determinar tendencias y proyecciones basadas en los datos en tiempo real (por ejemplo, mediante promedios móviles, filtrado de Kalman y similares). El sensor de respiración 100a, 100b también puede proporcionar temperatura de la piel, posición del cuerpo, movimiento, detección de caídas (por ejemplo, a través de un acelerómetro 1150), colocación del sensor y similares.

V. Procesamiento de lecturas para indicaciones

La FIGURA 34 ilustra un diagrama de bloques 1410 de componentes, que se utilizan en la placa electrónica 300 del sensor de respiración 100a, 100b según algunas realizaciones. En tales realizaciones, la placa electrónica 300 incluye un convertidor de temperatura a voltaje 1412, un convertidor analógico a digital (AD, por sus siglas en inglés) 1414, una unidad central de procesamiento (CPU, por sus siglas en inglés) 1416 y un módulo de comunicaciones o transceptor de radio 1418 para proporcionar un acoplamiento de comunicación de datos bidireccional a un enlace de red que está conectado a una red local. Esta comunicación puede realizarse, por ejemplo, a través de un transceptor de radiofrecuencia. Además, se puede producir una comunicación de corto alcance, tales como, por ejemplo, usando un transceptor Bluetooth, Wi-Fi u otro de este tipo. En algunas realizaciones, la CPU 1416 incluye el procesador Bluetooth de baja energía 1160 (mostrado en la FIGURA 33).

En algunas realizaciones, el convertidor de temperatura a voltaje 1412 incluye cualquiera del termistor 500-1, el termistor 500-2, el termistor 400-1, el termistor 400-2 y el termistor 400-3. En algunas realizaciones, cualquiera de los termistores 400-1, 400-2, 400-3, 500-1, 500-2 son termistores de tipo coeficiente de temperatura negativo (NTC, por sus siglas en inglés), de modo que la resistencia eléctrica del termistor disminuye cuando aumenta la temperatura. En algunas otras realizaciones, cualquiera de los termistores es termistor de tipo coeficiente de temperatura positivo (PTC, por sus siglas en inglés), de modo que la resistencia eléctrica del termistor aumenta cuando aumenta la temperatura. El sensor de respiración 100a, 100b puede incluir cualquier combinación de termistores de tipo NTC y termistores de tipo PTC. El convertidor de temperatura a voltaje 1412 convierte o transforma el valor de resistencia de temperatura detectado en cualquiera de los termistores a un voltaje en Vout 1420. El convertidor AD 1414 convierte entonces el Vout 1420 en formato digital, que es recibido por la CPU 1416 para procesamiento y cálculos adicionales. En algunas realizaciones, la CPU 1416 puede transmitir la señal digital al monitor principal/host u otro dispositivo cliente. La CPU 1416 puede transmitir la señal digital a través del procesador Bluetooth de baja energía 1160. En algunas otras realizaciones, la CPU 1416 transmite la señal digital al módulo de comunicaciones o transceptor de radio 1418 para transmisión inalámbrica al monitor principal u otro dispositivo cliente.

Además de que el sensor de respiración 100a, 100b mide o detecta diferencias de temperatura entre los flujos de gas inspiratorio y espiratorio a través de los termistores 400-1, 400-2, 400-3, el sensor de respiración 100a, 100b también mide o detecta la temperatura de aire ambiente a través del termistor 500-1 y temperatura conductora de la piel del paciente a través del termistor 500-2.

En algunos casos, el termistor 500-1 y el termistor 500-2 incluyen un amplio rango de temperatura operativa y se pueden ajustar para incluir una temperatura más baja y más alta de rango operativo. El sensor de respiración 100a, 100b está configurado para medir o detectar los voltajes de las señales eléctricas proporcionales a la temperatura de aire ambiente a través del termistor 500-1 y la temperatura de la piel a través del termistor 500-2 y compensar la desviación de la señal, la ganancia y los errores de amplitud pico a pico de la amplitud de señal de flujo de gas inspiratorio y espiratorio.

En algunas realizaciones, cualquiera de los termistores 400-1, 400-2, 400-3, 500-1, 500-2 puede medir cualquiera de un flujo de gas inspiratorio, un flujo de gas espiratorio, una temperatura de aire ambiente y una temperatura conductiva. Por ejemplo, cuando el sensor de respiración 100a, 100b está encendido, pero aún no está colocado o unido a la cara del paciente, el termistor 400-1, 400-2, 400-3, 500-1, 500-2 detecta la temperatura de aire ambiente. Cuando el sensor de respiración 100a, 100b se coloca o se une a la cara del paciente, el termistor 500-2 comienza a detectar la temperatura de la piel en el labio superior del paciente. Mientras tanto, el termistor 500-1 permanece detectando la temperatura de aire ambiente y los termistores 400-1, 400-2, 400-3 comienzan a detectar las diferencias de temperatura entre los flujos de gas inspiratorio y espiratorio (por ejemplo, aire ambiente inspirado y gas caliente espirado que sale de los pulmones).

Durante condiciones ambientales normales y estables, después de que el sensor de respiración 100a, 100b se coloca o se une a la cara del paciente, las señales de voltaje eléctrico del termistor 500-2 (por ejemplo, que detectan la temperatura de aire ambiente) son estables y cambian lentamente, mientras que la señal de voltaje eléctrico de al menos uno de los termistores 400-1, 400-2, 400-3 cambia su amplitud relativamente más rápido. En algunas realizaciones donde los termistores son de tipo NTC y el convertidor de temperatura a voltaje 1412 incluye amplificadores de retroalimentación negativa, la señal de voltaje eléctrico cambia entre el voltaje máximo proporcional a la temperatura de aire ambiente y el voltaje mínimo proporcional a la temperatura del gas cálido y húmedo exhalado que sale de los pulmones del paciente.

En otras realizaciones donde los termistores 400-1, 400-2, 400-3, 500-1, 500-2 son de tipo PTC y el convertidor de temperatura a voltaje 1412 incluye amplificadores de retroalimentación positiva, la señal de voltaje eléctrico cambia entre voltaje máximo proporcional a la temperatura del gas exhalado cálido y húmedo que sale de los pulmones del paciente y

voltaje mínimo proporcional a la temperatura de aire ambiente. Tanto en escenarios de tipo NTC como de tipo PTC, la frecuencia de la señal eléctrica puede variar entre 0 y 3 Hz (0-180 RR/min) dependiendo de qué tan rápido inhale y exhale el paciente. Los pacientes más pequeños tienden a respirar relativamente más rápido que los pacientes relativamente más grandes, como los adultos.

La FIGURA 35 ilustra un diagrama de bloques 1436 de componentes, que se utilizan en la placa electrónica 300 del sensor de respiración 100a, 100b según algunas realizaciones. En tales realizaciones, la placa electrónica 300 incluye un convertidor de temperatura a voltaje 1438, un filtro 1440, un convertidor analógico a digital (AD, por sus siglas en inglés) 1442, una unidad central de procesamiento (CPU, por sus siglas en inglés) 1444 y un módulo de comunicaciones 1446 para proporcionar un acoplamiento de comunicación de datos bidireccional a un enlace de red que está conectado a una red local. Esta comunicación puede realizarse, por ejemplo, a través de un transceptor de radiofrecuencia. Además, se puede producir una comunicación de corto alcance, tales como, por ejemplo, usando un transceptor Bluetooth, Wi-Fi u otro de este tipo. En algunas realizaciones, la CPU 1444 incluye el procesador Bluetooth de baja energía 1160 (mostrado en la FIGURA 33).

En algunas realizaciones, el convertidor de temperatura a voltaje 1438 incluye cualquiera de los termistores 400-1, 400-2, 400-3, 500-1, 500-2. En algunas realizaciones, cualquiera de los termistores es termistor de tipo coeficiente de temperatura negativo (NTC, por sus siglas en inglés), de modo que la resistencia eléctrica del termistor disminuye cuando la temperatura aumenta. En otras realizaciones, cualquiera de los termistores es termistor de tipo coeficiente de temperatura positivo (PTC, por sus siglas en inglés), de modo que la resistencia eléctrica del termistor aumenta cuando aumenta la temperatura. El sensor de respiración 100a, 100b puede incluir cualquier combinación de termistores de tipo NTC y termistores de tipo PTC. El convertidor de temperatura a voltaje 1438 convierte o transforma el valor de resistencia de temperatura detectado en uno de los termistores 400-1, 400-2, 400-3, 500-1, 500-2 a un voltaje en Vout 1448. En algunas realizaciones, el convertidor de temperatura a voltaje 1438 también incluye un amplificador 1451, que aumenta el voltaje en Vout 1448 para aumentar la precisión y resolución de la señal de flujo de gas respiratorio.

El filtro 1440 elimina o sustrae el aire ambiente y el cambio de temperatura de la piel conductora de la señal de flujo de gas respiratorio. Luego, el convertidor AD 1442 convierte la señal del filtro 1440 en forma digital, que es recibida por la CPU 1444 para procesamiento y cálculos adicionales. En algunas realizaciones, la CPU 1444 puede transmitir la señal digital al monitor principal u otro dispositivo cliente a través del procesador Bluetooth de baja energía 1160. En algunas otras realizaciones, la CPU 1444 transmite la señal digital al módulo de comunicaciones 1446 para su transmisión inalámbrica al monitor principal u otro dispositivo cliente. En algunas realizaciones, el filtro 1440 está configurado para restar la señal eléctrica detectada por el termistor 500-2 de la señal eléctrica detectada por el termistor 500-1. En algunas realizaciones, el filtro 1440 está configurado para restar la señal eléctrica detectada por el termistor 500-2 y la señal eléctrica detectada por cualquiera del termistor nasal 400-1, el termistor nasal 400-2 y el termistor oral 400-3 de la señal eléctrica detectada por el termistor 500-1.

La FIGURA 36 ilustra una tabla de estados de detección de sensores de respiración 1458 para determinar la colocación y función de sensores de respiración. Por ejemplo, una lógica de operación se deriva de las señales eléctricas del termistor 500-1, el termistor 500-2 y el termistor 400-1, 400-2, 400-3 para detectar diferentes estados del sensor de respiración 100a, 100b. Los diferentes estados del sensor de respiración 100a, 100b se utilizan para identificar la colocación del sensor con respecto al paciente y la función del sensor para monitorear y notificar estos estados. El sensor de respiración 100a, 100b es capaz de identificar, por ejemplo, signos tempranos de depresión respiratoria, espasmos, obstrucciones y otros síntomas, y notificar estas identificaciones. Además de notificar dichas identificaciones, el sensor de respiración 100a, 100b también es capaz de notificar cuando se identifica o detecta una colocación inadecuada del sensor para alertar a un cuidador para que verifique al paciente y se asegure de que el sensor no esté obstruyendo las vías respiratorias del paciente o perturbando de otro modo al paciente.

El sensor de respiración 100a, 100b incluye varios estados de detección que incluyen, entre otros: un estado aún no colocado ("Not Yet Placed state" 1460); un estado de medición y colocación correcta ("Correctly Placed & Measuring state" 1462); un estado correctamente colocado, pero sin respiración ("Correctly Placed, No Breath state" 1464); un estado de dispositivo suelto ("Loose state" 1466); un estado desconectado o sin respiración ("Detached or No Breath" state 1468) y un estado de temperatura de operación excedida ("Operating Temperature Exceeded state" 1470).

En el estado aún no colocado 1460, el sensor de respiración 100a, 100b aún no está colocado en el paciente. Por ejemplo, cuando el sensor de respiración 100a, 100b está encendido, pero aún no está colocado o unido al labio superior del paciente, el termistor 500-2, el termistor 500-1 y el termistor 400-3 detectan todos un señal similar correspondiente a la temperatura proporcional a la temperatura ambiente y el indicador de respiración 1453a (mostrado en la FIGURA 35) no detecta respiraciones. Bajo estas condiciones detectadas, el sensor de respiración 100a, 100b determina que está en el estado aún no colocado 1460 y no transmitirá una notificación de alerta.

Después de que el sensor de respiración 100a, 100b se coloca o se une al labio superior del paciente, el termistor 500-2 detecta y se adapta a una temperatura cercana a la temperatura de la piel del labio superior mientras el termistor 500-1 permanece detectando la temperatura de aire ambiente. En algunas realizaciones, el error de desviación de temperatura en el termistor 500-2, que es causado, por ejemplo, por un bigote, puede ignorarse ya que la detección de temperatura es suficiente para monitorear el cambio de temperatura durante el tiempo que se tarda en detectar o determinar si el

sensor está en la colocación adecuada o no (por ejemplo, no el valor absoluto). Cuando la ubicación del sensor entre los conductos nasal y oral del paciente es adecuada y el paciente está respirando, el termistor 400-3 comienza a adaptarse y detectar la temperatura del flujo de gas que cambia secuencialmente (por ejemplo, respiración). En este punto, el indicador de respiración 1453a determina que el termistor 400-3 detectó una respiración. En estas condiciones, el sensor de respiración 100a, 100b determina que está en el estado de medición y colocación correcta 1462 y no transmitirá una notificación de alerta.

El sensor de respiración 100a, 100b determina que está en el estado correctamente colocado, pero sin respiración 1464 cuando el termistor 500-2 sigue detectando y adaptándose a la temperatura de la piel y el termistor 500-1 sigue detectando la temperatura de aire ambiente, pero el termistor 400-3 ya no se adapta o detecta suficientemente la temperatura del flujo de gas (por ejemplo, en su lugar detecta la temperatura de aire ambiente) incluso aunque el indicador de respiración 1453a detecta respiraciones. En el estado correctamente colocado, pero sin respiración 1464, la ubicación del sensor de respiración 100a, 100b entre las cavidades nasal y/u oral puede ser insatisfactoria y el flujo de gas a través de las cavidades de sensores puede ser insuficiente y el sensor de respiración 100a, 100b transmitirá una notificación de alerta que indica que se detecta "sin respiración". También es posible que, en el estado correctamente colocado, pero sin respiración 1464, el paciente no respire lo suficiente y necesite atención inmediata por parte del personal clínico.

El sensor de respiración 100a, 100b determina que está en el estado suelto 1466 cuando el termistor 500-2 no detecta la temperatura de la piel y detecta, en cambio, un valor similar al del termistor 500-1 (por ejemplo, temperatura de aire ambiente) mientras que el termistor 500-1 permanece detectando la temperatura de aire ambiente, el termistor 400-3 detecta la temperatura de flujo de gas y el indicador de respiración 1453a detecta respiraciones. En el estado suelto 1466, el sensor de respiración 100a, 100b puede estar posicionado torcido con respecto al labio superior del paciente, de modo que el flujo de gas respiratorio no se detecta o monitorea adecuadamente, y el sensor de respiración 100a, 100b transmitirá una notificación de alerta indicando que se detecta un "sensor flojo" para que el personal de atención pueda ajustar el sensor de respiración 100a, 100b con respecto al labio superior del paciente.

El sensor de respiración 100a, 100b determina que está en el estado desconectado o sin respiración 1468 cuando el termistor 500-2, el termistor 500-1 y el termistor 400-3 detectan la temperatura de aire ambiente y el indicador de respiración 1453a no detecta ninguna respiración. En el estado desconectado o sin respiración 1468, el sensor de respiración 100a, 100b está desconectado del paciente y transmitirá una notificación de alerta que indica "sensor desconectado". En algunas realizaciones, en el estado desconectado o sin respiración 1468, además o alternativamente, el sensor de respiración 100a, 100b transmitirá una notificación de alerta que indica que se detecta "sin respiración".

El sensor de respiración 100a, 100b determina que está en el estado de temperatura de operación excedida 1470 cuando la temperatura detectada por el termistor 500-1 iguala o excede la temperatura detectada por el termistor 500-2. Esto significa que la temperatura ambiente está demasiado cerca de la temperatura del gas respiratorio para proporcionar lecturas de temperatura diferencial suficientes, que son proporcionales a la amplitud de señal de respiración. Esta situación puede ocurrir cuando el paciente está acostado boca abajo contra una superficie (por ejemplo, una cama o una almohada). En el estado de temperatura de operación excedida 1470, el sensor de respiración 100a, 100b transmitirá una notificación de alerta que indica un "error de operación".

En algunas realizaciones, las señales de los termistores nasales 400-1, 400-2 se comparan para determinar un estado del paciente o del sensor de respiración 100a, 100b. La señal de los termistores nasales 400-1, 400-2 se puede comparar entre sí para determinar si el sensor de respiración 100a, 100b está colocado correctamente en el paciente. Por ejemplo, una señal normal del termistor 400-1 o 400-2, y una señal baja o inexistente del otro del termistor 400-1 o 400-2, pueden indicar que el sensor de respiración 100a, 100b no está posicionado correctamente en relación con las fosas nasales del paciente.

El sensor capacitivo 1401 también se puede usar para activar y/o encender el sensor de respiración 100b. En algunas realizaciones, el procesador se puede configurar en un modo de bajo consumo/baja potencia o de suspensión cuando el sensor de respiración 100b está almacenado o no en uso. Cuando está en el modo de suspensión, el sensor de respiración 100b puede procesar un valor medido desde el sensor capacitivo 1401 y comparar el valor medido con un valor anterior almacenado en la memoria. El valor anterior almacenado en la memoria puede corresponder a un sensor de respiración 100b que no está acoplado a la cara del paciente. Cuando el sensor de respiración 100b se coloca sobre el labio superior de un paciente, el valor capacitivo medido por el sensor capacitivo 1401 puede cambiar. El cambio de valor capacitivo puede ser causado por el sensor capacitivo 1401 acoplado contra el labio o tejido del paciente, que puede tener una permeabilidad diferente en relación con otro material tal como el embalaje del sensor capacitivo 1401 o el aire ambiente.

Cuando se detecta un cambio en el valor medido del sensor capacitivo 1401, el procesador puede cambiar el sensor del modo de bajo consumo o modo de suspensión a un modo de operación normal. En algunas realizaciones, el procesador puede activar otros circuitos eléctricos en la placa electrónica cuando se detecta un cambio en el valor medido del sensor capacitivo 1401. En algunas realizaciones, cuando el sensor de respiración 100b está separado de la cara de un paciente, y un valor medido del sensor capacitivo 1401 corresponde a un sensor de respiración que no está acoplado a la cara de un paciente, el sensor de respiración 100b puede apagarse. En algunas realizaciones, el sensor de respiración 100b puede apagarse cuando el sensor capacitivo 1401 detecta un cambio de regreso a la permeabilidad de, por ejemplo, aire y/o no se detecta ninguna respiración. En algunas realizaciones, el sensor de respiración 100b puede esperar un límite

de tiempo de seguridad predeterminado, por ejemplo, 5 minutos, y luego apagarse o entrar en un modo de bajo consumo.

En algunas realizaciones, el sensor de respiración 100a, 100b puede comenzar la medición automáticamente cuando el procesador cuenta una o más respiraciones de cualquiera de los termistores nasales y orales. Por ejemplo, la medición puede comenzar automáticamente cuando el procesador cuenta tres respiraciones exitosas diferentes de los termistores nasales y/u orales.

Para determinar la colocación y función del sensor de respiración, la placa electrónica 300 puede incluir, por ejemplo, cualquiera de un procesador Bluetooth de baja energía 1160, el convertidor de temperatura a voltaje 1438, el filtro 1440, el convertidor AD 1442, la CPU 1444, el módulo de comunicaciones 1446, y el indicador de respiración 1453a almacenado en la memoria 1453b.

La amplitud de la señal de voltaje eléctrico alterna procedente de los termistores 400-1, 400-2, 400-3, 500-1, 500-2 se puede convertir proporcionalmente a una temperatura real, por ejemplo a grados Celsius. En principio, cuando el paciente respira normalmente, la amplitud mínima de la señal eléctrica de los termistores tipo NTC es proporcional a la temperatura máxima del aire exhalado y la amplitud máxima de la señal eléctrica de los termistores tipo NTC es proporcional a la temperatura mínima del aire ambiente inhalado. Para los termistores tipo PTC, la amplitud máxima de la señal eléctrica es proporcional a la temperatura máxima del aire exhalado y la amplitud mínima de la señal eléctrica es proporcional a la temperatura mínima del aire ambiente inhalado. La conversión de señal de voltaje eléctrico a temperatura es negativa con el termistor tipo NTC, mientras que la conversión de señal de voltaje eléctrico a temperatura es positiva con el termistor tipo PTC. En consecuencia, tanto los termistores de tipo NTC como PTC pueden proporcionar el mismo valor de temperatura.

La FIGURA 37 ilustra la temperatura de la respiración (flujos respiratorios) durante los cambios en la temperatura de aire ambiente. La amplitud de la señal de respiración alterna 1422 indica una diferencia de temperatura entre el aire ambiente inhalado y el gas exhalado de los pulmones en grados Celsius [C°], y puede ser proporcional a la fuerza de la respiración o al volumen y flujo de la respiración. La amplitud pico a pico de la señal de respiración alterna 1422, presentada en grados Celsius [C°], depende principalmente del caudal de gas y de la temperatura de aire ambiente 1424. Como se puede ver en la FIGURA 37, la amplitud de pico a pico de la señal de respiración 1422 disminuye cuando la temperatura de aire ambiente 1424 aumenta.

En algunos casos, si el flujo y el volumen del gas respiratorio exhalado disminuyen, la amplitud de señal medida disminuye proporcionalmente. Debido al menor volumen de gas, hay menos energía térmica y, debido a la menor velocidad del flujo de gas, el gas exhalado tiene más tiempo para liberar energía térmica al aire circundante y a la carcasa de sensores (por ejemplo, la carcasa 2001) antes de llegar al termistor 400-1, 400-2, 400-3. Además, el gas exhalado puede tener menos energía térmica para calentar el termistor 400-1, 400-2, 400-3.

En algunos casos, si la temperatura de aire ambiente disminuye, el gas exhalado libera aún más energía debido a la mayor diferencia de energía entre dos medios gaseosos. Por otro lado, la señal respiratoria máxima es proporcional a la temperatura ambiente y es sensible a los cambios de temperatura de aire ambiente, por lo que la amplitud de señal de pico a pico proporcional al cambio secuencial del gas inhalado y exhalado también depende de la temperatura de aire ambiente. En algunos casos, si la temperatura de aire ambiente aumenta, la amplitud de señal respiratoria entre inspiraciones y espiraciones disminuye y, viceversa, la amplitud de señal respiratoria entre inspiraciones y espiraciones aumenta cuando la temperatura de aire ambiente disminuye.

En algunas realizaciones, la energía en forma de calor desde el labio superior de un paciente se puede conducir a través de la carcasa de sensores de respiración hasta los termistores. En algunos casos, la energía dirigida desde o hacia un gas que fluye a través del sensor de respiración 100a, 100b puede causar un efecto similar al cambio de aire ambiente. La FIGURA 38 ilustra la respiración (flujos respiratorios) durante un cambio en la temperatura de conducción de energía térmica, por ejemplo cuando el sensor de respiración 100a, 100b está acoplado a la cara de un paciente. La carcasa de sensores (por ejemplo, la carcasa 2001) que guía el flujo de gas a través del sensor de respiración 100a, 100b está hecha preferiblemente de plástico, silicio o material similar con un coeficiente térmico bajo para minimizar su capacidad de absorber, almacenar y conducir energía térmica. Sin embargo, la carcasa puede conducir algo de energía térmica desde el labio superior del paciente y elevar la temperatura del sensor, de forma similar al cambio de temperatura ambiente. El cambio de temperatura genera una pequeña desviación, representada por las curvas de desviación 1426, en la señal de temperatura 1428 proporcional a la temperatura de aire ambiente inhalado, lo que disminuye la amplitud de pico a pico de la señal de respiración. El termistor 400-1, 400-2, 400-3 detecta cuándo se libera energía térmica, almacenada durante la espiración, durante la inspiración, y detecta cuándo se libera energía térmica durante la fase de espiración, disminuyendo así la amplitud de pico a pico de la señal respiratoria entre las fases inspirada y espirada. Esta desviación, representada por las curvas de desviación 1426, puede depender de la temperatura de aire ambiente y del coeficiente térmico del material de la carcasa de sensores, que es una constante basada en mediciones de laboratorio y se puede tener en cuenta. La energía térmica que se conduce desde el labio superior de un paciente a través de la carcasa de sensores depende en gran medida de la conexión térmica entre el sensor de respiración 100a, 100b y la cara del paciente, que a su vez es proporcional a la temperatura y la señal eléctrica del termistor 500-2.

Cuando el sensor de respiración se ha colocado en la cara del paciente, cada una de las entradas a las cavidades de

conductos del flujo nasal se puede separar de la salida nasal correspondiente del paciente, y la entrada a la cavidad de conductos de flujo oral se puede separar de la salida oral correspondiente del paciente (es decir, la boca). Cuando el paciente respira, un gas respiratorio cálido y húmedo fluye a través de cualquiera de los conductos de flujo nasal y oral. El gas respiratorio exhalado, cálido y húmedo, libera energía térmica al aire ambiente si la temperatura de aire ambiente es inferior a la temperatura del aire exhalado. La temperatura del aire exhalado disminuye como se muestra en la FIGURA 38 representada por las curvas de desviación 1426, lo que disminuye la amplitud de señal de respiración. Para obtener la máxima amplitud de señal respiratoria durante la exhalación, la carcasa de sensores o las cavidades de sensores de respiración se posicionan lo más cerca posible de las cavidades nasales y orales del paciente.

Puede ser importante tener una señal respiratoria precisa con una amplitud pico a pico proporcional a los esfuerzos respiratorios inspirados y espirados reales del paciente en cualquier momento y durante cualquier condición para poder detectar situaciones, como, por ejemplo, opiáceos que deterioran la respiración del paciente, obstrucciones, broncoespasmos, etc. Los cambios en la temperatura de aire ambiente y en la conducción de la energía térmica pueden provocar una disminución en la amplitud de señal de pico a pico, que se asemeja a una disminución similar, por ejemplo, a la que se produce cuando los opiáceos deterioran la respiración del paciente. Para identificar o detectar correctamente la causa de la disminución y evitar una identificación errónea, dichas señales de error pueden compensarse y eliminarse para evitar notificaciones falsas de estas señales de error. Los cambios de temperatura de aire ambiente que disminuyen la señal de gas respiratorio se pueden compensar y eliminar basándose en la señal de temperatura proporcional al termistor 500-1 sensible a la temperatura ambiente. La compensación de la señal de gas respiratorio es inversamente proporcional a los aumentos en la temperatura de aire ambiente, por lo tanto, si la temperatura de aire ambiente aumenta, entonces aumenta la ganancia de la señal de gas respiratorio y viceversa. De manera similar, los cambios en la temperatura de la piel, que es proporcional a la temperatura de conducción a través de la carcasa de sensores 2001, también disminuyen la señal de gas respiratorio y se compensa y elimina basándose en la señal de temperatura proporcional al termistor 500-2 sensible a la temperatura de la piel. La compensación de la señal de gas respiratorio es inversamente proporcional a los aumentos en la temperatura de la piel, por lo tanto, si la temperatura de la piel aumenta, entonces aumenta la ganancia de la señal de gas respiratorio y viceversa.

En algunas realizaciones, se pueden eliminar los transitorios térmicos y se puede compensar la amplitud de señal con respecto a las temperaturas ambiente y de conducción de energía térmica para producir una señal de flujo respiratorio. Por ejemplo, después de eliminar los efectos térmicos como se analizó anteriormente con referencia a la FIGURA 35, la señal de flujo de gas respiratorio se puede mostrar en el monitor principal u otro dispositivo cliente. La precisión y resolución de la señal de flujo de gas respiratorio aumentan debido a la eliminación de los transitorios térmicos y a la compensación de la amplitud de señal en relación con las temperaturas ambiente y de conducción.

En algunas realizaciones, se detecta una temperatura a través del termistor 500-2 cuando el sensor de respiración 100a, 100b se coloca inicialmente en el labio superior de un paciente. Los sensores pequeños colocados en las vías respiratorias del paciente o cerca de las vías respiratorias pueden bloquear las vías respiratorias si el sensor se desprende o el accesorio está suelto. Algunos enfoques convencionales para mitigar la posibilidad de que el sensor se desprenda o se afloje son aumentar el tamaño del sensor y aumentar el área adhesiva pegada a la piel. Sin embargo, los sensores de mayor tamaño pueden resultar incómodos para un paciente y el aumento de adhesivo puede irritar la piel del paciente, de modo que el paciente puede quitar o desprender el sensor intencionalmente o no. Algunos otros enfoques convencionales pueden utilizar un sistema de notificación cuando el sensor se desprende. Sin embargo, en tales enfoques, el personal de atención puede experimentar "fatiga de alarmas" causada por falsas alarmas. El sensor de respiración 100a, 100b divulgado determina diferentes parámetros de medición adecuados que se usan para especificar diferentes situaciones para generar notificaciones apropiadas.

Por ejemplo, cuando el sensor de respiración 100a, 100b está encendido, pero aún no está colocado o unido a la cara del paciente, el termistor 500-1, el termistor 500-2 y el termistor 400-3 detectan la temperatura de aire ambiente. Además, los datos para un indicador de respiración 1453a se pueden almacenar en una memoria 1453b asociada con la CPU 1444, y pueden indicar que los termistores 400 aún no han detectado ninguna respiración. Si bien se ilustra que la memoria 1453b está incluida en la CPU 1444, puede ser un elemento separado. Cuando el sensor de respiración 100a, 100b se coloca sobre el labio superior del paciente, el termistor 500-2 entra en estrecho contacto o hace contacto con la piel del labio superior y comienza a detectar la temperatura de la piel en el labio superior del paciente como se representa por una curva de temperatura de la piel. Por ejemplo, a cero segundos, el termistor 500-2 detecta el aire ambiente de aproximadamente 23 °C y se calienta después de que el sensor de respiración 100a, 100b se coloca en el labio superior del paciente, aproximadamente a los 8 segundos, para detectar la temperatura de la piel de aproximadamente 35,5 °C a los 55 segundos. En consecuencia, cuando el sensor de respiración 100a, 100b se retira o se suelta de la piel del labio superior del paciente, el termistor 500-2 se adapta y comienza a detectar la temperatura ambiente.

En algunas realizaciones, se puede inducir un error de desviación de temperatura en el termistor 500-2 para compensar cualquier espacio entre el termistor 500-2 y el labio superior del paciente, como un bigote o un medio similar. Como resultado, la temperatura detectada por el termistor 500-2 puede diferir de la temperatura real de la piel. Sin embargo, esta compensación o ajuste puede tolerarse ya que puede ser importante sólo detectar el cambio de temperatura. Por ejemplo, cuando el sensor de respiración 100a, 100b se coloca en el labio superior del paciente, el termistor 500-2 monitorea o detecta la tendencia de temperatura a lo largo del tiempo hasta la detección de la retirada del sensor de respiración 100a, 100b en lugar de medir o detectar el valor de temperatura de la piel absoluto.

En algunas realizaciones, se detecta una temperatura a través del termistor 500-1 durante el cambio de temperatura ambiente. El termistor 500-1 monitorea o detecta la temperatura ambiente. Por ejemplo, en una curva de temperatura ambiente, el termistor 500-1 detecta una temperatura ambiente inicial de aproximadamente 23 °C a los cero segundos y detecta una nueva temperatura ambiente de aproximadamente 25 °C a los 55 segundos cuando, por ejemplo, se transfiere al paciente desde una ambulancia hasta un entorno hospitalario.

En algunas realizaciones, se detecta una temperatura a través del termistor 400-1, 400-2, 400-3 durante los flujos respiratorios. El termistor 400-1, 400-2, 400-3 detecta secuencialmente el cambio de temperatura del flujo de gas respiratorio entre el gas respiratorio exhalado y el aire ambiente inspirado a una temperatura ambiente constante de 25 °C, como se representa mediante una curva de temperatura respiratoria. Durante la espiración, el aire húmedo y caliente exhalado fluye desde los conductos nasales y/o orales del paciente hacia la cavidad, tal como, por ejemplo, los conductos de flujo nasal 301 y el conducto de flujo oral 302, dentro de la carcasa de sensores (por ejemplo, carcasa 2001) que provoca que la temperatura del termistor 400-1, 400-2, 400-3 ubicado dentro de la cavidad se adapte al gas exhalado que fluye a través del termistor 400-1, 400-2, 400-3. Durante la inspiración, el paciente inhala haciendo que el aire ambiente fluya a través de la cavidad, tal como, por ejemplo, los conductos de flujo nasal 301 y el conducto de flujo oral 302, dentro de la carcasa de sensores (por ejemplo, la carcasa 2001) hacia los conductos orales y/o nasales del paciente, momento en el cual, el termistor 400-1, 400-2, 400-3 se adapta nuevamente a la temperatura del aire ambiente inhalado que fluye a través del termistor 400. Así, durante la espiración, el aire que sale de los pulmones calienta el termistor 400-1, 400-2, 400-3 y, durante la inspiración, el aire ambiente enfría el termistor 400-1, 400-2, 400-3. La diferencia de temperatura entre el aire ambiente inhalado y el gas respiratorio exhalado disminuye y se acerca a cero cuando la temperatura del aire ambiente se acerca a la temperatura del gas respiratorio exhalado. Cuando la temperatura del aire ambiente inhalado excede la temperatura del gas respiratorio exhalado, la diferencia de temperatura vuelve a exceder cero, pero cambia de signo.

En algunas realizaciones, se determinan mediciones continuas y en tiempo real de los flujos respiratorios. En consecuencia, una curva indica una forma de onda de respiración en tiempo real. En consecuencia, la curva es una forma de onda que incluye más de dos ciclos respiratorios, incluyendo cada ciclo una fase de espiración (amplitud positiva) y una fase de inspiración (amplitud negativa). Una curva de frecuencia respiratoria (RR, por sus siglas en inglés) es una curva que indica un valor de respiraciones por minuto [bpm]. Se puede calcular a partir de la curva de forma de onda de respiración según la ecuación $RR = 60 \text{ segundos/tiempo del ciclo respiratorio [segundos]}$. Cada ciclo de respiración tiene una magnitud de respiración que se puede calcular a partir de una diferencia entre la amplitud máxima de espiración y la amplitud mínima de inspiración (que es negativa). En algunas realizaciones, la magnitud de respiración es proporcional al caudal respiratorio. Cuando un paciente exhala, el gas respiratorio cálido y húmedo de los pulmones calienta los termistores 400-1, 400-2, 400-3, lo que provoca que la curva de la señal de la forma de onda de la respiración aumente. Durante la inspiración, el aire ambiente enfría los termistores 400-1, 400-2, 400-3 a una temperatura cercana a la temperatura de aire ambiente. Por lo tanto, la amplitud del ciclo respiratorio es proporcional al caudal de gas respiratorio o magnitud de respiración, que es proporcional a un cambio de temperatura de los termistores causado por los efectos de enfriamiento/calentamiento del aire inspiratorio y espiratorio que fluye a través de los termistores. En el caso particular de la curva, la magnitud de respiración es un valor en porcentajes que indica la magnitud o caudal respiratorio, en relación con una magnitud máxima del flujo respiratorio o una tasa máxima para un paciente particular.

En algunas realizaciones, se puede monitorear una frecuencia respiratoria durante un período de tiempo prolongado y ajustarla a una curva. La curva puede indicar una magnitud de respiración, correspondiente a la profundidad de la respiración, durante un período de tiempo prolongado. En algunas realizaciones, las curvas pueden reflejar tanto las frecuencias de respiración como los valores de magnitud calculados respiración a respiración. En algunas realizaciones, las curvas pueden incluir valores promedio para reducir grandes fluctuaciones en las señales recibidas de los sensores. En algunas realizaciones, la frecuencia respiratoria y la variación pueden ser parámetros deseables para detectar un ataque cardíaco próximo. En algunas realizaciones, una variación de la señal respiratoria puede anticipar un evento de derrame cerebral aproximadamente 6 a 8 horas antes del derrame cerebral real. De manera similar, una sobredosis de opioides o dolor (por ejemplo, muy pocos opioides) pueden provocar cambios en la variación de la respiración que son detectables en un sensor de respiración, lo que lleva a una respuesta y un tratamiento más rápidos para mitigar o prevenir el riesgo inminente.

VI. Funciones del acelerómetro

Con referencia a la FIGURA 39, el sensor de respiración 100a, 100b puede proporcionar, por ejemplo, detección de posición, movimiento y caída del cuerpo a través del acelerómetro 1150 (mostrado en la FIGURA 33). El acelerómetro 1150 mide o detecta aceleración, posición, rotación angular y otros parámetros derivados de señales eléctricas proporcionales a al menos las direcciones de los ejes x, y, y z del acelerómetro 1150 y puede detectar la posición y el movimiento del paciente, la posición y movimiento de la cabeza del paciente, aceleración causada por el movimiento del sensor de respiración 100, 100b, 100c y movimiento del labio superior del paciente mientras habla o movimiento del corazón del paciente. Por ejemplo, las señales eléctricas del acelerómetro 1150 se pueden enviar o transmitir a un dispositivo de monitoreo, tal como un monitor principal o un dispositivo cliente similar, a través de Bluetooth u otro método de comunicación para monitorear a pacientes móviles. En algunas realizaciones, el acelerómetro 1150 del sensor de respiración 100a, 100b es un acelerómetro tridimensional que mide la aceleración y la posición de al menos las direcciones de los ejes x, y, y z del acelerómetro 1150 así como la rotación alrededor de al menos estos tres ejes.

Como se analizó anteriormente, el sensor de respiración 100a, 100b detecta movimiento y posición para monitorear, por ejemplo, que el sensor de respiración 100a, 100b no se haya caído de su lugar con respecto al paciente, que el paciente no se haya caído, o que la orientación de la cabeza del paciente no obstruye los flujos de gas respiratorio nasal y oral (por ejemplo, la cara del paciente está hacia abajo, hacia la almohada o la cama). Por ejemplo, es deseable obtener información sobre cómo está posicionada la cabeza de un paciente cuando está acostado en la cama para determinar la medición de los ciclos respiratorios de los pacientes. Cuando el paciente está acostado boca arriba con la cara hacia arriba, puede, por ejemplo, girar la cabeza de izquierda a derecha. En tal posición, el paciente puede respirar de una manera que permita que el gas fluya libremente a través de las cavidades nasales y/u orales del sensor de respiración 100a, 100b. Cuando el paciente está acostado de lado, su cabeza puede girar hacia arriba o hacia abajo. En esta posición lateral, es posible que la cabeza del paciente mire hacia un lado o hacia arriba, de modo que el paciente pueda respirar de una manera que permita que el gas fluya libremente a través de las cavidades nasales y/u orales del sensor de respiración 100a, 100b. Sin embargo, también es posible, en esta posición lateral, que el paciente gire su cabeza hacia abajo, hacia la cama o hacia una almohada, de modo que el gas no fluya libremente o quede obstruido a través de las cavidades nasales y/u orales del sensor de respiración 100a, 100b. Este flujo de gas desigual u obstrucción del flujo de gas puede alterar la señal de medición proporcional a la respiración o la respiración del paciente puede impedirse o deteriorarse. Un resultado similar puede ocurrir cuando el paciente está acostado boca abajo con la cara hacia abajo en la cama o la almohada.

En tales escenarios, el sensor de respiración 100a, 100b puede detectar la dirección en la que apunta la cara del paciente a través del acelerómetro 1150, que también puede medir o detectar la posición axial y/o angular. La posición de la cabeza del paciente se determina o calcula a partir de las señales eléctricas en las direcciones x, y, y z detectadas mediante el acelerómetro 1150. En algunas realizaciones, el sensor de respiración 100a, 100b determina, a través de las señales proporcionales a la posición del paciente que son monitoreadas por el acelerómetro 1150, la posición de la cabeza del paciente con respecto al sensor de respiración 100a, 100b. Como resultado, el sensor de respiración 100a, 100b, en respuesta a determinar que la cabeza del paciente está en una posición que inhibe u obstruye el flujo de gas a través del mismo y/o hace que el sensor de respiración 100a, 100b funcione incorrectamente, puede transmitir una notificación para informar de dicho posicionamiento al monitor principal u otro dispositivo cliente a través de Bluetooth u otro método de comunicación.

La FIGURA 39 ilustra el sensor de respiración 100a, 100b en uso en un paciente para identificar o detectar cualquiera de una posición sentada 1166, una posición en movimiento 1168 y una posición caída 1170. En algunas realizaciones, el sensor de respiración 100a, 100b puede identificar o detectar la transición de un paciente entre cualquiera de una posición sentada 1166, una posición en movimiento 1168 y una posición caída 1170. En algunos escenarios, el paciente puede tener movilidad (por ejemplo, levantarse de la cama para ir al baño) y puede ser deseable monitorear el movimiento y la posición del paciente. Por ejemplo, el paciente puede estar recuperándose de un problema de salud y sentirse mareado al levantarse de una posición inmóvil, de modo que puede desmayarse, caerse o hacerse daño y requerir atención y cuidados médicos intensivos. En algunas realizaciones, el sensor de respiración 100a, 100b detecta, a través de las señales proporcionales a la posición del paciente que son monitoreadas por el acelerómetro 1150, tales situaciones e indica o transmite una notificación para informar o alertar al monitor principal u otro dispositivo cliente a través de Bluetooth u otro método de comunicación.

Como ejemplo, el paciente puede estar en una posición sentada 1166 y levantarse hasta una posición vertical 1168, de modo que el acelerómetro 1150 detecta el movimiento de la cabeza del paciente a través de las señales eléctricas en las direcciones x, y, y z. Además, a medida que el paciente se mueve o camina en la posición vertical 1168, el acelerómetro 1150 detecta cada paso o movimiento que el paciente puede dar, tal como cuando el paciente se levanta de la cama para ir al baño. Cada paso genera pulsos de aceleración que son detectados por el acelerómetro 1150 a través de señales eléctricas proporcionales a la aceleración en las direcciones x, y, z. Si el paciente cae hasta la posición de caída 1170, el acelerómetro 1150 detecta un valor de aceleración alto proporcional a la magnitud de caída. Con el paciente en la posición caída 1170 (por ejemplo, que yace en el suelo) desde la posición vertical 1168, el sensor de respiración 100a, 100b determina que el paciente se ha caído debido a que el acelerómetro 1150 detecta un valor de aceleración alto y determina la diferencia en la posición de la cabeza del paciente en la posición vertical 1168 y la posición caída 1170. En respuesta a la determinación de que el paciente se ha caído, el sensor de respiración 100a, 100b transmite una notificación para informar o alertar al monitor principal u otro dispositivo cliente, a través de Bluetooth u otro método de comunicación, que el paciente se ha caído y puede requerir atención inmediata.

Se pueden realizar mediciones adicionales basándose en el movimiento del labio superior del paciente cuando habla. Hablar es una vibración del aire proveniente de las cuerdas vocales y puede alterar la medición del flujo de gas respiratorio y el cálculo de la frecuencia respiratoria (RR, por sus siglas en inglés). Se puede detectar el movimiento del labio superior e indicar que el paciente está hablando. En algunas realizaciones, el acelerómetro 1150 detecta el movimiento del labio superior de un paciente.

Se pueden realizar mediciones adicionales con base en el movimiento del corazón de un paciente. Las mediciones se pueden utilizar para determinar la frecuencia cardíaca del paciente. La FIGURA 40 ilustra la circulación sanguínea a través de un corazón 1172 cuando el corazón 1172 bombea sangre a través del cuerpo 1174, como se muestra en la FIGURA 41. La sangre de la circulación sistémica ingresa a la aurícula derecha desde la vena cava superior e inferior y pasa al ventrículo derecho. Desde el ventrículo derecho, la sangre se bombea a la circulación pulmonar a través de los pulmones.

Luego, la sangre regresa a la aurícula izquierda, pasa a través del ventrículo izquierdo y es bombeada a través de la aorta de regreso a la circulación sistémica. Normalmente, con cada latido del corazón, el ventrículo derecho bombea la misma cantidad de sangre a los pulmones que el ventrículo izquierdo bombea al cuerpo. Las arterias transportan sangre fuera del corazón. El corazón 1172 se contrae a un ritmo en reposo cercano a 72 latidos por minuto.

Debido a una orientación específica de las fibras miocárdicas, en un ciclo de latido, el corazón 1172 realiza un movimiento de torsión o retorcimiento a lo largo de su eje longitudinal. Por otro lado, la contracción secuencial del corazón, que permite que la sangre superior e inferior ingrese a la aurícula y al ventrículo derechos, así como permite la expansión para bombear sangre desde el ventrículo y la aurícula izquierdos de regreso a la circulación sanguínea sistémica y pulmonar, genera micromovimiento a lo largo del eje longitudinal del corazón. Este movimiento de ida y vuelta está ligeramente inclinado hacia la derecha con respecto al eje longitudinal del cuerpo 1176, como se ilustra en la FIGURA 41.

El movimiento del corazón mueve todo el cuerpo 1174 hacia adelante y hacia atrás cíclicamente en la fase de un latido del corazón cercana a la dirección a lo largo del eje longitudinal del cuerpo 1176. Este micromovimiento puede ser detectado por el acelerómetro 1150 del sensor de respiración 100a, 100b. La dirección más sensible para que la detecte el acelerómetro 1150 sería el eje z. En algunas realizaciones, el acelerómetro 1150 contiene un sensor de movimiento angular o elementos sensores, además o alternativamente, de manera que puede usarse para detectar la rotación del corazón a lo largo de su eje largo, que también genera fuerza de rotación alrededor del eje longitudinal del cuerpo 1176 a una fase del latido del corazón. Cualquiera o ambos del movimiento longitudinal del cuerpo o del movimiento de rotación alrededor del eje longitudinal del cuerpo 1176 se pueden transformar en un valor de latido o latidos por minuto a partir de las señales eléctricas del acelerómetro. Esta información de frecuencia cardíaca (HR, por sus siglas en inglés) puede usarse junto con la frecuencia respiratoria (RR, por sus siglas en inglés) y la información de flujo, por el sensor de respiración 110a, 100b, en la detección temprana y prevención de depresión respiratoria y otros síntomas.

En algunas realizaciones, el acelerómetro 1150 también puede detectar la subida y bajada del pecho de un paciente u otro movimiento torácico. Esta información se puede combinar con al menos uno de los indicadores de frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria y otros indicadores respiratorios para ayudar en la detección temprana y la prevención de dificultad respiratoria y otras enfermedades.

VII. Superficies de EtCO₂

En algunas realizaciones de la presente divulgación, el sensor de respiración, tal como, por ejemplo, el sensor de respiración 100a, 100b, puede incluir características de detección de CO₂ al final de la espiración (EtCO₂). Las funciones de detección de EtCO₂ pueden incluir una o más superficies sensibles a EtCO₂. Las una o más superficies sensibles a EtCO₂ se pueden posicionar en una superficie exterior de la cubierta 2012 y en una superficie de la cubierta oral 2017. La FIGURA 42A muestra una primera superficie sensible a EtCO₂ 402-1 posicionada en una superficie exterior de la cubierta 2012 y adyacente al termistor 400-1, una segunda superficie sensible a EtCO₂ 402-2 posicionada en una superficie exterior de la cubierta 2012 y adyacente al termistor 400-2, y una tercera superficie sensible a EtCO₂ 402-3 posicionada en una superficie interior de la cubierta oral 2017 y adyacente al termistor 400-3.

La superficie sensible a EtCO₂ puede cambiar de color como resultado de la detección de CO₂ en el aliento nasal y/u oral. Por ejemplo, la superficie sensible a EtCO₂ puede cambiar de color para indicar la presencia de CO₂. En algunas realizaciones, las una o más superficies sensibles a EtCO₂ están acopladas con un electrodo. A medida que la respiración nasal y/u oral pasa sobre la superficie sensible a EtCO₂, puede ocurrir un cambio en la resistencia. El cambio de resistencia se utiliza para determinar la presencia de CO₂ u otras condiciones relacionadas con la respiración. En algunas implementaciones, se pueden incluir una o más superficies sensibles a EtCO₂ en una placa electrónica de un sensor, tal como la placa electrónica 300, como se muestra en la FIGURA 42B.

Volviendo ahora a la FIGURA 42B, se muestran superficies sensibles a EtCO₂ 404-1, 404-2, 404-3 acopladas eléctricamente a la placa electrónica 300 a través de uno o más contactos eléctricos de la placa electrónica 300. En algunas implementaciones, una o más superficies sensibles a EtCO₂ 404-1, 404-2, 404-3, denominadas colectivamente superficies sensibles a EtCO₂ 404, se pueden rociar sobre una superficie de uno o más componentes de la placa electrónica 300. Por ejemplo, la superficie sensible a EtCO₂ 404-1 se puede rociar sobre la estructura de soporte 1230-1, la superficie sensible a EtCO₂ 404-2 se puede rociar sobre la estructura de soporte 1230-2, y la superficie sensible a EtCO₂ 404-3 se puede rociar sobre la estructura de soporte 1230-3.

Cuando se rocía sobre una superficie de uno o más componentes de la placa electrónica 300, la superficie sensible a EtCO₂ se puede rociar para superponer un contacto eléctrico catódico y un contacto eléctrico anódico del componente. Por ejemplo, cuando se rocía la superficie sensible a EtCO₂ 404-1 sobre la estructura de soporte 1230-1, la superficie sensible a EtCO₂ 404-1 se puede rociar para superponer un contacto eléctrico catódico y un contacto eléctrico anódico de la estructura de soporte 1230-1. De manera similar, cuando las superficies sensibles a EtCO₂ 404-2, 404-3 se rocían sobre las estructuras de soporte 1230-2 y 1230-3, respectivamente, las superficies sensibles a EtCO₂ 404-2 y 404-3 se superponen al contacto eléctrico catódico y a un contacto eléctrico anódico de las estructuras de soporte 1230-2 y 1230-3 respectivamente. En algunas implementaciones, las superficies sensibles a EtCO₂ 404 pueden acoplarse a uno o más electrodos de la placa electrónica 300. Por ejemplo, las superficies sensibles a EtCO₂ 404-1 pueden estar acopladas a uno o más electrodos de la estructura de soporte 1230-1, las superficies sensibles a EtCO₂ 404-2 pueden estar acopladas

a uno o más electrodos de la estructura de soporte 1230-2, y las superficies sensibles a EtCO₂ 404-3 pueden estar acopladas a uno o más electrodos de la estructura de soporte 1230-3.

Cada superficie sensible a EtCO₂ 404 forma una celda electroquímica. Como se describió anteriormente, a medida que la respiración nasal y/u oral se mueve sobre una superficie sensible a EtCO₂ 404, puede ocurrir un cambio en la resistencia. Las superficies sensibles a EtCO₂ 404 pueden configurarse de manera que un cambio en la resistencia pueda ser proporcional al contenido de moléculas de CO₂ en la respiración nasal y/u oral que se movió sobre las superficies sensibles a EtCO₂ 404. Las superficies sensibles a EtCO₂ 404 pueden acoplarse a un circuito eléctrico y el cambio de resistencia puede transformarse en un voltaje correspondiente a través del circuito eléctrico. El valor de voltaje puede transmitirse a la unidad central de procesamiento en la placa electrónica 300. En algunas implementaciones, la unidad central de procesamiento en la placa electrónica 300 puede configurarse para determinar la presencia de CO₂ y/u otras condiciones relacionadas con la respiración con base en el cambio en la resistencia y/o el voltaje correspondiente. En algunas implementaciones, el cambio en la resistencia y/o el voltaje correspondiente se puede transmitir a uno o más dispositivos electrónicos acoplados a los sensores 100a, 100b, 100c, tales como los dispositivos de monitoreo descritos en el presente documento (por ejemplo, concentrador 4, monitor 6 y similares).

VIII. Interconectividad

Con referencia a la FIGURA 43, se ilustra un sistema de monitoreo de respiración 1 que incluye un sensor 2, un concentrador 4 y un monitor 6. El sensor 2 puede ser el sensor 10 descrito anteriormente o configurado de manera similar al sensor 10 descrito anteriormente. El sensor 2 puede incluir uno o más de los sensores descritos en el presente documento, incluidos, por ejemplo, el sensor 100a y/o el sensor 100b. El sensor 2, el concentrador 4 y el monitor 6 pueden estar en comunicación entre sí mediante cables o de forma inalámbrica. En algunas realizaciones, cualquiera de un sensor 2, un concentrador 4 y un monitor 6 pueden estar en comunicación entre sí y con una red 50. La red puede incluir, por ejemplo, cualquiera de una red de área local (LAN), una red de área amplia (WAN), Internet, un servidor remoto o en la nube, y similares. Además, la red 50 puede incluir, pero no se limita a, topologías de red, incluyendo cualquiera de una red de bus, una red en estrella, una red en anillo, una red en malla, una red de bus en estrella, una red de árbol o jerárquica, y similares. Aunque se muestran un sensor 2, un concentrador 4 y un monitor 6, debe entenderse que el sistema de monitoreo de respiración puede incluir múltiples sensores 2, concentradores 4 y monitores 6.

Algunas realizaciones del sistema de monitoreo de respiración pueden incluir un paciente dentro de un hospital, un paciente en su hogar (por ejemplo, atención domiciliar) y otras aplicaciones de fabricantes de equipos originales (OEM, por sus siglas en inglés). En consecuencia, en algunas realizaciones se pueden agregar parámetros OEM al sistema de monitoreo (es decir, SpO₂, Temp, NiBP, ECG, etc.)

La comunicación entre el sensor 2 y cualquiera de un concentrador 4 y un monitor 6 se puede establecer usando comunicación de baja energía 8, tal como Bluetooth. Un concentrador cerca del sensor de respiración, por ejemplo, conectado a un paciente o cerca de él, puede permitir un tiempo de operación más prolongado del sensor de respiración mediante el uso de comunicación de baja energía 8. La comunicación de baja energía 8 puede incluir cualquiera de una tecnología de red de área personal inalámbrica o Bluetooth. El concentrador también puede proporcionar un emparejamiento del sensor de respiración con el paciente, lo que puede ayudar a proteger la información de identificación del paciente. Además, el uso de un concentrador 4 con el sensor 2 puede permitir la movilidad del paciente y el monitoreo continuo en todo el hospital.

Un protocolo de comunicación de larga distancia 10 (por ejemplo, Wi-Fi, celular u otra comunicación) puede proporcionar transferencia de datos entre el concentrador 4 y un monitor 6. En algunas realizaciones, los datos pueden transferirse entre el concentrador 4 y un monitor 6 a través de la red 50. En algunas realizaciones, el sensor 2 se comunica con un concentrador en forma de teléfono inteligente. El teléfono inteligente se comunica a Internet a través de Wi-Fi o sistemas celulares. Los datos se pueden transferir y guardar en una nube en tiempo real. Los datos del paciente se pueden ver en una ubicación física diferente en tiempo real con un teléfono inteligente, una tableta, un ordenador portátil o de escritorio, un televisor inteligente y similares.

La FIGURA 44 ilustra un sensor 2, tal como un sensor de respiración 110a, 100b, acoplado a la cabeza de un paciente 20, y un concentrador 4 posicionado adyacente al paciente. El concentrador 4 proporciona una interfaz de usuario al médico para el monitoreo junto a la cama. El concentrador 4 también puede proporcionar conectividad y comunicación entre el paciente 20 y una red 50 del hospital.

La FIGURA 45 ilustra un sensor 2, tal como el sensor de respiración 110a, 100b, acoplado a la cabeza 20 de un paciente, y un concentrador 4, en forma de un teléfono inteligente 14 conectado mediante una banda al brazo 20 del paciente. El concentrador 4 proporciona una interfaz de usuario al médico para el monitoreo junto a la cama. El concentrador 4 también puede proporcionar conectividad y comunicación entre el paciente 20 y una red 50 del hospital. En algunas realizaciones de la presente divulgación, el teléfono inteligente 14 se puede colocar en un soporte adyacente al paciente. El soporte puede acoplarse con el teléfono inteligente 14 para proporcionar cualquiera de una interfaz de comunicación de carga del teléfono inteligente 14.

El teléfono inteligente 14 puede incluir una cámara, que puede usarse para emparejarse con el sensor 2; Bluetooth para

comunicarse con un sensor 2 de bajo consumo de energía; Wi-Fi para comunicarse con la nube y la red hospitalaria; una interfaz de usuario habilitada para un paciente y/o un cuidador; 4G, WCDMA y GPS. En algunas realizaciones, la comunicación del teléfono inteligente 14 está deshabilitada para uso dentro del hospital y habilitada para uso fuera del hospital. Por ejemplo, en uso fuera del hospital, cuando la autenticación del paciente y del usuario puede estar menos disponible, el teléfono inteligente 14 puede realizar un algoritmo de reconocimiento facial u otros algoritmos de reconocimiento personal/visual/audible para emparejar al paciente 20 y el sensor de respiración 2 y autenticar que el emparejamiento es correcto y preciso. Cuando alguna información no está autenticada, el teléfono inteligente 14 puede emitir una alerta, hacer sonar una alarma o comunicar una advertencia a una enfermera en el sistema centralizado. En algunas realizaciones, el teléfono inteligente 14 está configurado para integrarse con el sistema hospitalario para proporcionar autenticación del paciente y/o usuario durante el uso dentro del hospital.

La FIGURA 46 ilustra una interacción entre, por ejemplo, el sensor 2 y el teléfono inteligente 14 en un sistema de monitoreo de respiración, según algunas realizaciones. Como se describirá más adelante con referencia a las FIGURAS 51 a 55, la interacción se puede usar para emparejar el sensor 2 y el concentrador 4, y se puede usar para identificar al paciente con el sensor 2.

En un primer paso 1800A, una enfermera o personal sanitario autorizado puede leer datos del sensor 2 en un modo de proximidad (por ejemplo, un valor de identificación del sensor, tal como un código de barras y similares). En un segundo paso 1800B, el personal sanitario puede leer además la pulsera 12 del paciente para registrar los datos respiratorios en el registro del paciente apropiado. En un tercer paso 1800C, el personal sanitario puede colocar de forma segura el teléfono inteligente 4 en un cinturón de brazo 14 del paciente 20. Después de la conexión del concentrador 4 con una red 50 o un servidor centralizado, por ejemplo, el sensor 2 puede enviar y/o recibir, en tiempo real, datos respiratorios continuos y otra información a la red 50 o servidor centralizado.

La FIGURA 47 ilustra un sensor 2, tal como un sensor de respiración 100a, 100b, y un casco 16 acoplado a la cabeza de un paciente 20. El casco 16 proporciona una estructura de monitoreo inalámbrico y fácil de llevar para un paciente móvil. El casco incluye un concentrador 4, en forma de un módulo 18 que puede acoplarse al casco 16 en una posición adyacente a la parte superior de la cabeza del paciente.

El casco 16 puede contener sensores unidos, integrados o conectados con la tela del casco. Un sensor 2 (por ejemplo, el sensor de respiración 100a, 100b) puede medir la tasa y el flujo de respiración. El módulo 18 puede incluir un sensor de módulo 22 para medir la temperatura de la piel, la temperatura ambiente o la posición, el movimiento y la aceleración del paciente.

Se puede configurar un sensor de cabeza 24 para acoplarse contra la cabeza del paciente cuando el paciente usa el casco. En algunas realizaciones, el sensor de cabeza 24 se posiciona adyacente a la sien de la cabeza del paciente cuando el paciente usa el casco. En algunas realizaciones, el sensor de cabeza 24 puede extenderse a lo largo de la frente del paciente. El sensor de cabeza puede medir temperatura, EEG frontal, saturación de oxígeno frontal o movimiento del paciente. En algunos ejemplos, el sensor de cabeza 24 incluye electrodos posicionados en diferentes posiciones en la cabeza del paciente para medir el EEG completo.

Se puede configurar un sensor de oído 26 para acoplarse contra un lóbulo de la oreja del paciente cuando el paciente usa el casco. El sensor de oído 26 puede medir la saturación de oxígeno. El sensor 2 y los sensores 22, 24, 26 del casco pueden transformar señales fisiológicas en señales eléctricas para medir parámetros fisiológicos. Por ejemplo, el sensor de respiración 100a, 100b y/u otros sensores de casco 22, 24, 26, pueden medir cualquiera de la frecuencia respiratoria (RR, por sus siglas en inglés), flujo de gas respiratorio, SpO2 nasal, SpO2 del oído, SpO2 frontal, frecuencia del pulso (PR, por sus siglas en inglés), frecuencia cardíaca (HR, por sus siglas en inglés), temperatura de la piel, temperatura ambiente, temperatura central, posición o movimiento del cuerpo, movimiento del pecho o torácico, EtCO2, EEG completo, EEG frontal o parámetros similares. Los sensores están ubicados en lugares adecuados alrededor del casco, dependiendo del parámetro físico medido, para permitir una medición optimizada de ese parámetro.

Cada sensor puede contener una batería para alimentar eléctricamente el sensor y cada sensor también puede contener un transceptor para comunicarse con un host (por ejemplo, la red 50) o monitorear más lejos. Preferiblemente, los sensores se alimentan eléctricamente a través de cables 28 integrados en el casco 16, que conectan los sensores con una batería ubicada en una ubicación en el casco 16. Los sensores también se comunican con el host a través de un transceptor ubicado en el módulo 18. La comunicación de datos entre los sensores y el transceptor puede realizarse a través de los cables 28 integrados en el casco. Esto simplifica la electrónica y la infraestructura de administración de energía, disminuye la contaminación por radiofrecuencia, lo que mejora la calidad de la comunicación, reduce el costo, el peso y el tamaño, disminuye el consumo de energía y mejora la usabilidad y la comodidad del paciente.

Los sensores unidos al casco 16 sólo contienen una cantidad mínima de mecánica y electrónica para simplificar y minimizar la infraestructura de sensores. Por ejemplo, para permitir la medición de una señal fisiológica, en cada sensor sólo se encuentra la electrónica específica del parámetro que permite transformar la señal fisiológica de ese parámetro específico en una señal eléctrica. Toda la electrónica que tiene puntos en común entre los sensores se puede combinar en el módulo 18, que también puede incluir la batería, unidad de procesamiento, transceptor y similares. Esta centralización reduce la complejidad, reduce el tamaño y el peso, aumenta la comodidad y la usabilidad del paciente y

también reduce el coste de los sensores.

Los sensores ubicados en lugares fijos o ciertos en el casco 16 también aumentan la usabilidad y la calidad de la medición ya que los sensores se ubican y colocan de manera óptima en la cabeza del paciente independientemente de la apariencia del paciente o las diferencias entre los usuarios. Un sistema portátil más simple y fácil de usar también aumenta la adopción de un sistema multiparamétrico complejo.

El módulo 18 se puede retirar para su reutilización y se puede disponer el casco 16 y los sensores en su interior. La desechabilidad reduce el riesgo de contaminación cruzada y disminuye el tiempo de trabajo del personal de atención necesario para desinfectar productos.

El módulo 18 puede incluir la mayoría de los componentes electrónicos, un transceptor de radio, una fuente de energía eléctrica tal como una batería, un procesador, etc. y software. El hardware y la mecánica del sistema se simplifican al centralizar funciones complejas en un módulo reutilizable, lo que también hace que el sistema sea más eficiente, fácil de limpiar para evitar la contaminación cruzada entre pacientes y de bajo costo. Además, la parte superior de la cabeza es también uno de los lugares más cómodos para el módulo 18 cuando el paciente está tendido, sentado o en movimiento, pero también garantiza un fácil acceso al dispositivo y visibilidad de la alarma para el personal de atención.

Las señales eléctricas de cualquiera de los sensores de casco 22, 24, 26 y del sensor de respiración 2 pueden transmitirse a través de los cables eléctricos 28 al módulo 18, donde se procesan de forma adecuada para transmitirse de forma inalámbrica al monitor. En algunas realizaciones, el módulo 18 puede comunicarse con cualquiera de los sensores 2, 22, 24, 26, el casco 16 y el monitor mediante Bluetooth de baja energía o un método de comunicación similar. Preferiblemente la comunicación con el monitor es mediante comunicación WiFi, 3G, 4G o similar. Esto garantiza que los datos de un paciente móvil puedan transferirse a un dispositivo monitor y al hospital desde cualquier lugar dentro o fuera del hospital.

Para garantizar que no se pierdan datos durante la interrupción de la comunicación, el módulo 18 puede contener una memoria interna de primero en entrar, primero en salir (FiFo, por sus siglas en inglés) para registrar datos durante un momento de interrupción. El monitor muestra los datos procesados en una forma adecuada, por ejemplo en la pantalla del host en dígitos y formas de onda, y avisa al personal de atención cuando es necesario.

El módulo 18 puede tener contactos eléctricos en una superficie, que están configurados para acoplarse contra contactos eléctricos recíprocos 30 en una superficie de un marco de módulo 32 acoplado al casco 16. En algunas realizaciones, los contactos eléctricos 30 en conexión con el casco 16 son planos. Cuando el módulo 18 está unido al marco de módulo 32, estos contactos eléctricos 30 conectan energía eléctrica y líneas de datos eléctricos para permitir la transferencia de energía y datos entre los sensores 2, 22, 24, 26 y el módulo 18 a través de los cables eléctricos integrados en el casco 16. La unión entre el módulo 18 y el marco de módulo 32 puede ser mecánica por deslizamiento o presión sobre los rieles o puede ser magnética o similar.

Una batería dentro del módulo 18 puede ser recargable. Cuando la carga es necesaria, el módulo 18 puede separarse del marco de módulo 32 y acoplarse a una fuente de electricidad. En algunas realizaciones, el módulo 18 se puede colocar sobre una mesa de carga inalámbrica o una estación de acoplamiento basada, por ejemplo, en carga inductiva.

Las superficies exteriores del módulo 18 pueden ser lisas para evitar lesiones, evitar que se enganchen con la tela y permitir una fácil limpieza y desinfección. El encendido/apagado y funciones similares se implementan, por ejemplo, con botones capacitivos en lugar de botones mecánicos, de modo que el usuario sólo toca las áreas marcadas en las superficies del módulo 18. El módulo 18 puede tener cualquiera de una luz de alarma y una alarma audible. La luz de alarma o alarma audible se puede integrar dentro del módulo 18. La luz de alarma puede verse a través de una carcasa parcialmente transparente hecha de un material como el plástico.

El casco puede incluir correas 34a, 34b que se extienden alrededor de al menos una porción de la cabeza del paciente, como se ilustra en la FIGURA 47. El casco 16 puede configurarse de modo que, cuando un paciente 20 lo use, una primera correa 34a puede extenderse sobre la parte superior de la cabeza del paciente, y una segunda correa 34b puede extenderse a través de la frente del paciente. El casco 16 puede incluir un sujetador para permitir la unión de las correas 34a, 34b entre sí y para ajustar el casco 16 para adaptarlo a la cabeza de un paciente particular. El sujetador puede incluir cualquiera de un sujetador de gancho y bucle, botón, broche o adhesivo. En algunas realizaciones, la al menos una porción de las correas 34a, 34b o el casco 16 está formado de un material elástico.

La FIGURA 48 ilustra una realización de un casco 40, que se extiende a lo largo de una porción mayor de la cabeza del paciente 20 con respecto al casco 16 ilustrado en la FIGURA 47. Cuando lo usa un paciente 20, el casco 40 puede extenderse a lo largo de la parte superior de la cabeza, la frente, la coronilla y la nuca del paciente, así como también el labio superior. El área adicional cubierta por el casco 40 distribuye la presión contra el paciente 20 en un área mayor, reduciendo así la incomodidad. Además, el área adicional cubierta por el casco 40 puede resistir el movimiento del casco 40 con respecto a la cabeza del paciente. El casco 40 se puede utilizar tanto para adultos como para niños y también para bebés.

Con referencia a las FIGURAS 49 y 50, se ilustran ejemplos de monitores. El monitor puede ser cualquier dispositivo o

sistema donde se reciban datos desde un concentrador 4 o un sensor de respiración 2. La FIGURA 49 ilustra un monitor en forma de teléfono inteligente 14. El teléfono inteligente 14 puede ser el teléfono de un paciente, el teléfono de un cuidador o el teléfono de otra persona que monitorea al paciente. La FIGURA 50 ilustra un monitor en forma de una estación central 42. La estación central 42 puede ser una televisión, una estación de ordenador, un tablero de visualización u otra pantalla que pueda ser observada por una persona que monitoree al paciente.

El monitor puede mostrar gráficamente información sobre el paciente y/o datos recibidos desde cualquiera de los sensores 2 y el concentrador 4. La información mostrada puede incluir un valor de temperatura de al menos uno de dos conductos de flujo nasal, un valor de temperatura de un conducto de flujo oral, un valor de temperatura de la superficie de la piel de un paciente y un valor de temperatura del entorno de un paciente. En algunas realizaciones, la información mostrada incluye una identificación del paciente y/o su ubicación (por ejemplo, 1-1, 1-2, 2-1), medición de SpO2, frecuencia cardíaca y frecuencia respiratoria. Además, la información mostrada puede incluir una indicación de la orientación o posición de un paciente. La orientación o posición del paciente se puede mostrar en texto o como símbolo. Por ejemplo, el texto o símbolo puede representar si el paciente está acostado en la cama, de pie, sentado o en alguna otra posición.

IX. Proceso de emparejamiento

Como se describió anteriormente, el dispositivo sensor 2 puede incluir uno o más de los sensores descritos en el presente documento (incluidos, por ejemplo, el sensor 100a y/o el sensor 100b), y al menos una porción del sensor 2 puede posicionarse sobre un paciente, tal como sobre el labio superior del paciente. El sensor 2 puede incluir o funcionar en conexión con uno o más procesadores, como una unidad de CPU 1416, y juntos pueden configurarse para iniciar un proceso de emparejamiento con un dispositivo de monitoreo, como el concentrador 4, con base en los parámetros fisiológicos del paciente. Detalles adicionales del proceso de emparejamiento se describen en el presente documento con referencia a la FIGURA 51.

Volviendo ahora a la FIGURA 51, se muestra un diagrama de flujo que ilustra un proceso de emparejamiento de un dispositivo sensor y un dispositivo de monitoreo. Con el fin de ilustrar un ejemplo claro, se pueden usar componentes del sistema de monitoreo 1 y componentes de los sensores de respiración 100a, 100b, descritos anteriormente en el presente documento, para describir el proceso de emparejamiento de un dispositivo sensor y un dispositivo de monitoreo.

El método 5100 incluye, mediante un dispositivo sensor (tal como el dispositivo sensor 2), medir un parámetro fisiológico de un paciente (bloque 5101). El sensor 2 puede estar inicialmente en un modo de suspensión profunda o en un modo de baja potencia antes de medir el parámetro fisiológico del paciente; y, en algunas implementaciones, el sensor 2 puede estar en el modo de suspensión profunda o en el modo de bajo consumo mientras mide el parámetro fisiológico del paciente. En un modo de suspensión profunda o de bajo consumo, el sensor 2 puede configurarse para funcionar usando menos procesadores asociados (por ejemplo, usar solo uno de los procesadores) que cuando el sensor 2 opera en un modo de energía normal o en un modo de alto consumo. Por ejemplo, en el modo de suspensión profunda o de baja potencia, el sensor 2 puede configurarse para utilizar sólo uno de los procesadores asociados, y cuando el sensor 2 está en un modo normal o en un modo de alto consumo, el sensor 2 puede estar configurado para utilizar todos los procesadores asociados. En el modo de suspensión profunda o de bajo consumo, el sensor 2 puede configurarse para realizar sólo ciertas funciones predeterminadas, tales como medir un parámetro fisiológico del paciente y/o detectar si el sensor 2 o una porción del mismo está en contacto con una porción del cuerpo del paciente, como el labio superior. Al operar utilizando menos procesadores asociados y/o realizando sólo funciones críticas predeterminadas, el sensor 2 disminuye el consumo de energía y aumenta la duración de la batería.

El sensor 2 puede permanecer en el modo de suspensión profunda o en el modo de bajo consumo hasta que se cumpla una condición umbral relacionada con el parámetro fisiológico. Por ejemplo, el sensor 2 puede configurarse para medir la respiración del paciente (por ejemplo, mediante el uso de cualquier sensor y/o método descrito anteriormente) y convertir la respiración en una señal digital y/o un valor numérico. Los uno o más procesadores asociados con el sensor 2 pueden configurarse para almacenar estos datos de parámetros fisiológicos en una unidad de almacenamiento del sensor 2 o acoplarse comunicativamente al dispositivo sensor 2. Por ejemplo, la unidad de CPU 1416 puede configurarse para determinar un valor de frecuencia respiratoria y/o un valor de caudal con base en la respiración medida y almacenar la frecuencia respiratoria y/o el caudal del paciente en la unidad de almacenamiento. La respiración se puede medir en una o más fosas nasales o en la boca del paciente como se describe mediante cualquiera de los mecanismos anteriores.

Los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden determinar si el parámetro fisiológico medido satisface un valor umbral de parámetro fisiológico (bloque 5102). En algunas implementaciones, el valor umbral de parámetro fisiológico puede ser un cierto valor de la frecuencia respiratoria y/o un caudal. Por ejemplo, si el parámetro fisiológico es una respiración del paciente, entonces el valor umbral de parámetro fisiológico puede ser un cierto nivel y/o un valor de una frecuencia respiratoria o un caudal. En algunas implementaciones, los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para determinar si el valor umbral de parámetro fisiológico se satisface en función de si un número consecutivo de mediciones del parámetro fisiológico satisfacen un cierto valor.

En algunas implementaciones, los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para determinar si cada una del número consecutivo de mediciones del parámetro fisiológico es al menos un cierto valor. Por ejemplo, si el parámetro fisiológico medido es una respiración del paciente, entonces el parámetro fisiológico umbral

puede ser una frecuencia respiratoria y se puede especificar que cada una del número consecutivo de mediciones de la frecuencia respiratoria sea al menos un cierto nivel. Los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para rastrear un número consecutivo de mediciones del parámetro fisiológico que satisfacen un valor umbral del parámetro fisiológico a través de un contador. Los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para restablecer el contador si una de las mediciones del parámetro fisiológico no satisface el valor umbral del parámetro fisiológico.

Si los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 determinan que el valor de parámetro fisiológico medido no satisface el valor umbral del parámetro fisiológico ("NO" en el bloque 5102), entonces el método 5100 continúa con el bloque 5101. Si uno o más procesadores y/o el dispositivo sensor 2 determinan que el valor de parámetro fisiológico medido satisface el valor umbral del parámetro fisiológico ("SÍ" en el bloque 5103), entonces el método continúa en el bloque 5103.

Los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para hacer que el dispositivo sensor 2 entre en un modo activo (bloque 5103). En el modo activo, al menos una mayoría de los módulos del dispositivo sensor 2 están encendidos, y el dispositivo sensor 2 puede configurarse para operar a un nivel de rendimiento más alto que cuando el dispositivo sensor 2 está operando en modo de bajo consumo o modo de suspensión profunda. El dispositivo sensor 2 puede operar a un nivel de potencia más alto en el modo activo que cuando el dispositivo sensor 2 está en modo de suspensión profunda o de baja potencia, y el dispositivo sensor 2 puede configurarse para funcionar utilizando todos o la mayoría de los procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 mientras el dispositivo sensor 2 está en modo activo. Los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden provocar automáticamente que el dispositivo sensor 2 entre en el modo activo en respuesta al valor de parámetro fisiológico medido que satisface el valor umbral del parámetro fisiológico. Los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para difundir automáticamente una señal de anuncio inalámbrica (bloque 5104). En respuesta a que el dispositivo sensor 2 entre en el modo activo, los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para transmitir automáticamente la señal de anuncio inalámbrica. En algunas implementaciones, la señal de anuncio inalámbrica puede ser una señal de Bluetooth.

Los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para recibir una solicitud inalámbrica para realizar un proceso de emparejamiento con un dispositivo de monitoreo (bloque 5105), tal como el concentrador 4. El dispositivo sensor 2 puede recibir la solicitud inalámbrica desde el dispositivo de monitoreo en respuesta a la transmisión automática de la señal de anuncio inalámbrica. Los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para completar automáticamente el proceso de emparejamiento con el dispositivo de monitoreo (bloque 5106). Después de que el proceso de emparejamiento se complete automáticamente, los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para comunicarse con el dispositivo de monitoreo. En algunas implementaciones, los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 reciben un identificador de paciente de un paciente durante el proceso de emparejamiento. Por ejemplo, el dispositivo monitor, el concentrador 4, pueden transmitir el identificador de paciente al dispositivo sensor 2 después de enviar la solicitud inalámbrica para realizar el proceso de emparejamiento con el concentrador 4. En algunas implementaciones, los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 almacenan el identificador de paciente en una unidad de almacenamiento asociada con y/o acoplada operativamente al dispositivo sensor 2. En algunas implementaciones, antes del inicio del proceso de emparejamiento, el dispositivo de monitoreo, tal como el concentrador 4, puede configurarse para capturar el identificador de paciente del paciente. Detalles adicionales del dispositivo de monitoreo que captura el identificador de paciente se describen a continuación con referencia a las FIGURAS 54 y 55.

En algunas implementaciones, los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para determinar y asociar un color con el dispositivo sensor 2. El dispositivo sensor 2 puede configurarse para determinar el color después de que el dispositivo sensor 2 entre en el modo activo y mostrar el color a través de un componente electrónico del dispositivo sensor 2 que está configurado para emitir o mostrar color o luz de color. Ejemplos de dichos componentes electrónicos incluyen, entre otros, diodos emisores de luz (LED) y similares. En algunas implementaciones, el LED puede ser un LED multicolor conectado a un circuito que selecciona uno de múltiples colores predeterminados a ser iluminado mediante el LED (por ejemplo, proporcionando un voltaje predeterminado a un pin del LED correspondiente a un color particular). Detalles adicionales del dispositivo sensor 2 que determina el color se describen en el presente documento con referencia a la FIGURA 52.

En algunas implementaciones, el dispositivo sensor 2 puede continuar en modo de suspensión profunda hasta que detecte la piel y/o tejido de un paciente. En algunas implementaciones, uno o más procesadores del dispositivo sensor 2 se activan cuando se detecta piel y/o tejido del paciente. En algunas implementaciones, el dispositivo sensor 2 puede configurarse para determinar la temperatura de la piel del paciente, la temperatura de la respiración y similares, cuando se detecta la piel y/o el tejido del paciente. En algunas implementaciones, cuando se detecta piel y/o tejido del paciente, el dispositivo sensor 2 puede determinar si la temperatura de la piel está cerca de 37 grados Celsius y, en respuesta, inicia la detección del número umbral de respiraciones del paciente.

Volviendo ahora a la FIGURA 52, se muestra un proceso para determinar un color asociado con un dispositivo sensor, tal como el dispositivo sensor 2. El método 5200 incluye, en un dispositivo sensor, tal como el dispositivo sensor 2, determinar un identificador único asociado con el dispositivo sensor mediante los uno o más procesadores asociados con el

dispositivo sensor (bloque 5201). Cada dispositivo sensor puede estar asociado con un identificador único y el identificador único puede almacenarse en una unidad de almacenamiento del dispositivo sensor 2. Los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2, tal como la unidad de CPU 1416, pueden configurarse para determinar el identificador único recuperando el identificador único almacenado en la unidad de almacenamiento del dispositivo sensor 2.

En algunas implementaciones, el color asociado con el identificador único puede determinarse basándose en un carácter del identificador único. En algunas implementaciones, el color asociado con el identificador único puede determinarse basándose en uno o más caracteres presentes en una o más posiciones del identificador único. Por ejemplo, el color puede determinarse basándose en un carácter presente en la última posición del identificador único. De manera similar, el color puede determinarse basándose en los caracteres presentes en la segunda y tercera posiciones del identificador único. Los uno o más procesadores y/o el dispositivo sensor 2 pueden configurarse con un conjunto de reglas que especifican diferentes colores para diferentes caracteres que pueden estar presentes en las posiciones deseadas del identificador único. Por ejemplo, el conjunto de reglas puede especificar que si el carácter en la última posición del identificador único es una "A", entonces el color es verde. De manera similar, el conjunto de reglas puede especificar que si los caracteres en la segunda y tercera posición del identificador único son un "1" y una "b", entonces el color es azul.

En algunas implementaciones, el conjunto de reglas puede especificar un color para cada carácter posible que pueda estar presente en las posiciones deseadas del identificador único. Los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para determinar o recuperar el identificador único del dispositivo sensor 2, determinar el carácter presente en la posición deseada (por ejemplo, última posición) del identificador único, y basándose en el conjunto de reglas y el carácter en la posición deseada, determinar un color. Por ejemplo, si el identificador único de un dispositivo sensor es "4cxloD" y las posiciones deseadas para determinar un color es la última posición, entonces los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2, utilizando el conjunto de reglas, pueden determinar un color asignado y/o asociado con el carácter "D". En algunas implementaciones, los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para asociar el color determinado con el dispositivo sensor 2 y almacenar la asociación en una unidad de almacenamiento del dispositivo sensor 2 y/o una unidad de almacenamiento acoplada de manera operativa y comunicativa al dispositivo sensor 2.

El dispositivo sensor 2 puede configurarse para mostrar físicamente el color asociado con el identificador único mediante la iluminación del LED (bloque 5203). Los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para hacer que el color asociado con el identificador único se muestre en o a través de un componente electrónico del dispositivo sensor 2 (no mostrado). El componente electrónico puede ser un LED multicolor configurado para emitir o mostrar color o luz de color. En algunas implementaciones, el LED multicolor puede comprender un microcontrolador y múltiples diodos emisores de luz que están configurados para emitir luces de color, tales como luces rojas, verdes y azules. Los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para provocar que se muestre un determinado color a través del LED multicolor basándose en una combinación de las luces de diferentes colores del LED multicolor.

Los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para determinar si se recibe un identificador del paciente desde un dispositivo de monitoreo (bloque 5204). Como se describió anteriormente, el dispositivo de monitoreo, tal como el concentrador 4, puede configurarse para transmitir un identificador del paciente junto o simultáneamente con, o después de, enviar la solicitud inalámbrica para realizar el proceso de emparejamiento. Si los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 determinan que no se recibe el identificador del paciente ("NO" en el bloque 5204), entonces el método regresa al bloque 5204. En algunas implementaciones, los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para esperar una cantidad de tiempo predeterminada antes de regresar al bloque 5204. Por ejemplo, los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para esperar 10 segundos antes de proceder al bloque 5204.

Si los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 determinan que se recibe el identificador del paciente ("Sí" en el bloque 5204), entonces el método continúa con el bloque 5205. Los uno o más procesadores pueden configurarse para asociar el color con el identificador del paciente (bloque 5205). Los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para almacenar la asociación del color con el identificador recibido del paciente en una unidad de almacenamiento asociada con el dispositivo sensor 2 y/o una unidad de almacenamiento acoplada operativamente al dispositivo sensor. 2. De este modo, el color se asocia con el paciente. Los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para transmitir información del color al dispositivo de monitoreo emparejado (bloque 5206). En algunas implementaciones, los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden transmitir un mensaje al dispositivo de monitoreo emparejado indicando el color. En algunas implementaciones, los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden incluir la información que indica que el color está asociado con el paciente.

Los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para hacer que el color se muestre en uno o más componentes de la interfaz de usuario (UI, por sus siglas en inglés) en el dispositivo de monitoreo emparejado (bloque 5207). Ejemplos de componentes de UI pueden ser componentes de interfaz gráfica de usuario (GUI, por sus siglas en inglés) mostrados en un dispositivo de visualización del dispositivo de monitoreo. Los ejemplos de componentes de UI pueden incluir, entre otros, uno o más iconos, cuadros, etiquetas, marcos, fondos y similares de GUI.

En algunas implementaciones, una porción de los componentes de UI pueden mostrarse en el color asociado con el identificador del paciente. Por ejemplo, uno o más bordes de un icono gráfico, cuadro, etiqueta, marco y/o fondo pueden visualizarse en el color asociado con el identificador del paciente. Los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para transmitir un mensaje o un comando al dispositivo de monitoreo emparejado, tal como el concentrador 4, para indicarle al concentrador 4 que muestre uno o más componentes de UI mostrados en un dispositivo de visualización del concentrador 4 o asociado con el concentrador 4 en un color asociado al paciente.

En algunos escenarios, es posible que se pierda la conexión inalámbrica entre el dispositivo sensor y el dispositivo de monitoreo emparejado. Por ejemplo, el dispositivo monitor puede perder energía, dañarse y/o experimentar otros problemas técnicos que pueden causar que la conexión inalámbrica al dispositivo sensor se caiga o se pierda. El dispositivo sensor 2 puede configurarse para detectar la pérdida de la conexión inalámbrica con el dispositivo de monitoreo, y el dispositivo sensor 2, en respuesta al emparejamiento con un nuevo dispositivo de monitoreo, el dispositivo sensor 2 puede configurarse para asociar el nuevo dispositivo de monitoreo con el paciente a través de la asociación del paciente y el dispositivo sensor 2. Detalles adicionales de un dispositivo sensor, tal como el dispositivo sensor 2, que asocia un nuevo dispositivo de monitoreo con un paciente asociado con un dispositivo de monitoreo previamente emparejado se describen con referencia a la FIGURA 53.

Volviendo ahora a la FIGURA 53, se muestra un proceso para asociar el nuevo dispositivo de monitoreo con el paciente. El método 5300 incluye, mediante un dispositivo sensor, tal como el dispositivo sensor 2, detectar la pérdida de una conexión inalámbrica con el dispositivo de monitoreo emparejado, tal como el concentrador 4 (bloque 5301). Los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2, a través del módulo de comunicación del dispositivo sensor 2, pueden configurarse para determinar si una conexión inalámbrica con un dispositivo emparejado, tal como el concentrador 4, todavía está conectada. Los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para difundir automáticamente una señal de anuncio inalámbrica (bloque 5302). Los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para difundir automáticamente una señal de anuncio inalámbrica en respuesta a la detección de la pérdida de una conexión inalámbrica con el dispositivo de monitoreo previamente emparejado, tal como el concentrador 4.

Los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para recibir una solicitud inalámbrica para realizar un proceso de emparejamiento con un nuevo dispositivo de monitoreo (bloque 5303). En algunas implementaciones, el nuevo dispositivo de monitoreo no se ha asociado previamente con el paciente que está asociado con el dispositivo sensor, el dispositivo sensor 2. Los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para completar automáticamente el proceso de emparejamiento con el nuevo dispositivo de monitoreo (bloque 5304). Los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para completar automáticamente el proceso de emparejamiento con el nuevo dispositivo de monitoreo en respuesta a la recepción de la solicitud inalámbrica para realizar el proceso de emparejamiento con el nuevo dispositivo de monitoreo.

Los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para transmitir el identificador de paciente al nuevo dispositivo de monitoreo (bloque 5305). Como se describió anteriormente, los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden almacenar el identificador de paciente recibido del dispositivo de monitoreo previamente emparejado en una unidad de almacenamiento del dispositivo sensor 2 o una unidad de almacenamiento acoplada operativamente al dispositivo sensor 2. Los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para recuperar el identificador de paciente de la unidad de almacenamiento y transmitir el identificador de paciente al nuevo dispositivo de monitoreo. En algunas implementaciones, los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para determinar un identificador de paciente asociado más recientemente con el dispositivo sensor 2 y transmitir ese identificador al nuevo dispositivo de monitoreo. Los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para provocar la asociación del nuevo dispositivo de monitoreo con el identificador de paciente (bloque 5306). En algunas implementaciones, los uno o más procesadores asociados con el dispositivo sensor 2 pueden configurarse para transmitir un mensaje o comando para indicar al dispositivo de monitoreo que asocie el identificador de paciente transmitido al nuevo dispositivo de monitoreo con el nuevo dispositivo de monitoreo. En algunas implementaciones, el dispositivo de monitoreo puede colocarse en una estación de carga, y el dispositivo de monitoreo puede detectar la conexión con la estación de carga (por ejemplo, a partir de una corriente de carga recibida desde la estación de carga, y/o un acelerómetro en el dispositivo de monitoreo). En algunas implementaciones, el dispositivo de monitoreo puede generar alarmas si no se coloca dentro de un período de tiempo umbral. En algunas implementaciones, el dispositivo de monitoreo puede mostrar un botón de descarga en una GUI y la selección del botón envía un mensaje al dispositivo sensor emparejado 2 para que se apague.

Volviendo ahora a la FIGURA 54, se muestra un proceso de emparejamiento con un dispositivo sensor en un dispositivo de monitoreo. El método 5400, en un dispositivo de monitoreo, incluye recibir un identificador de paciente de un paciente (bloque 5401). Como se describió anteriormente, en algunas implementaciones, el dispositivo de monitoreo puede recibir un identificador de paciente escaneando el identificador de paciente. Por ejemplo, el dispositivo de monitoreo, tal como el concentrador 4, puede configurarse con un aparato de escaneo, tal como un escáner unidimensional (1-D), escáneres bidimensionales (2-D), y similares. El dispositivo de monitoreo, el concentrador 4, pueden configurarse con un aparato de captura de imágenes y puede configurarse para recibir un identificador de paciente del paciente a través de una imagen del identificador de paciente capturada por el aparato de captura de imágenes del dispositivo de monitoreo. Los uno o

- más procesadores del dispositivo de monitoreo, tal como el concentrador 4, pueden configurarse para determinar un identificador de paciente basándose en la imagen del identificador de paciente. En algunas implementaciones, los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para decodificar datos codificados en códigos de barras, tales como códigos de barras lineales, códigos de barras matriciales y similares. En algunas implementaciones, el identificador de paciente puede estar codificado en códigos de barras, y los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden determinar el identificador de paciente basándose en una imagen del código de barras capturada por el dispositivo de monitoreo. En la FIGURA 46 se muestra un ejemplo de un dispositivo de monitoreo, tal como el concentrador 4, que recibe un identificador de paciente.
- Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para iniciar automáticamente un proceso de emparejamiento en respuesta a la recepción del identificador de paciente (bloque 5402). Como parte del proceso de emparejamiento, los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden iniciar la búsqueda de dispositivos configurados para comunicarse mediante comunicación inalámbrica. Por ejemplo, los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para buscar dispositivos configurados para comunicarse a través de tecnología Bluetooth. En algunas implementaciones, el dispositivo de monitoreo, tal como el concentrador 4, puede configurarse para operar en un modo de bajo consumo hasta que el dispositivo de monitoreo reciba un identificador de paciente de un paciente. En algunas implementaciones, el dispositivo de monitoreo puede configurarse para entrar en un modo activo después de recibir o determinar el identificador de paciente.
- Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para detectar la señal de anuncio inalámbrica desde un dispositivo sensor (bloque 5403), tal como el dispositivo sensor 2. En algunas implementaciones, la señal de anuncio inalámbrica puede indicar que el dispositivo sensor ha recibido un parámetro fisiológico del paciente. La señal de anuncio inalámbrica puede indicar que el dispositivo sensor ha recibido datos de parámetros fisiológicos de umbral. La señal de anuncio inalámbrica puede indicar que el dispositivo sensor está listo para emparejarse con el dispositivo de monitoreo. Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para emparejar el dispositivo de monitoreo con el dispositivo sensor (bloque 5404). Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para emparejar el dispositivo de monitoreo con el dispositivo sensor en respuesta a la detección de la señal de anuncio inalámbrica desde el dispositivo sensor.
- Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para recibir un parámetro fisiológico detectado por el dispositivo sensor (bloque 5405). Como se describió anteriormente, ejemplos de parámetros fisiológicos pueden incluir, entre otros, frecuencia respiratoria, caudal y similares. Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para provocar la visualización del parámetro fisiológico en un dispositivo de visualización (bloque 5406). Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para mostrar los datos recibidos del parámetro fisiológico en una GUI mostrada en un dispositivo de visualización asociado con el dispositivo de monitoreo. En algunas implementaciones, los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para generar una o más representaciones visuales de los datos del parámetro fisiológico recibido. Ejemplos de representaciones visuales de los datos pueden incluir, entre otros, líneas de tendencia y similares.
- En algunas implementaciones, el dispositivo de monitoreo puede configurarse para determinar un color para uno o más dispositivos sensores emparejados con el dispositivo de monitoreo y modificar uno o más componentes de UI mostrados en el dispositivo de monitoreo con base en el color determinado. Detalles adicionales del dispositivo de monitoreo que determina un color se describen en el presente documento con referencia a la FIGURA 55. Volviendo ahora a la FIGURA 55, se muestra un proceso de determinación de un color para el dispositivo sensor emparejado mediante el dispositivo de monitoreo. El método 5500, en un dispositivo de monitoreo, incluye determinar un color para el dispositivo sensor emparejado (bloque 5501). En algunas implementaciones, los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para determinar una lista de colores que están en uso o asociados con otros dispositivos sensores, y determina un color que está disponible para el dispositivo sensor emparejado basándose en la lista de colores. En algunas implementaciones, el dispositivo de monitoreo puede configurarse con una lista de excepciones de colores que no pueden asociarse con ningún dispositivo sensor. Por ejemplo, los colores en la lista de excepciones de colores pueden ser colores que se utilizan en escenarios de emergencia en un centro médico. Los uno o más procesadores pueden configurarse para determinar un color para el dispositivo sensor emparejado basándose en la lista de excepciones de colores y la lista determinada de colores que están en uso.
- Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para asociar el color con el dispositivo sensor emparejado (bloque 5502). Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para almacenar la asociación del color con el dispositivo sensor emparejado en una unidad de almacenamiento del dispositivo de monitoreo o una unidad de almacenamiento acoplada operativamente al dispositivo de monitoreo. Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para asociar el color con el paciente (bloque 5503). En algunas implementaciones, los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para almacenar la asociación del color con el paciente en una unidad de almacenamiento de un servidor ubicado centralmente. En algunas implementaciones, los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para almacenar la asociación del color con el paciente en una unidad de almacenamiento del dispositivo de monitoreo.
- Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para transmitir datos que indican el color al dispositivo sensor emparejado (bloque 5504). En algunas implementaciones, los uno o más procesadores del

dispositivo de monitoreo pueden configurarse para transmitir una instrucción al dispositivo sensor que especifica que el dispositivo sensor muestre el color transmitido a través de un componente electrónico del dispositivo sensor, tal como un LED. Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para modificar automáticamente uno o más componentes de UI para reflejar el color (bloque 5505). Como se describió anteriormente, ejemplos de componentes de UI pueden ser componentes de interfaz gráfica de usuario (GUI, por sus siglas en inglés) mostrados en un dispositivo de visualización del dispositivo de monitoreo. Los componentes de UI pueden incluir, entre otros, uno o más iconos, cuadros, etiquetas, marcos, fondos y similares de la interfaz de usuario. En algunas implementaciones, los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para modificar el color de porción de los componentes de UI en el color transmitido al dispositivo sensor. En algunas implementaciones, uno o más bordes de un icono gráfico, cuadro, etiqueta, marco y/o fondo pueden mostrarse en el color transmitido al dispositivo sensor.

X. Detección de habla/voz

La detección del habla de un paciente durante una sesión de monitoreo de un paciente puede ayudar a identificar si el paciente está despierto, lúcido y/o experimenta algún dolor. Además, la detección del habla de un paciente mientras un dispositivo sensor que comprende sensores de respiración está midiendo activamente las frecuencias respiratorias y/o caudales de un paciente puede ayudar a mejorar la precisión de los datos de patrones de respiración medido y proporcionar un informe más preciso a un usuario, tal como un enfermera o un médico. Los sistemas y métodos descritos en este documento permiten la detección del habla de un paciente y la mejora en la precisión de los datos de patrones de respiración mostrados. Detalles adicionales de la detección del habla y la mejora de la precisión de los datos de patrones de respiración se describen en el presente documento con referencia a la FIGURA 56.

Volviendo ahora a la FIGURA 56, se muestra un diagrama de flujo para detectar el habla de un paciente y ajustar los datos de patrones de respiración. Con el fin de ilustrar un ejemplo claro, se pueden usar componentes del sistema de monitoreo 1 y componentes de los sensores de respiración 100a, 100b, descritos anteriormente en el presente documento, para describir el proceso de determinar si un paciente está hablando y ajustar los datos de patrones de respiración.

El método 5600 incluye recibir, mediante uno o más procesadores de un dispositivo de monitoreo, datos que indican patrones de respiración de sensores de respiración asociados con la fosa nasal izquierda, la fosa nasal derecha y/o la boca del paciente (bloque 5601). Como se describió anteriormente, un dispositivo sensor, tal como el dispositivo sensor 2, puede incluir uno o más sensores de respiración, y en algunas implementaciones, al menos un sensor de respiración puede configurarse para estar proximal a una fosa nasal izquierda, una fosa nasal derecha y/o una boca del paciente cuando el dispositivo sensor se coloca en el paciente. Como se describió anteriormente, el dispositivo sensor, tal como el dispositivo sensor 2, puede configurarse para enviar los datos de patrones de respiración al dispositivo de monitoreo. El sensor de respiración proximal a la fosa nasal izquierda puede estar asociado con la fosa nasal izquierda. De manera similar, un sensor de respiración proximal a la fosa nasal derecha puede estar asociado con la fosa nasal derecha, y un sensor de respiración proximal a la boca puede estar asociado con la boca. Como se describe en el presente documento, el término "datos que indican patrones de respiración" se denominará datos de patrones de respiración.

Los datos de patrones de respiración del sensor de respiración asociado con la fosa nasal izquierda, la fosa nasal derecha y la boca pueden representar frecuencias de respiración y/o caudales de la fosa nasal izquierda, la fosa nasal derecha y la boca, respectivamente. En algunas implementaciones, estos datos de patrones de respiración pueden incluir información que especifica que los datos pueden estar asociados con la fosa nasal izquierda, la fosa nasal derecha y/o la boca. Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para almacenar los datos de patrones de respiración recibidos de la fosa nasal izquierda, la fosa nasal derecha y/o la boca en una unidad de almacenamiento del dispositivo de monitoreo y/o asociada con él.

Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo reciben datos de acelerómetro desde el dispositivo sensor del paciente (bloque 5602). Como se describió anteriormente, el dispositivo sensor, tal como el dispositivo sensor 2, puede configurarse para transmitir datos de acelerómetro desde uno o más sensores de acelerómetro y/o sensores de giroscopio del dispositivo sensor al dispositivo de monitoreo emparejado. Los datos de acelerómetro pueden indicar movimiento del paciente y/o una porción de un paciente. Por ejemplo, los datos de acelerómetro pueden indicar el movimiento de un labio, tal como el labio superior, del paciente. El dispositivo sensor puede configurarse para medir datos de acelerómetro mientras se miden los datos de patrones de respiración. Por ejemplo, los datos de acelerómetro pueden medirse simultáneamente con los datos de patrones de respiración. En algunas implementaciones, los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para determinar una ubicación de colocación actual del dispositivo sensor en un paciente con base en los datos de patrones de respiración recibidos. Por ejemplo, los uno o más procesadores pueden configurarse para determinar una ubicación de colocación actual del dispositivo sensor en un labio del paciente con base en los datos de patrones de respiración recibidos.

Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo comparan los datos recibidos del acelerómetro con uno o más patrones de movimiento predeterminados (bloque 5603). Los uno o más patrones de movimiento predeterminados pueden ser patrones de movimiento relacionados con el movimiento de una boca, un labio (por ejemplo, labio superior) y similares de un ser humano. En algunas implementaciones, los datos relacionados y/o los modelos asociados con los uno o más patrones de movimiento predeterminados pueden almacenarse en una unidad de almacenamiento asociada con el dispositivo de monitoreo. Como se describió anteriormente, la unidad de almacenamiento asociada con el dispositivo de

monitoreo puede incluir, pero no se limita a, una o más unidades de almacenamiento incluidas en el dispositivo de monitoreo, una o más unidades de almacenamiento ubicadas remotamente del dispositivo de monitoreo y acopladas comunicativamente con el dispositivo de monitoreo, y similares. En algunas implementaciones, los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para determinar la ubicación de colocación del dispositivo sensor en el paciente. En algunas implementaciones, los uno o más procesadores pueden configurarse para iniciar la comparación de los datos de acelerómetro recibidos (o datos de movimiento determinados con base en los datos de acelerómetro) y los patrones de datos de movimiento predeterminados en respuesta a la determinación de la ubicación de colocación del dispositivo sensor. Los uno o más procesadores pueden configurarse para determinar si la ubicación de colocación determinada está dentro de una distancia predeterminada de un labio del paciente.

Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para determinar un patrón de movimiento basado en los datos de acelerómetro. Como se describió anteriormente, en algunas implementaciones, los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para determinar una frecuencia a la que ocurre el patrón de movimiento. Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para determinar un nivel de similitud entre el patrón de movimiento determinado y los uno o más patrones de movimiento predeterminados basándose en la comparación. En algunas implementaciones, el nivel de similitud puede representarse mediante un valor, tal como una puntuación numérica, una puntuación alfanumérica, un valor de probabilidad y similares. En algunas implementaciones, los uno o más procesadores pueden almacenar el nivel de similitud determinado en una unidad de almacenamiento asociada con el dispositivo de monitoreo.

Los uno o más procesadores determinan si el paciente está hablando basándose en la comparación (bloque 5604). Los uno o más procesadores pueden configurarse para comparar el nivel de similitud con un nivel de similitud de umbral predeterminado para determinar la probabilidad de que el paciente esté hablando. El nivel de similitud de umbral predeterminado puede indicar un nivel mínimo en el que deben coincidir un patrón de movimiento indicado por los datos de acelerómetro y los uno o más patrones de movimiento predeterminados. El nivel de similitud de umbral predeterminado se puede representar en el mismo formato que el nivel de similitud determinado. Por ejemplo, si el nivel de similitud está representado por un valor numérico, entonces el nivel de similitud de umbral también puede estar representado por un valor numérico.

Basándose en la comparación, si los uno o más procesadores determinan que el nivel de similitud satisface un nivel de similitud de umbral predeterminado, entonces los uno o más procesadores determinan una alta probabilidad de que el paciente esté hablando. Si los uno o más procesadores determinan que el nivel de similitud no satisface un nivel de similitud de umbral predeterminado, entonces los uno o más procesadores determinan una baja probabilidad de que el paciente esté hablando. En algunas implementaciones, los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden recibir datos de audio desde un micrófono del dispositivo sensor. Los datos de audio recibidos pueden ser del mismo período de tiempo durante el cual se capturaron los datos de acelerómetro. Por ejemplo, el dispositivo sensor puede configurarse para capturar los datos de audio y los datos de acelerómetro simultáneamente. Los uno o más procesadores pueden configurarse para determinar un nivel de decibelios de los datos de audio recibidos y comparar el nivel de decibelios con un nivel umbral de decibelios para determinar si el nivel de decibelios de los datos de audio satisface el nivel umbral de decibelios. Si el nivel de decibelios satisface un nivel umbral de decibelios, entonces los uno o más procesadores pueden aumentar la probabilidad de que un paciente esté hablando. Si el nivel de decibelios no satisface un nivel umbral de decibelios, entonces los uno o más procesadores pueden disminuir la probabilidad de que un paciente esté hablando. En algunas implementaciones, los uno o más procesadores pueden determinar primero si el nivel de decibelios satisface el nivel umbral de decibelios, y si el nivel de decibelios satisface el nivel umbral de decibelios, entonces los uno o más procesadores comparan los datos de acelerómetro o el patrón de movimiento determinado con uno o más patrones de movimiento predeterminados.

Los uno o más procesadores pueden configurarse para comparar el valor de probabilidad generado de que un paciente esté hablando con un valor de probabilidad umbral predeterminado de que un paciente esté hablando. Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden determinar que el paciente está hablando si el valor de probabilidad generado satisface el valor de probabilidad umbral predeterminado de que un paciente esté hablando. Por ejemplo, la probabilidad umbral predeterminada de que un paciente esté hablando se establece en un nivel de confianza del 90%, entonces los uno o más procesadores pueden determinar que el paciente está hablando si el valor de probabilidad generado también indica un nivel de confianza del 90% de que el paciente está hablando.

Si los uno o más procesadores determinan que el paciente no está hablando ("NO" en el bloque 5604), entonces el método 5600 continúa con el bloque 5601. Si los uno o más procesadores determinan que el paciente está hablando ("SÍ" en el bloque 5604), entonces el método 5600 continúa con el bloque 5605. Los uno o más procesadores ajustan los datos de patrones de respiración recibidos (bloque 56(5)). Antes de ajustar los datos de patrones de respiración, los uno o más procesadores pueden configurarse para determinar si los datos de patrones de respiración recibidos difieren de los datos de patrones de respiración de referencia del paciente en una cantidad umbral. Los datos de patrones de respiración de referencia del paciente pueden ser determinados por los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo basándose en los datos de patrones de respiración recibidos durante múltiples períodos de tiempo anteriores. Si los uno o más procesadores determinan que los datos de patrones de respiración recibidos no difieren de los datos de patrones de respiración de referencia en la cantidad umbral, entonces los uno o más procesadores pueden no ajustar los datos de patrones de respiración recibidos en el bloque 5605, y el método procede al bloque 5606.

Si los uno o más procesadores determinan que los datos de patrones de respiración recibidos difieren de los datos de patrones de respiración de referencia en una cantidad umbral, entonces los uno o más procesadores ajustan los datos de patrones de respiración recibidos. Como se describió anteriormente, los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para determinar una frecuencia respiratoria y/o caudal para la fosa nasal izquierda, la fosa nasal derecha y/o la boca con base en los datos de patrones de respiración recibidos. Los uno o más procesadores pueden configurarse para ajustar los datos de patrones de respiración recibidos ajustando las frecuencias respiratorias y/o caudales de la fosa nasal izquierda, la fosa nasal derecha y/o la boca en una cantidad predeterminada. La cantidad predeterminada se puede seleccionar basándose en uno o más modelos aprendidos por máquina que fueron entrenados para determinar un efecto sobre las frecuencias respiratorias y/o caudales de los pacientes cuando hablan. En algunas implementaciones, los uno o más procesadores pueden configurarse para ajustar los datos de patrones de respiración disminuyendo las frecuencias respiratorias y/o caudales determinados. Por ejemplo, los datos de patrones de respiración se pueden disminuir para reducir la diferencia entre los datos respiratorios y/o de caudal determinados y los datos de umbral respiratorio y/o de caudal. En algunas implementaciones, si el paciente no habla y los datos de patrones de respiración no se pueden medir correctamente, entonces los uno o más procesadores pueden generar una alarma para la condición de apnea del sueño.

Los uno o más procesadores muestran los datos de patrones de respiración ajustados (bloque 5606). Los uno o más procesadores pueden configurarse para mostrar los datos de patrones de respiración ajustado haciendo que los datos de patrones de respiración ajustados se muestren en un dispositivo de visualización asociado con el dispositivo de monitoreo. Un dispositivo de visualización incluido con el dispositivo de monitoreo y/o acoplado comunicativamente al dispositivo de monitoreo puede denominarse en el presente documento como asociado con el dispositivo de monitoreo.

Si bien lo anterior describe uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo que realizan el proceso de detectar el habla y ajustar los datos de patrones de respiración, un experto en la técnica debería reconocer que uno o más procesadores del dispositivo sensor 2 pueden configurarse para realizar el proceso de detectar el hablar y ajustar los datos de patrones de respiración de acuerdo con el proceso descrito en la FIGURA 56.

XI. Dispositivo de monitoreo

Como se describió anteriormente, un dispositivo de monitoreo, tal como un concentrador 4, puede configurarse para recibir datos de parámetros fisiológicos desde un dispositivo sensor y mostrar información y/o datos relacionados con los datos de parámetros fisiológicos recibidos en un dispositivo de visualización de, y/o asociado con, el dispositivo de monitoreo. Con base en los datos de parámetros fisiológicos recibidos, el dispositivo de monitoreo 4 puede configurarse para determinar si el paciente está en riesgo de experimentar ciertas condiciones fisiológicas y/o médicas, tales como apnea del sueño, dolor físico, condiciones de la cavidad nasal y similares, generar alertas basadas en las condiciones fisiológicas determinadas, y/o proporcionar alertas a uno o más usuarios, tales como una enfermera, un médico, otros médicos, amigos y/o familiares de un paciente. El dispositivo de monitoreo puede configurarse para determinar una posición del dispositivo sensor en la cara de un paciente basándose en los datos de los parámetros fisiológicos. La posición puede ser una ubicación en la cara con respecto a un rasgo facial tal como la nariz, la boca/labios o el cuello del paciente. El dispositivo de monitoreo puede configurarse para determinar si un dispositivo sensor está posicionado correctamente en el paciente con base en la posición del dispositivo sensor.

Además, el dispositivo de monitoreo 4 puede configurarse para recibir datos de ubicación y/o movimiento del paciente, por ejemplo, desde el dispositivo sensor 2. Los datos de ubicación pueden incluir, entre otros, datos de uno o más dispositivos transmisores inalámbricos configurados para transmitir sus identificadores, tales como dispositivos de baliza y similares. El dispositivo de monitoreo también puede configurarse para recibir datos de movimiento del paciente, por ejemplo, desde el dispositivo sensor 2. Ejemplos de datos de movimiento de un paciente incluyen, entre otros, datos de uno o más sensores de acelerómetro y/o sensores de giroscopio en y/o asociados con un paciente (por ejemplo, integrados en el dispositivo sensor 2). El dispositivo de monitoreo 4 puede configurarse para determinar condiciones médicas basándose en los datos de movimiento del paciente. Por ejemplo, el dispositivo de monitoreo 4 puede identificar la apnea del sueño basándose en los datos de movimiento del paciente. El dispositivo de monitoreo 4 puede configurarse para modificar y/o actualizar interfaces de usuario según la ubicación del dispositivo de monitoreo 4. Detalles adicionales del monitoreo de un paciente se describen en el presente documento con referencia a las FIGURAS 57 a 62.

Volviendo ahora a la FIGURA 57, se muestra un proceso para determinar una posición de un dispositivo sensor en un paciente. Con el fin de ilustrar un ejemplo, se pueden usar componentes del sistema de monitoreo 1 y componentes de los sensores de respiración 100a, 100b, descritos anteriormente en el presente documento, para describir el proceso de determinar una posición de un dispositivo sensor en un paciente. En algunas implementaciones, un dispositivo de monitoreo 4 puede incluir una unidad de almacenamiento de memoria. En algunas implementaciones, un dispositivo de monitoreo puede estar acoplado comunicativamente con una unidad de almacenamiento ubicada remotamente (por ejemplo, una unidad de almacenamiento basada en la nube). Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para almacenar datos en cualquier unidad de almacenamiento asociada con el dispositivo de monitoreo.

El método 5700 incluye, mediante un dispositivo de monitoreo 4, recibir datos de movimiento (incluidos, por ejemplo, datos de acelerómetro) desde un dispositivo sensor en un paciente (bloque 5701). Como se describió anteriormente, el

dispositivo sensor, tal como el dispositivo sensor 2, puede configurarse para transmitir datos de movimiento medidos por uno o más sensores de acelerómetro y/o sensores de giroscopio del dispositivo sensor al dispositivo de monitoreo emparejado. Los datos de movimiento pueden indicar movimiento del paciente. Por ejemplo, los datos de movimiento pueden indicar que el paciente mueve la cabeza. Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo reciben datos que indican patrones de respiración de una fosa nasal izquierda del paciente desde el dispositivo sensor en el paciente (bloque 5702). Como se describió anteriormente, un dispositivo sensor, tal como el dispositivo sensor 2, puede incluir uno o más sensores de respiración, y en algunas implementaciones, al menos un sensor de respiración puede configurarse para posicionarse proximal a una fosa nasal izquierda del paciente cuando el dispositivo sensor se coloca en el paciente. El sensor de respiración proximal a la fosa nasal izquierda puede asociarse mediante programación a la fosa nasal izquierda (por ejemplo, mediante instrucciones codificadas). Como se describe en el presente documento, el término "datos que indican patrones de respiración" se denominará en el presente documento datos de patrones de respiración. Los datos de patrones de respiración del sensor de respiración asociado con la fosa nasal izquierda pueden representar una frecuencia respiratoria y/o un caudal de la fosa nasal izquierda y, en algunas implementaciones, pueden incluir información que especifica que estos datos de patrones de respiración están asociados con la fosa nasal izquierda (por ejemplo, una identificación de la fosa nasal izquierda). Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para almacenar los datos de patrones de respiración recibidos de la fosa nasal izquierda en una unidad de almacenamiento de memoria asociada con el dispositivo de monitoreo.

Según diversos aspectos, uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo reciben datos que indican patrones de respiración de una fosa nasal derecha del paciente desde el dispositivo sensor en el paciente (bloque 5703). De manera similar al sensor de respiración asociado con la fosa nasal izquierda, un sensor de respiración posicionado proximal a la fosa nasal derecha puede asociarse mediante programación con la fosa nasal derecha. Los datos de patrones de respiración del sensor de respiración asociado con la fosa nasal derecha pueden representar una frecuencia respiratoria y/o un caudal desde la fosa nasal derecha. En algunas implementaciones, estos datos de patrón de respiración pueden incluir información que especifica que los datos están asociados con la fosa nasal derecha (por ejemplo, una identificación de la fosa nasal derecha). Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para almacenar los datos de patrones de respiración recibidos de la fosa nasal derecha en una unidad de almacenamiento del dispositivo de monitoreo y/o asociada con él.

Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo reciben datos que indican patrones de respiración de una boca del paciente desde el dispositivo sensor en el paciente (bloque 5704). De manera similar a los sensores de respiración asociados con las fosas nasales izquierda y derecha, los datos de patrones de respiración del sensor de respiración asociado con la boca pueden representar una frecuencia respiratoria y/o un caudal de la boca, y pueden incluir información que especifica que los datos están asociados con la boca. Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para almacenar los datos recibidos del patrón de respiración de la boca en una unidad de almacenamiento de memoria asociada con el dispositivo de monitoreo.

El dispositivo sensor puede transmitir los datos de patrones de respiración de la fosa nasal izquierda, la fosa nasal derecha y/o la boca al dispositivo de monitoreo 4 a intervalos periódicos. En algunas implementaciones, el dispositivo sensor puede transmitir los datos de patrones de respiración en tiempo real o casi en tiempo real de manera que los datos de patrones de respiración recibidos por el dispositivo de monitoreo representen la frecuencia respiratoria y/o el caudal actual del paciente en tiempo real o tiempo casi real. A medida que se reciben los datos, los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para marcar la hora de los datos de patrones de respiración, o asociar de otro modo los datos de patrones de respiración recibidos con una instancia de tiempo o un período de tiempo. En algunas implementaciones, la instancia o período de tiempo asociado puede representar el momento en el que el dispositivo sensor captura los datos de patrones de respiración. En algunas implementaciones, la instancia o período de tiempo asociado puede representar el momento en el que el dispositivo de monitoreo recibe los datos de patrones de respiración. Los uno o más procesadores pueden configurarse para almacenar en la unidad de almacenamiento de memoria los datos de patrones de respiración recibidos junto con una indicación de tiempo (por ejemplo, una marca de tiempo) que representa y/o especifica la instancia o período de tiempo asociado.

Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo comparan los datos recibidos que indican patrones de respiración con datos de patrón de respiración umbral (bloque 5705). El dispositivo de monitoreo puede configurarse con datos de patrón de respiración umbral para cada tipo de datos de patrón de respiración. Por ejemplo, se pueden almacenar datos de un patrón de respiración umbral para una fosa nasal izquierda, datos de un patrón de respiración umbral para una fosa nasal derecha y/o datos de un patrón de respiración umbral para una boca en una unidad de almacenamiento asociada con el dispositivo de monitoreo. Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para comparar los datos de patrones de respiración recibidos de la fosa nasal izquierda con los datos de patrones de respiración umbral para la fosa nasal izquierda. De manera similar, los uno o más procesadores pueden configurarse para comparar los datos de patrones de respiración recibidos de la fosa nasal derecha y la boca con los datos de patrones de respiración umbral de la fosa nasal derecha y la boca, respectivamente.

En algunas implementaciones, los datos de patrones de respiración umbral pueden estar predeterminados y proporcionarse como una entrada al dispositivo de monitoreo. En algunas implementaciones, el dispositivo de monitoreo puede determinar los datos de patrones de respiración umbral basándose en un perfil del paciente, tal como un perfil biográfico y/o fisiológico del paciente. Por ejemplo, el dispositivo de monitoreo puede configurarse para determinar una

frecuencia respiratoria y/o un caudal esperados (por ejemplo, para la fosa nasal izquierda, la fosa nasal derecha y/o la boca) basándose en la edad, el peso, la altura y similares de un paciente. En algunas implementaciones, el dispositivo de monitoreo puede configurarse con uno o más módulos aprendidos por máquina que implementan un modelo aprendido por máquina entrenado para determinar una frecuencia respiratoria y/o un caudal esperados con base en factores biológicos y/o fisiológicos relacionados con el paciente, tales como como edad, peso, altura y similares. Con base en la comparación, los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para calcular una diferencia entre los datos de patrones de respiración recibidos y los datos de patrones de respiración umbral y almacenar la diferencia en la unidad de almacenamiento de memoria asociada con el dispositivo de monitoreo. Por ejemplo, los uno o más procesadores pueden calcular una diferencia entre los datos de patrones de respiración de la fosa nasal izquierda y los datos de patrones de respiración umbral de la fosa nasal izquierda, y almacenar la diferencia en una unidad de almacenamiento del dispositivo de monitoreo. De manera similar, los uno o más procesadores pueden calcular y almacenar una diferencia entre los datos de patrones de respiración de la fosa nasal derecha y los datos de patrones de respiración umbral de la fosa nasal derecha, y los datos de patrones de respiración de la boca y los datos de patrones de respiración umbral de la boca.

Basándose en la comparación, los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo determinan si el dispositivo sensor está colocado correctamente en el paciente (bloque 5706). Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden determinar si la diferencia calculada entre los datos de patrones de respiración recibidos y los datos de patrones de respiración umbral satisface una diferencia de umbral. Si la diferencia calculada satisface la diferencia de umbral, entonces los uno o más procesadores pueden determinar que el dispositivo sensor está colocado correctamente en el paciente. Por ejemplo, si una diferencia de umbral es una diferencia del tres por ciento de los datos de patrones de respiración umbral, entonces los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo determina que el dispositivo sensor está colocado correctamente si la diferencia calculada para la fosa nasal izquierda, la fosa nasal derecha y la boca están dentro del tres por ciento de los datos de patrones de respiración umbral correspondientes. Si la diferencia calculada no satisface la diferencia de umbral, entonces los uno o más procesadores pueden determinar que el dispositivo sensor está colocado incorrectamente en el paciente.

En algunas implementaciones, los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para identificar una porción del sensor que no está posicionada adecuadamente si una diferencia calculada está cerca de la diferencia de umbral pero no satisface la diferencia de umbral. Por ejemplo, si la diferencia calculada para una fosa nasal izquierda está cerca de la diferencia de umbral pero no satisface la diferencia de umbral, entonces los uno o más procesadores pueden generar una alerta que indique que la posición del dispositivo sensor en el paciente necesita ajuste cerca de la fosa nasal izquierda. De manera similar, si los uno o más procesadores determinan que la diferencia calculada para la fosa nasal derecha está cerca de la diferencia de umbral pero no satisfacen sus respectivas diferencias de umbral, entonces los uno o más procesadores pueden generar una alerta que indique que la posición del dispositivo sensor en el paciente necesita ajuste cerca de la fosa nasal derecha o la boca.

Si los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo determinan que el dispositivo sensor no está colocado correctamente en el paciente ("NO" en el bloque 5706), entonces el método 5700 continúa con el bloque 5709. Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo generan alerta (bloque 5709). La alerta puede especificar que el dispositivo sensor no está posicionado correctamente en el paciente. En algunas implementaciones, los uno o más procesadores pueden especificar instrucciones en la alerta generada para reposicionar el dispositivo sensor en una posición apropiada en el paciente.

Si los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo determinan que el dispositivo sensor está colocado correctamente en el paciente ("SÍ" en el bloque 5706), entonces el método 5700 continúa con el bloque 5707. Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo ajustan los datos de patrones de respiración umbral con base en los datos recibidos que indican patrones de respiración (bloque 5707). En algunas implementaciones, los uno o más procesadores pueden configurarse para ajustar los datos de patrones de respiración umbral con base en una medición estadística (por ejemplo, un promedio ponderado) de los datos de patrones de respiración umbral y los datos de patrones de respiración recibidos. En algunas implementaciones, los uno o más procesadores pueden almacenar los datos de patrones de respiración umbral ajustados en una unidad de almacenamiento de un dispositivo de monitoreo.

Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para (por ejemplo, usando datos de acelerómetro recibidos del dispositivo sensor 2) identificar una posición en un sistema de espacio de coordenadas tridimensional como la posición actual del dispositivo sensor en el paciente (bloque 5708). Lo uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para determinar un conjunto de coordenadas en un sistema de espacio de coordenadas tridimensional (3D) e identificar el conjunto de coordenadas como la posición del dispositivo sensor en el sistema de espacio de coordenadas 3D. Por ejemplo, los uno o más procesadores pueden identificar un conjunto de coordenadas en un centro de un sistema de espacio de coordenadas, tal como las coordenadas 0, 0, 0, e identificar el conjunto de coordenadas 0, 0, 0 como la posición del dispositivo sensor en este sistema de coordenadas 3D. Según diversas implementaciones, el espacio de coordenadas se puede asignar a la cara del paciente (o a una cara predeterminada para un paciente). Las coordenadas predeterminadas (por ejemplo, 0, 0, 0) pueden asignarse a un rasgo facial, como la nariz, los labios/boca, la barbilla o el cuello del paciente. Los uno o más procesadores pueden almacenar este conjunto de coordenadas en una unidad de almacenamiento asociada con el dispositivo de monitoreo como una posición o una primera posición del dispositivo sensor. Usando los datos de movimiento recibidos, los uno o más

- procesadores del dispositivo de monitoreo pueden calcular una desviación a partir de la primera posición. Con base en la desviación, los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden determinar un segundo conjunto de coordenadas en el sistema de espacio de coordenadas 3D e identificar el segundo conjunto de coordenadas como una nueva o una segunda posición del dispositivo sensor en el sistema de espacio de coordenadas 3D. Los uno o más procesadores pueden almacenar el segundo conjunto de coordenadas en una unidad de almacenamiento del dispositivo de monitoreo como una posición actualizada o una segunda posición del dispositivo sensor en el sistema de espacio de coordenadas 3D.
- Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo muestran una posición del dispositivo sensor en el paciente en una interfaz de usuario (bloque 5709). Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para presentar una interfaz gráfica de usuario (GUI, por sus siglas en inglés) en un dispositivo de visualización y mostrar la posición del dispositivo sensor en la GUI. Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo muestran el dispositivo sensor en la GUI con base en la posición almacenada del dispositivo sensor en el sistema de espacio de coordenadas 3D descrito anteriormente. En algunas implementaciones, los uno o más procesadores pueden configurarse para generar una representación virtual de la cara, la cabeza y/o el cuerpo de un paciente y mostrar el dispositivo sensor en una posición apropiada en la cara, la cabeza y/o el cuerpo del paciente. Por ejemplo, los uno o más procesadores muestran el dispositivo sensor en el labio superior y debajo de las fosas nasales de la cara del paciente. En algunas implementaciones, los uno o más procesadores pueden mostrar la representación virtual de la cara, cabeza y/o cuerpo de un paciente con referencia al sistema de espacio de coordenadas 3D descrito anteriormente, y mostrar la posición del dispositivo sensor basándose en uno o más de las posiciones almacenadas descritas anteriormente. En algunas implementaciones, el dispositivo de monitoreo puede recibir datos de un sensor capacitivo y/o termistor de piel del dispositivo sensor 2 y basándose en esos datos y los datos de respiración y acelerómetro, el dispositivo de monitoreo puede detectar la posición del dispositivo sensor 2 en el paciente.
- En algunas implementaciones, los uno o más procesadores pueden configurarse para detectar un movimiento del dispositivo sensor con base en los datos de respiración recibidos y mostrar el movimiento en tiempo real en una interfaz de usuario. A continuación se describen detalles adicionales sobre la detección del movimiento y la visualización del movimiento en tiempo real con referencia a la FIGURA 58.
- Volviendo ahora a la FIGURA 58, se muestra un proceso para detectar un movimiento del dispositivo sensor en un paciente y mostrar el movimiento en tiempo real en una interfaz de usuario. Con el fin de ilustrar un ejemplo claro, se pueden usar componentes del sistema de monitoreo 1 y componentes de los sensores de respiración 100a, 100b, descritos anteriormente en el presente documento, para describir el proceso de detección de un movimiento del dispositivo sensor basándose en datos de patrones de respiración y mostrando el movimiento.
- El método 5800 incluye determinar, mediante un dispositivo de monitoreo, tal como el concentrador 4, una primera posición del dispositivo sensor en un paciente (bloque 5801). Como se describió anteriormente, los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden almacenar una posición del dispositivo sensor en el paciente en una unidad de almacenamiento asociada con el dispositivo de monitoreo. Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden determinar la primera posición del dispositivo sensor con base en los datos de posición almacenados en la unidad de almacenamiento asociada con el dispositivo de monitoreo. Por ejemplo, los uno o más procesadores pueden recuperar los datos de posición almacenados más recientemente y determinar la primera posición del dispositivo sensor como la posición almacenada más recientemente. Como se describió anteriormente, el dispositivo de monitoreo puede recibir datos del dispositivo sensor en tiempo real o casi en tiempo real, por lo tanto, la primera posición determinada puede ser la posición actual del dispositivo sensor en el paciente.
- Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo reciben datos que indican patrones de respiración desde sensores de respiración asociados con la fosa nasal izquierda, la fosa nasal derecha y la boca del paciente (bloque 5802). Como se describió anteriormente, dichos datos pueden denominarse en el presente documento datos de patrones de respiración. Los uno o más procesadores rastrean los cambios en las frecuencias respiratorias y/o caudales de la fosa nasal izquierda, la fosa nasal derecha y/o la boca (bloque 5803). Con base en los datos de patrones de respiración recibidos, los uno o más procesadores pueden determinar una frecuencia respiratoria y/o un caudal de la fosa nasal izquierda, la fosa nasal derecha y la boca del paciente durante un período de tiempo actual. Como se describió anteriormente, los uno o más procesadores pueden configurarse para almacenar frecuencias respiratorias y/o caudales para cada período de tiempo en una unidad de almacenamiento asociada con el dispositivo de monitoreo. Los uno o más procesadores pueden comparar cada frecuencia respiratoria y/o caudal determinado con las frecuencias respiratorias y/o caudales en períodos de tiempo anteriores. Por ejemplo, los uno o más procesadores pueden comparar la frecuencia respiratoria y/o caudal de la fosa nasal izquierda con las frecuencias respiratorias y/o caudales de la fosa nasal izquierda en períodos de tiempo anteriores. De manera similar, los uno o más procesadores pueden comparar la frecuencia respiratoria y/o caudal de la fosa nasal derecha y/o la boca con las frecuencias respiratorias y/o caudales recibidos previamente de la fosa nasal derecha y/o la boca, respectivamente. Basándose en la comparación, los uno o más procesadores pueden realizar un seguimiento de los cambios en las respectivas frecuencias respiratorias y/o caudales.
- Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo determinan una segunda posición del dispositivo sensor en el paciente basándose en los cambios rastreados y la primera posición (bloque 5804). Con base en los cambios rastreados, los uno o más procesadores pueden determinar si las frecuencias respiratorias y/o caudales están aumentando,

disminuyendo o no cambian. Los uno o más procesadores pueden determinar que las frecuencias respiratorias y/o caudales están aumentando si el cambio en las tasas está por encima de una cantidad umbral, disminuyendo si el cambio en las tasas está por debajo de una cantidad umbral, y sin cambios si el cambio está dentro de un cantidad límite. Los uno o más procesadores pueden determinar si las frecuencias respiratorias y/o caudales aumentan, disminuyen o no cambian durante múltiples períodos de tiempo.

Los uno o más procesadores pueden configurarse para comparar los cambios en las frecuencias respiratorias y/o caudales para la fosa nasal izquierda, la fosa nasal derecha y/o la boca entre sí para determinar una dirección de movimiento del dispositivo sensor en el paciente. Por ejemplo, si los cambios en ambas fosas nasales (y, en algunos casos, en la boca) indican una disminución en las respectivas frecuencias respiratorias y/o caudales en un primer período de tiempo, y los datos de una primera fosa nasal (por ejemplo, la fosa nasal derecha) indica un aumento en un segundo período de tiempo posterior, entonces los uno o más procesadores pueden determinar que el dispositivo sensor se movió hacia el lado del paciente correspondiente a la fosa nasal opuesta (por ejemplo, el lado izquierdo del paciente, o más allá de la fosa nasal izquierda). Con base en la dirección del movimiento, los uno o más procesadores pueden configurarse para determinar la segunda posición. En algunas implementaciones, los uno o más procesadores pueden configurarse para determinar una segunda posición ajustando la primera posición en el sistema de espacio de coordenadas 3D en una cantidad de desviación predeterminada en la dirección del movimiento.

Los uno o más procesadores pueden mostrar un movimiento del dispositivo sensor en una interfaz de usuario basándose en la primera y segunda posiciones del dispositivo sensor (bloque 5805). Los uno o más procesadores pueden configurarse para generar un movimiento gráfico del dispositivo sensor desde la primera posición a la segunda posición, y mostrar el movimiento en la interfaz de usuario (por ejemplo, una GUI, por sus siglas en inglés). Como se describió anteriormente, la interfaz de usuario puede mostrar una cara y los uno o más procesadores pueden mostrar el movimiento del dispositivo sensor en la cara.

Volviendo ahora a la FIGURA 59, se muestra un proceso para predecir la probabilidad de que el paciente experimente apnea del sueño. Con el fin de ilustrar un ejemplo, se pueden usar componentes del sistema de monitoreo 1 y componentes de los sensores de respiración 100a, 100b, descritos anteriormente en el presente documento, para describir el proceso de predecir la probabilidad de que el paciente experimente apnea del sueño.

El método 5900 incluye recibir, mediante un dispositivo de monitoreo, datos de movimiento desde un dispositivo sensor en la cara de un paciente (bloque 5901). Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo reciben datos que indican patrones de respiración desde sensores de respiración asociados con la fosa nasal izquierda, la fosa nasal derecha y/o la boca del paciente (bloque 5902). Los uno o más procesadores determinan un movimiento de la cabeza del paciente basándose en los datos de movimiento recibidos (bloque 5903). Basándose en estos datos, los uno o más procesadores pueden determinar un patrón (por ejemplo, arriba y abajo, de lado a lado y similares) del movimiento de la cabeza. Los uno o más procesadores también pueden configurarse para determinar una frecuencia a la que el cabezal se mueve en un patrón determinado. Por ejemplo, basándose en los datos de movimiento, si el patrón determinado del movimiento de la cabeza del paciente es hacia arriba y hacia abajo, los uno o más procesadores pueden determinar un número de veces cada diez segundos que una cabeza se mueve hacia arriba y hacia abajo.

Los datos de movimiento y los datos de respiración se pueden comparar con uno o más patrones de sueño predeterminados para determinar si el paciente está en un estado de sueño normal o está experimentando angustia. Según diversas implementaciones, al menos uno de los uno o más patrones de sueño predeterminados asociados con una indicación de apnea del sueño. Los uno o más patrones de sueño predeterminados pueden incluir un patrón de movimiento predeterminado de la cabeza de un paciente con respecto a una posición fija durante un período de tiempo predeterminado asociado con un patrón de respiración predeterminado durante el período de tiempo predeterminado. En algunas implementaciones, el patrón de movimiento puede corresponder a un movimiento de labios o boca (en lugar de, por ejemplo, toda la cabeza). Se puede generar una puntuación de apnea basándose en una intensidad de similitud entre el patrón de movimiento predeterminado y un patrón de movimiento actual identificado por los datos de movimiento recibidos, y el patrón de respiración predeterminado y un patrón de respiración actual identificado por los datos de respiración recibidos, durante un período de tiempo equivalente al período de tiempo predeterminado.

A este respecto, los uno o más procesadores comparan el movimiento de cabeza determinado con los uno o más patrones de movimiento predeterminados (bloque 5904). Los uno o más patrones de movimiento predeterminados pueden ser patrones de movimiento de la cabeza asociados con patrones de sueño. En algunas implementaciones, los patrones de movimiento de la cabeza asociados con patrones de sueño pueden ser patrones de movimiento de la cabeza asociados con la apnea del sueño. En algunas implementaciones, los uno o más patrones de movimiento predeterminados pueden ser patrones de movimiento identificados usando modelos aprendidos por máquina que se entrenaron usando datos de movimiento de la cabeza de pacientes que padecían apnea del sueño. Los uno o más procesadores pueden configurarse para generar un indicador (por ejemplo, una puntuación de apnea del sueño) que representa en qué medida el movimiento de la cabeza determinado coincide con uno o más patrones de movimiento de la cabeza predeterminados basándose en la comparación del movimiento de la cabeza determinado con los uno o más patrones de movimiento predeterminados.

Los uno o más procesadores predicen la probabilidad de que el paciente experimente apnea del sueño basándose en la comparación y los datos de patrones de respiración recibidos (bloque 5905). Los uno o más procesadores pueden

configurarse para determinar si el indicador generado satisface un nivel de coincidencia umbral. Si el indicador generado no satisface el nivel umbral, entonces los uno o más procesadores pueden disminuir la probabilidad de que el paciente experimente apnea del sueño. Si el indicador generado satisface el nivel umbral, los entonces los uno o más procesadores pueden aumentar la probabilidad de que el paciente experimente apnea del sueño. Los uno o más procesadores pueden configurarse para ajustar aún más la probabilidad de que el paciente experimente apnea del sueño con base en los datos de patrones de respiración recibidos. En algunas implementaciones, los uno o más procesadores pueden configurarse para identificar cualquier irregularidad en la respiración del paciente y determinar si se produce alguna irregularidad en o cerca del mismo período de tiempo que el movimiento de la cabeza del paciente. Si algunas irregularidades en la respiración del paciente ocurren al mismo tiempo que el movimiento de la cabeza del paciente, entonces los uno o más procesadores pueden aumentar la probabilidad de que el paciente pueda experimentar apnea del sueño, y si las irregularidades no ocurren en o cerca del mismo período de tiempo que el movimiento de la cabeza del paciente, entonces los uno o más procesadores pueden disminuir la probabilidad de que el paciente pueda experimentar apnea del sueño.

Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo determinan si la probabilidad predicha satisface un nivel umbral de probabilidad (bloque 5906). En algunas implementaciones, la probabilidad predicha puede ser un valor que indica una probabilidad de que el paciente pueda experimentar apnea del sueño. En algunas implementaciones, la probabilidad predicha puede ser la probabilidad de que el paciente experimente apnea del sueño dentro de una cantidad umbral de tiempo a partir de una instancia o período de tiempo actual. Si los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo determinan que la probabilidad predicha no satisface el nivel de probabilidad umbral ("NO" en el bloque 5906), entonces el método 5900 continúa con el bloque 5901. Si los uno o más procesadores determinan que la probabilidad predicha satisface el nivel umbral de probabilidad ("Sí" en el bloque 5906), entonces el método continúa con el bloque 5907. Los uno o más procesadores pueden generar una alerta (bloque 5907). Los uno o más procesadores pueden hacer que la alerta y/o una indicación de la alerta se muestren en un dispositivo de visualización asociado con el dispositivo de monitoreo. En algunas implementaciones, en un dispositivo de visualización asociado con el dispositivo de monitoreo, los uno o más procesadores pueden hacer que la alerta o la indicación de la alerta se muestre junto con una representación gráfica del dispositivo sensor. En algunas implementaciones, los uno o más procesadores pueden hacer que la alerta se transmita a un identificador (por ejemplo, dirección de correo electrónico, número de teléfono y similares) de un usuario, tal como una enfermera, un médico y similares.

En algunas implementaciones, los uno o más procesadores pueden configurarse para comparar el movimiento de cabeza determinado del paciente con uno o más patrones de movimiento de cabeza predeterminados asociados con el dolor. Los uno o más procesadores pueden configurarse para generar un indicador de dolor (por ejemplo, una puntuación de dolor) que indica una probabilidad de que el paciente esté experimentando dolor basándose en la comparación. Por ejemplo, los uno o más procesadores pueden generar una puntuación basada en qué tan estrechamente coincide el movimiento de la cabeza determinado con los uno o más patrones de movimiento de la cabeza predeterminados asociados con dolor. Los uno o más procesadores pueden configurarse para mostrar un elemento gráfico que indique la probabilidad de que el paciente esté experimentando dolor. Por ejemplo, los uno o más procesadores pueden hacer que la puntuación de dolor generada se muestre en una GUI en un dispositivo de visualización asociado con el dispositivo de monitoreo.

Según diversas implementaciones, los datos de movimiento y/o los datos de respiración se pueden comparar con uno o más patrones de angustia predeterminados para determinar si el paciente está en un estado normal de sueño o está experimentando angustia. En este sentido, al menos uno de los uno o más patrones de movimiento predeterminados asociados con una indicación de angustia. Los uno o más patrones de angustia predeterminados pueden incluir un patrón de movimiento predeterminado de la cabeza de un paciente con respecto a una posición fija durante un período de tiempo predeterminado asociado con un patrón de respiración predeterminado durante el período de tiempo predeterminado. En algunas implementaciones, el patrón de movimiento puede corresponder a un movimiento de labios o boca (en lugar de, por ejemplo, toda la cabeza). Se puede generar una puntuación de angustia o dolor basándose en una intensidad de similitud entre el patrón de movimiento predeterminado y un patrón de movimiento actual identificado por los datos de movimiento recibidos, y el patrón de respiración predeterminado y un patrón de respiración actual identificado por los datos de respiración recibidos, para un período de tiempo equivalente al período de tiempo predeterminado.

Volviendo ahora a la FIGURA 60, se muestra un proceso para determinar si un paciente está cumpliendo con una instrucción de un médico. Con el fin de ilustrar un ejemplo claro, se pueden usar componentes del sistema de monitoreo 1 y componentes de los sensores de respiración 100a, 100b, descritos anteriormente en el presente documento, para describir el proceso de determinar si un paciente está cumpliendo con una instrucción de un médico.

El método 6000 incluye recibir, mediante un dispositivo de monitoreo, datos relacionados con una instrucción proporcionada a un paciente (bloque 6001). Los datos relacionados con las instrucciones proporcionadas al paciente pueden proporcionarse a través de un dispositivo de entrada asociado con el dispositivo de monitoreo. Por ejemplo, si la instrucción proporcionada al paciente es no levantarse de la cama, entonces, usando una pantalla táctil del dispositivo de monitoreo, el médico puede proporcionar información sobre la instrucción proporcionada al paciente, y los uno o más procesadores pueden recibir la instrucción. Los uno o más procesadores reciben datos de acelerómetro desde un dispositivo sensor en el paciente (bloque 6002). Los uno o más procesadores determinan un movimiento del paciente basándose en los datos de acelerómetro (bloque 6003). Los uno o más procesadores pueden configurarse para determinar un movimiento basándose en los datos de acelerómetro recibidos y comparar el movimiento determinado con patrones de movimiento predeterminados que indican un movimiento de un paciente. Basándose en la comparación, los

uno o más procesadores pueden determinar un movimiento (por ejemplo, sentarse, levantarse, caminar y similares) del paciente.

Los uno o más procesadores determinan si el movimiento del paciente cumple con la instrucción recibida por el paciente (bloque 6004). Por ejemplo, si la instrucción recibida es que el paciente debe acostarse y el movimiento determinado indica que el paciente está sentado, entonces los uno o más procesadores determinan que el movimiento del paciente no cumple con las instrucciones recibidas. Si los uno o más procesadores determinan que el movimiento del paciente cumple con la instrucción recibida ("Sí" en el bloque 6004), entonces el método continúa con el bloque 6002. Si los uno o más procesadores determinan que el movimiento del paciente no cumple con la instrucción recibida ("NO" en el bloque 6004), entonces el método continúa con el bloque 6005. Los uno o más procesadores generan una alerta de que el paciente no cumple con la instrucción (bloque 6005). Los uno o más procesadores pueden hacer que la alerta se muestre en un dispositivo de visualización asociado con el dispositivo de monitoreo. En algunas implementaciones, los uno o más procesadores pueden hacer que la alerta se transmita a un identificador (por ejemplo, dirección de correo electrónico, número de teléfono y similares) de un usuario, tal como una enfermera, un médico y similares.

Volviendo ahora a la FIGURA 61, se muestra un proceso para detectar condiciones de la cavidad nasal basándose en los datos recibidos del patrón de respiración. Con el fin de ilustrar un ejemplo claro, se pueden usar componentes del sistema de monitoreo 1 y componentes de los sensores de respiración 100a, 100b, descritos anteriormente en el presente documento, para describir el proceso de detección de condiciones de la cavidad nasal basándose en los datos de patrones de respiración recibidos.

El método 6100 incluye recibir, mediante uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo, datos que indican patrones de respiración de sensores de respiración asociados con la fosa nasal izquierda, la fosa nasal derecha y la boca del paciente (bloque 6101). Los uno o más procesadores determinan la frecuencia respiratoria y/o caudal para la fosa nasal izquierda, la fosa nasal derecha y la boca basándose en los datos de patrones de respiración recibidos (bloque 6102). Los uno o más procesadores comparan las frecuencias respiratorias y/o caudales de la fosa nasal izquierda y la fosa nasal derecha con las frecuencias respiratorias y/o caudales de la boca del paciente (bloque 6103). Los uno o más procesadores pueden configurarse para calcular una diferencia basándose en la comparación de las frecuencias respiratorias y/o caudales. Por ejemplo, los uno o más procesadores pueden calcular una diferencia entre las frecuencias respiratorias y/o caudales de la fosa nasal izquierda y la boca del paciente, y calcular otra diferencia entre las frecuencias respiratorias y/o caudales de la fosa nasal derecha y la boca del paciente. Los uno o más procesadores pueden configurarse para almacenar las diferencias calculadas en una unidad de almacenamiento asociada con el dispositivo de monitoreo.

Los uno o más procesadores determinan si el paciente tiene una condición de cavidad nasal poco saludable basándose en la comparación (bloque 6104). Los uno o más procesadores determinan que el paciente tiene una condición de cavidad nasal no saludable si la frecuencia respiratoria y/o caudal de la boca del paciente es mayor que la frecuencia respiratoria y/o caudal de la fosa nasal izquierda y/o la fosa nasal derecha. En algunas implementaciones, los uno o más procesadores pueden configurarse para comparar las diferencias calculadas y/o almacenadas con valores de diferencia de umbral predeterminados asociados con las condiciones de la cavidad nasal. Si los uno o más procesadores determinan que una diferencia calculada satisface un valor de diferencia de umbral predeterminado, entonces los uno o más procesadores pueden configurarse para determinar que la cavidad nasal correspondiente no está completamente desbloqueada o sana.

Por ejemplo, los uno o más procesadores pueden comparar la diferencia calculada entre la fosa nasal izquierda y la boca con una diferencia de umbral, y si la diferencia calculada satisface la diferencia de umbral, entonces los uno o más procesadores pueden determinar que la cavidad nasal de la fosa nasal izquierda no está completamente desbloqueada o sana. De manera similar, si los uno o más procesadores comparan la diferencia calculada entre la fosa nasal derecha y la boca con una diferencia de umbral, y si la diferencia calculada satisface la diferencia de umbral, entonces los uno o más procesadores pueden determinar que la cavidad nasal de la fosa nasal derecha no está completamente desbloqueada o sana. Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo generan una alerta que indica que una o más cavidades nasales no están completamente desbloqueadas (bloque 6105). En algunas implementaciones, los uno o más procesadores pueden indicar cada cavidad nasal que se determina que no está completamente desbloqueada en la alerta. Por ejemplo, si los uno o más procesadores determinan que la cavidad nasal izquierda no está completamente desbloqueada, entonces los uno o más procesadores pueden indicar en la alerta que la cavidad nasal izquierda no está completamente desbloqueada. De manera similar, si los uno o más procesadores determinan que la cavidad nasal derecha no está completamente desbloqueada, entonces los uno o más procesadores pueden indicar en la alerta que la cavidad nasal derecha no está completamente desbloqueada. Los uno o más procesadores pueden hacer que la alerta generada se muestre en un dispositivo de visualización asociado con el dispositivo de monitoreo. Los uno o más procesadores pueden generar una alerta que indique que una o más cavidades nasales no están en mal estado de salud.

Volviendo ahora a la FIGURA 62, se muestra un proceso para ajustar o modificar una interfaz de usuario basándose en la ubicación del dispositivo de monitoreo. Con el fin de ilustrar un ejemplo claro, se pueden usar componentes del sistema de monitoreo 1 y componentes de los sensores de respiración 100a, 100b, descritos previamente en el presente documento, para describir el proceso de ajuste o modificación de una interfaz de usuario con base en una ubicación del dispositivo de monitoreo.

El método 6200 incluye determinar, mediante uno o más procesadores de un dispositivo de monitoreo, una ubicación del dispositivo de monitoreo (bloque 6201). En algunas implementaciones, el dispositivo de monitoreo puede configurarse con un sistema de posicionamiento geográfico, y los uno o más procesadores pueden configurarse para determinar una ubicación del dispositivo de monitoreo basándose en datos del sistema de posición geográfica relacionados con la información de ubicación del dispositivo de monitoreo. En algunas implementaciones, el dispositivo de monitoreo puede configurarse para recibir información de ubicación desde uno o más dispositivos de baliza, y los uno o más procesadores pueden configurarse para determinar la ubicación del dispositivo de monitoreo basándose en la información de ubicación recibida de uno o más dispositivos de baliza. Los uno o más procesadores pueden configurarse para asociar cierta área o unidades dentro de una instalación médica con cierta información de ubicación. Los uno o más procesadores pueden determinar un área o unidad con una instalación médica basándose en la información de ubicación y las asociaciones almacenadas. Por ejemplo, si cierta información de ubicación está asociada con una sala general y otra información de ubicación está asociada con una unidad de cuidados intensivos, y si la información de ubicación recibida coincide con la información de ubicación asociada con la sala general, entonces los uno o más procesadores pueden determinar que el dispositivo de monitoreo actual se encuentra en la sala general.

Los uno o más procesadores determinan un usuario del dispositivo de monitoreo (bloque 6202). Los uno o más procesadores pueden configurarse para determinar si algún usuario está actualmente conectado al dispositivo de monitoreo. Por ejemplo, basándose en los datos de inicio de sesión almacenados, los uno o más procesadores determinan un identificador de un usuario que actualmente está conectado y, basándose en el identificador, los uno o más procesadores pueden determinar un usuario actual del dispositivo de monitoreo. Los uno o más procesadores determinan ajustes a la interfaz de usuario con base en el usuario y la ubicación del dispositivo de monitoreo (bloque 6203). Los uno o más procesadores pueden configurarse para rastrear y almacenar información relacionada con diversos ajustes de la interfaz de usuario realizados por un usuario durante un cierto período de tiempo y asociar dichos ajustes con el usuario y la ubicación del dispositivo de monitoreo. Por ejemplo, un usuario, tal como una enfermera, puede ajustar una interfaz de usuario predeterminada agregando ciertos componentes gráficos y/o eliminando ciertos componentes gráficos, y el usuario puede realizar estos ajustes durante un período de 15 días cada vez que interactúa con un dispositivo de monitoreo en un área de sala general, entonces los uno de los procesadores pueden rastrear la adición y eliminación de elementos gráficos y asociar estas adiciones y eliminaciones con la enfermera y la sala general.

Según el usuario determinado del dispositivo de monitoreo y la ubicación del dispositivo de monitoreo, los uno o más procesadores pueden determinar los ajustes que se pueden realizar en la interfaz de usuario. Los uno o más procesadores modifican la interfaz de usuario con base en los ajustes determinados (bloque 6204). Los uno o más procesadores pueden modificar la interfaz de usuario agregando y/o eliminando componentes gráficos. De manera similar, los uno o más procesadores pueden modificar la interfaz de usuario ajustando el tamaño de los componentes gráficos, el texto mostrado en la interfaz de usuario, la manera en que se muestran los datos a un usuario y similares. Por lo tanto, una vez que el usuario está listo para interactuar con el dispositivo de monitoreo en una ubicación particular (por ejemplo, una unidad de cuidados intensivos), entonces el dispositivo de monitoreo modifica automáticamente la interfaz de usuario para mostrar una interfaz de usuario que el usuario desee.

XII. Monitoreo de la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC)

Volviendo ahora a la FIGURA 63, se muestra un proceso para predecir la probabilidad de que un paciente experimente una exacerbación de la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC). En algunas implementaciones, una exacerbación de la EPOC puede referirse a un empeoramiento de los síntomas de la EPOC. Con el fin de ilustrar un ejemplo, se pueden usar componentes del sistema de monitoreo 1 y componentes del dispositivo sensor 2 (incluidos, por ejemplo, sensores de respiración 100a, 100b), descritos anteriormente en el presente documento, para describir el proceso de predicción de una probabilidad de que un paciente experimenta una exacerbación de la EPOC. Como se describió anteriormente, en algunas implementaciones, un dispositivo de monitoreo 4 puede incluir una unidad de almacenamiento de memoria y/o puede estar acoplado comunicativamente con una unidad de almacenamiento ubicada remotamente (por ejemplo, una unidad de almacenamiento basada en la nube). Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para almacenar datos en cualquier unidad de almacenamiento asociada con el dispositivo de monitoreo.

El método 6300 incluye recibir, mediante un dispositivo de monitoreo 4, datos de movimiento (por ejemplo, datos de movilidad) desde un dispositivo sensor asociado con un paciente (bloque 6301). Como se describió anteriormente, los datos de movimiento pueden incluir datos de un acelerómetro (y/o giroscopio) de un dispositivo sensor, tal como el dispositivo sensor 2. Los datos de movimiento pueden indicar un movimiento/movilidad del paciente. Por ejemplo, los datos de movimiento pueden indicar si un paciente se está moviendo o si está en reposo. En algunas implementaciones, el dispositivo de monitoreo 4 puede determinar la frecuencia cardíaca de un paciente basándose en los datos de movimiento.

El dispositivo de monitoreo 4 puede determinar una frecuencia cardíaca del paciente basándose en los movimientos detectados del cuerpo del paciente. Como se describió anteriormente, un acelerómetro, tal como el acelerómetro 1150 (mostrado en la FIGURA 41), del dispositivo sensor, tal como el dispositivo sensor 2, puede configurarse para detectar el movimiento cíclico de ida y vuelta del cuerpo de un paciente en la fase del latido del corazón del paciente. En algunas implementaciones, el acelerómetro 1150 del dispositivo sensor 2 puede configurarse para detectar la rotación del corazón

a lo largo de su eje largo, que también genera fuerza de rotación alrededor del eje longitudinal del cuerpo del paciente en una fase del latido del corazón. El dispositivo de monitoreo 4 puede detectar el movimiento longitudinal o el movimiento de rotación alrededor del eje longitudinal del cuerpo del paciente y determinar un valor de latido o latidos por minuto a partir de los datos del acelerómetro. En algunas implementaciones, el acelerómetro 1150 también puede detectar la subida y bajada del tórax de un paciente u otro movimiento torácico y determinar una frecuencia cardíaca basándose en la subida y bajada detectada del tórax del paciente.

El dispositivo de monitoreo 4 recibe datos fisiológicos del paciente desde el dispositivo sensor (bloque 6302). Los datos fisiológicos del paciente pueden incluir datos que indican patrones de respiración de sensores de respiración del dispositivo sensor 2. En algunas implementaciones, el dispositivo de monitoreo 4 puede estar acoplado a uno o más dispositivos médicos externos, tales como un oxímetro de pulso. El dispositivo de monitoreo 4 puede recibir datos fisiológicos que incluyen la cantidad de oxígeno en la sangre del paciente desde uno o más dispositivos médicos externos, como el oxímetro de pulso. El dispositivo de monitoreo 4 puede determinar un nivel de actividad del paciente basándose en los datos fisiológicos. Por ejemplo, el dispositivo de monitoreo 4 puede determinar un nivel de actividad del paciente basándose en la frecuencia cardíaca y/o datos de saturación de oxígeno capilar periférico (SpO₂) del paciente. Un nivel de actividad puede indicar una determinada actividad (por ejemplo, caminar, hacer ejercicio, correr y similares) y puede estar asociado con una categoría de actividad predeterminada. Detalles adicionales para determinar un nivel de actividad se describen en el presente documento con referencia a la FIGURA 64.

Como se describió anteriormente, una categoría de actividad predeterminada puede estar asociada con un nivel de actividad. El dispositivo de monitoreo 4 puede configurarse para determinar una categoría de actividad predeterminada con base en un nivel determinado de actividad. Como se muestra en la FIGURA 63, el dispositivo de monitoreo 4 selecciona la categoría de actividad predeterminada de una pluralidad de categorías de actividad predeterminadas (bloque 6303). El dispositivo de monitoreo 4 puede configurarse para recibir datos de ubicación relacionados con el paciente desde el dispositivo sensor 2. El dispositivo de monitoreo 4 puede determinar una trayectoria recorrida por el paciente basándose en los datos de ubicación y los datos de movimiento del paciente.

En algunas implementaciones, el dispositivo de monitoreo 4 puede configurarse para determinar el número de veces que un paciente recorrió una trayectoria, y los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo 4 pueden configurarse para mostrar el número de veces que el paciente recorrió una trayectoria en una GUI en un dispositivo de visualización asociado con el dispositivo de monitoreo 4. En algunas implementaciones, el dispositivo de monitoreo 4 puede configurarse para generar una línea de trayectoria gráfica para cada trayectoria recorrida por el paciente, y muestra las líneas de trayectoria gráfica generadas en una GUI mostrada en un dispositivo de visualización asociado con el dispositivo de monitoreo 4. El dispositivo de monitoreo 4 puede configurarse para indicar un número de veces la trayectoria recorrida por el paciente mediante un tamaño de una trayectoria gráfica generada. Por ejemplo, por cada vez que el paciente recorrió una trayectoria, el dispositivo de monitoreo 4 puede aumentar el tamaño de la trayectoria gráfica. De manera similar, en algunas implementaciones, el dispositivo de monitoreo 4 puede disminuir el tamaño de la trayectoria gráfica si un paciente no recorre una trayectoria durante un período de tiempo umbral. En algunas implementaciones, el dispositivo de monitoreo 4 puede configurarse para determinar si un paciente recorrió verticalmente con base en los datos de movimiento. Como se describió anteriormente, los datos de movimiento pueden incluir datos de acelerómetro, datos de posición y/o datos de orientación, y el dispositivo de monitoreo 4 puede determinar si un paciente recorrió verticalmente (por ejemplo, subiendo escaleras, bajando escaleras y similares). El dispositivo de monitoreo 4 puede configurarse para mostrar una posición vertical del paciente en una GUI en un dispositivo de visualización asociado con el dispositivo de monitoreo 4.

En algunas implementaciones, el dispositivo de monitoreo 4 puede configurarse para asociar uno o más valores fisiológicos de referencia con una trayectoria. En algunas implementaciones, el dispositivo de monitoreo 4 puede asociar un valor fisiológico de referencia con una categoría de actividad determinada del paciente. El dispositivo de monitoreo 4 puede generar el valor fisiológico de referencia basándose en datos fisiológicos medidos durante un período de tiempo en el que el paciente recorrió la trayectoria asociada y/o durante el cual se recopilan y/o miden los datos de movimiento del paciente.

El dispositivo de monitoreo 4 identifica un valor fisiológico de referencia a partir de una pluralidad de valores fisiológicos de referencia (bloque 6304). El dispositivo de monitoreo 4 puede configurarse para identificar el valor fisiológico de referencia con base en la categoría de actividad determinada y/o la trayectoria recorrida por el paciente. El dispositivo de monitoreo determina una diferencia entre un valor en los datos fisiológicos y el valor fisiológico de referencia identificado (bloque 6305). Por ejemplo, el dispositivo de monitoreo 4 puede calcular una diferencia entre la frecuencia respiratoria de referencia y la frecuencia respiratoria indicada por los datos de patrones de respiración recibidos. De manera similar, el dispositivo de monitoreo 4 puede calcular una diferencia entre el caudal de referencia y el caudal indicado por los datos de patrones de respiración recibidos. El dispositivo de monitoreo 4 predice la probabilidad de que el paciente experimente una exacerbación de la EPOC (bloque 6306). El dispositivo de monitoreo 4 puede predecir la probabilidad basándose en la diferencia calculada entre el caudal y la frecuencia respiratoria de referencia y el caudal y la frecuencia respiratoria recibidos a partir de los datos indicados por los datos de patrones de respiración.

Si bien lo anterior describe uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo que realizan el proceso para predecir la probabilidad de que un paciente experimente una exacerbación de la EPOC, un experto en la técnica debería reconocer

que uno o más procesadores del dispositivo sensor pueden configurarse para realizar el proceso para predecir la probabilidad de que un paciente experimente una exacerbación de la EPOC de acuerdo con el proceso descrito en la FIGURA 63.

Volviendo ahora a la FIGURA 64, se muestra un proceso para determinar un nivel de actividad de un paciente y asociar el nivel de actividad con uno o más valores fisiológicos de referencia. Con el fin de ilustrar un ejemplo, se pueden usar componentes del sistema de monitoreo 1 y componentes de los sensores de respiración 100a, 100b, descritos previamente en el presente documento, para describir el proceso de determinar un nivel de actividad de un paciente y asociar el nivel de actividad con uno o más valores fisiológicos de referencia.

El método de 6400 incluye recibir, mediante uno o más procesadores de un dispositivo de monitoreo 4, datos que indican patrones de respiración de sensores de respiración de un dispositivo sensor del paciente (bloque 6401). Como se describió anteriormente, los datos de patrones de respiración pueden indicar patrones de respiración de sensores de respiración asociados con la fosa nasal izquierda, la fosa nasal derecha y/o la boca del paciente. En algunas implementaciones, los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo 4 pueden determinar una frecuencia respiratoria y/o un caudal del paciente basándose en los datos de patrones de respiración recibidos. En algunas implementaciones, los datos de patrones de respiración recibidos pueden incluir una frecuencia respiratoria y/o un caudal del paciente. Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo 4 reciben datos de movimiento desde un dispositivo sensor asociado con el paciente (bloque 6402). Los datos de movimiento pueden incluir datos de un acelerómetro, tal como el acelerómetro 1170, del dispositivo sensor. Los datos de movimiento recibidos pueden indicar con qué frecuencia se mueve un paciente. Los datos de movimiento recibidos pueden capturarse y/o medirse mientras se recopilan y/o miden los datos de patrones de respiración recibidos. Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo 4 pueden asociar los datos de patrones de respiración recibidos con los datos de movimiento recibidos, y pueden almacenar los datos de patrones de respiración recibidos en asociación con los datos de movimiento recibidos en una unidad de almacenamiento asociada con el dispositivo de monitoreo 4.

Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo 4 determinan la frecuencia cardíaca del paciente (bloque 6403). Los datos de movimiento recibidos pueden incluir datos de un acelerómetro, tal como el acelerómetro 1170, del dispositivo sensor, tal como el dispositivo sensor 2. Como se describió anteriormente, los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo 4 pueden determinar una frecuencia cardíaca basándose en los datos del acelerómetro del dispositivo sensor. Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo 4 determinan un nivel de actividad del paciente (bloque 6404). Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo 4 pueden determinar un nivel de actividad del paciente basándose en la frecuencia cardíaca del paciente. El dispositivo de monitoreo 4 puede configurarse con un conjunto de reglas que especifican diferentes niveles de actividad para diferentes rangos de frecuencia cardíaca.

Por ejemplo, el conjunto de reglas puede especificar que un paciente se está moviendo si la frecuencia cardíaca del paciente está entre un primer rango de frecuencias cardíacas, tal como una frecuencia cardíaca entre 80 y 100, está en reposo o inactivo si la frecuencia cardíaca del paciente está entre un segundo rango de frecuencia cardíaca, como una frecuencia cardíaca entre 70 y 75, está durmiendo si la frecuencia cardíaca está entre un tercer rango de frecuencia cardíaca, como una frecuencia cardíaca entre 55 y 60, y está realizando una actividad de alto esfuerzo si la frecuencia cardíaca está entre un cuarto rango de frecuencia cardíaca, como una frecuencia cardíaca entre 110 y 175. Ejemplos de una actividad de alto esfuerzo pueden incluir, entre otros, hacer ejercicio, correr, subir y/o bajar escaleras y similares. Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo 4 pueden configurarse para determinar un nivel de actividad basándose en el conjunto de reglas y la frecuencia cardíaca del paciente.

En algunas implementaciones, para cada nivel de actividad, el conjunto de reglas puede especificar una cantidad umbral de tiempo durante la cual una frecuencia cardíaca del paciente debe satisfacer el rango correspondiente de frecuencias cardíacas. Por ejemplo, el conjunto de reglas puede especificar que la frecuencia cardíaca de un paciente debe estar entre 80 y 100 durante al menos 5 segundos para determinar que el paciente está caminando. En algunas implementaciones, el conjunto de reglas puede especificar diferentes umbrales de tiempo para diferentes niveles de actividad. Siguiendo con el ejemplo anterior, el conjunto de reglas puede especificar que la frecuencia cardíaca de un paciente debe estar entre 110 y 175 durante al menos 15 segundos para determinar que el paciente está realizando una actividad de alto esfuerzo. Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo 4 pueden configurarse para determinar un nivel de actividad del paciente con base en si la frecuencia cardíaca de un paciente está dentro de un rango de frecuencias cardíacas durante un período de tiempo umbral.

Como se describió anteriormente, el dispositivo sensor, tal como el dispositivo sensor 2, puede configurarse para transmitir datos continuamente en tiempo real o casi en tiempo real, y los uno o más procesadores pueden configurarse para almacenar las frecuencias cardíacas determinadas del paciente en asociación con el tiempo en el que se determina la frecuencia cardíaca y/o el tiempo en el que se reciben y/o capturan los datos de acelerómetro correspondientes. Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo 4 pueden configurarse para determinar un nivel de actividad del paciente determinando si la frecuencia cardíaca del paciente está dentro de un rango específico de frecuencias cardíacas para el nivel de actividad durante una duración umbral correspondiente de tiempo con base en las frecuencias cardíacas almacenadas y sus tiempos asociados. Por ejemplo, los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo 4 pueden determinar si el paciente está realizando una actividad de alto esfuerzo determinando si la frecuencia cardíaca de un paciente está entre 80 y 100 durante al menos 5 segundos basándose en las frecuencias cardíacas almacenadas durante

los últimos 5 segundos.

Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo 4 pueden configurarse para almacenar los datos de patrones de respiración recibidos en asociación con el nivel de actividad determinado en una unidad de almacenamiento asociada con el dispositivo de monitoreo. Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo 4 generan un valor fisiológico de referencia (bloque 6405). Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para determinar un valor fisiológico de referencia basándose en los valores fisiológicos correspondientes durante un período de tiempo umbral. Como se describió anteriormente, los ejemplos de valores fisiológicos pueden incluir, entre otros, la frecuencia respiratoria de un paciente, el caudal del paciente y similares.

Como se describió anteriormente, en algunas implementaciones, los datos de patrones de respiración recibidos pueden incluir la frecuencia respiratoria del paciente y/o el caudal del paciente, y los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo 4 pueden configurarse para almacenar la frecuencia respiratoria y/o o caudal en asociación con información relacionada con un momento en el que se captura y/o mide la frecuencia respiratoria y/o el caudal. Por ejemplo, si el período de tiempo umbral es de 30 días, entonces los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo 4 pueden determinar una frecuencia respiratoria de referencia basándose en las frecuencias de respiración del paciente durante los últimos 30 días. De manera similar, si el período de tiempo umbral es de 30 días, entonces los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden determinar un caudal de referencia basado en los caudales del paciente durante los últimos 30 días.

En algunas implementaciones, los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo 4 pueden determinar si el nivel de actividad determinado está asociado con un valor fisiológico de referencia. Si el nivel determinado de actividad está asociado con un valor fisiológico de referencia, entonces los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden configurarse para generar un nuevo valor fisiológico de referencia actualizando el valor fisiológico de referencia asociado con base en los datos de patrones de respiración recibidos. Por ejemplo, si el nivel determinado de actividad del paciente está asociado con una frecuencia respiratoria de referencia y un caudal de referencia, entonces los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo 4 pueden generar una nueva frecuencia respiratoria de referencia y un nuevo caudal de referencia con base en sobre la frecuencia respiratoria recibida y el caudal recibido, respectivamente.

Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo 4 pueden asociar el valor fisiológico de referencia generado con el nivel de actividad determinado (bloque 64(6)). Por ejemplo, si el nivel determinado de actividad del paciente se está moviendo, entonces los uno o más procesadores pueden almacenar la frecuencia respiratoria de referencia generada en asociación con el nivel determinado de actividad. De manera similar, los uno o más procesadores pueden almacenar el caudal de referencia generado en asociación con el nivel de actividad determinado.

Si bien lo anterior describe uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo que realizan el proceso para determinar un nivel de actividad de un paciente y asociar el nivel de actividad con uno o más valores fisiológicos de referencia, un experto en la técnica debería reconocer que uno o más procesadores del dispositivo sensor puede configurarse para determinar un nivel de actividad de un paciente y asociar el nivel de actividad con uno o más valores fisiológicos de referencia de acuerdo con el proceso descrito en la FIGURA 64.

Volviendo ahora a la FIGURA 65, se muestra un proceso para determinar una trayectoria recorrida por el paciente y asociar la trayectoria con uno o más valores fisiológicos de referencia. Con el fin de ilustrar un ejemplo, se pueden usar componentes del sistema de monitoreo 1 y componentes de los sensores de respiración 100a, 100b, descritos anteriormente en el presente documento, para describir el proceso de determinar una trayectoria recorrida por el paciente y asociar la trayectoria con uno o más valores fisiológicos de referencia.

El método 6500 incluye determinar, mediante uno o más procesadores de un dispositivo de monitoreo 4, la ubicación de un paciente (bloque 6501). Como se describió anteriormente, en algunas implementaciones, el dispositivo de monitoreo puede configurarse con un sistema de posicionamiento geográfico, y los uno o más procesadores pueden configurarse para determinar una ubicación del dispositivo de monitoreo basándose en datos del sistema de posición geográfica relacionados con información de ubicación del dispositivo de monitoreo. En algunas implementaciones, el dispositivo de monitoreo puede configurarse para recibir información de ubicación desde uno o más dispositivos de baliza, y los uno o más procesadores pueden configurarse para determinar la ubicación del dispositivo de monitoreo basándose en la información de ubicación recibida de uno o más dispositivos de baliza.

Los uno o más procesadores pueden configurarse para asociar un área (por ejemplo, cocina, sala de estar, dormitorio y similares) de la casa de un paciente con información de ubicación. Los uno o más procesadores pueden determinar un área de la casa de un paciente basándose en la información de ubicación y las asociaciones almacenadas. Por ejemplo, si la información de ubicación está asociada con la cocina y otra información de ubicación está asociada con la sala de estar, y si la información de ubicación recibida coincide con la información de ubicación asociada con la cocina, entonces los uno o más procesadores pueden determinar que el dispositivo de monitoreo actual está en la cocina.

Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo 4 reciben datos de movimiento desde un dispositivo sensor asociado con un paciente (bloque 6502). Como se describió anteriormente, los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo 4 determinan un nivel de actividad del paciente con base en los datos de movimiento. Los uno o más los

- procesadores del dispositivo de monitoreo 4 determinan una trayectoria recorrida por el paciente (bloque 6503). Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo 4 determinan la trayectoria basándose en la ubicación determinada del paciente y los datos de movimiento recibidos. Por ejemplo, los uno o más procesadores pueden determinar si el paciente se está moviendo y determinar una segunda ubicación del paciente basándose en el movimiento del paciente. En algunas implementaciones, los datos de movimiento del dispositivo sensor pueden incluir datos de aceleración, posición, rotación angular y/u orientación relacionados con el paciente, y los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden determinar si el paciente se desplaza en dirección vertical con base en los datos de aceleración, posición, rotación angular y/u orientación relacionados con el paciente.
- En algunas implementaciones, el dispositivo de monitoreo 4 puede configurarse con uno o más modelos aprendidos por máquina que están entrenados para detectar trayectorias recorridas por un paciente. Los uno o más modelos aprendidos por máquina pueden entrenarse con entradas de un dispositivo sensor, tales como datos de movimiento, patrones de respiración de una persona asociada con el dispositivo sensor, y similares. En algunas implementaciones, los uno o más modelos aprendidos por máquina pueden entrenarse para detectar escaleras u otras estructuras con base en los datos de movimiento del paciente. Por ejemplo, los uno o más modelos aprendidos por máquina pueden entrenarse para detectar escaleras basándose en los datos de orientación recibidos desde el dispositivo sensor y el movimiento vertical del paciente. En algunas implementaciones, los uno o más modelos aprendidos por máquina pueden entrenarse para detectar obstáculos (por ejemplo, sofá, mesa y similares) en una trayectoria recorrida por el paciente.
- Los uno o más procesadores pueden configurarse para generar una representación gráfica de un área delimitada, tal como un mapa virtual o un plano de planta virtual de una estructura donde reside el paciente. Como se describió anteriormente, los uno o más procesadores pueden configurarse para generar líneas gráficas que indican las trayectorias recorridas por el paciente. Los uno o más procesadores pueden incluir las líneas gráficas generadas en la representación gráfica generada del área delimitada. En la FIGURA 66A se muestra un ejemplo de una representación gráfica generada de un área delimitada que incluye la representación gráfica de los trayectorias recorridas por un paciente. Como se muestra en la FIGURA 66A, la representación gráfica del área delimitada 6600 incluye trayectorias generadas gráficamente 6605, 6606. En algunas implementaciones, un usuario y/o un paciente pueden proporcionar entradas a un dispositivo de monitoreo que indican información de ubicación, tal como la cocina 6601, la sala de estar 6602, el dormitorio 6604 y similares, para ciertas porciones de la representación gráfica del área delimitada, y los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden mostrar la información de ubicación en la representación gráfica generada de un área delimitada, como se muestra en la FIGURA 66A.
- Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo generan un valor fisiológico de referencia (bloque 6504). Como se describió anteriormente, los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden determinar un valor fisiológico de referencia, tal como un valor de frecuencia respiratoria de referencia y/o un valor de caudal de referencia, basándose en los datos de frecuencia respiratoria y datos de caudal, respectivamente. Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo asocian el valor fisiológico de referencia generado con la trayectoria determinada (bloque 6505). Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden almacenar el valor fisiológico generado en asociación con la trayectoria determinada en un dispositivo de almacenamiento asociado con el dispositivo de monitoreo.
- En algunas implementaciones, un valor fisiológico de referencia existente puede estar asociado con la trayectoria determinada, y se puede almacenar un indicador en una memoria del dispositivo de monitoreo que indique que la trayectoria determinada está asociada con un valor fisiológico de referencia. Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden identificar el valor fisiológico de referencia existente con base en la trayectoria determinada, y generar un nuevo valor fisiológico de referencia actualizando el valor fisiológico de referencia existente asociado con la trayectoria determinada con base en los datos fisiológicos recibidos. Por ejemplo, como se describió anteriormente, los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden generar una nueva frecuencia respiratoria de referencia actualizando una frecuencia respiratoria de referencia existente con base en los datos de frecuencia respiratoria. De manera similar, los uno o más procesadores pueden generar un nuevo caudal de referencia actualizando un caudal de referencia existente con base en los datos de caudal. Los uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo pueden asociar el nuevo valor fisiológico de referencia generado con la trayectoria determinada.
- Si bien lo anterior describe uno o más procesadores del dispositivo de monitoreo que realizan el proceso para determinar una trayectoria recorrida por el paciente y asociar la trayectoria con uno o más valores fisiológicos de referencia, un experto en la técnica debería reconocer que uno o más procesadores del dispositivo sensor pueden configurarse para determinar una trayectoria recorrida por el paciente y asociar la trayectoria con uno o más valores fisiológicos de referencia de acuerdo con el proceso descrito en la FIGURA 65.
- La FIGURA 66B ilustra una primera visualización gráfica de mediciones en tiempo real para indicar si es probable que un paciente experimente un evento de salud, según diversos aspectos de la tecnología en cuestión. Los parámetros fisiológicos del paciente medidos con el dispositivo sensor 2. Por ejemplo, se pueden determinar el flujo de respiración (Flujo), la frecuencia respiratoria (RR, por sus siglas en inglés), la ubicación del sensor en la cara, así como la posición/movimiento (por ejemplo, postura/movimiento de la cabeza, caminar, caerse) y frecuencia cardíaca (HR, por sus siglas en inglés) como se describió anteriormente. La ubicación del paciente también puede detectarse y rastrearse basándose en diversas tecnologías (por ejemplo, dentro del dispositivo o en comunicación con diversos aspectos del sistema). Por ejemplo, la ubicación se puede detectar utilizando el dispositivo de rastreo BTLE de SiLabs, rastreo Wifi,

GPS y similares. En este sentido, el dispositivo de monitoreo 4 puede determinar la ubicación en tiempo real del paciente, el movimiento, la trayectoria y el tiempo utilizado para el movimiento.

El dispositivo y el sistema de la tecnología en cuestión permiten que la ubicación y el movimiento del paciente en una casa puedan detectarse con una precisión de menos de 25 cm (por ejemplo, utilizando el seguimiento BTLE, que puede incluir un vector tridimensional con dirección (α , β) y longitud $L \Rightarrow$ ubicación/velocidad). Esta información de ubicación luego se puede mapear con la disposición de la casa del paciente, como se describió anteriormente. Los cambios en los esfuerzos del paciente se pueden aproximar combinando la ubicación/movimiento y el tiempo del paciente con los datos de los parámetros de los sensores. También se puede detectar oxigenación, lo que puede afectar a los esfuerzos de aproximaciones de trabajo. Luego se pueden hacer aproximaciones y visualizarlas gráficamente como en las FIGURAS 66A y 66B.

En el ejemplo representado, el paciente puede estar descansando/en reposo durante un período de tiempo ("En reposo"). Una medición del estado de reposo puede incluir, por ejemplo, ningún movimiento por parte del paciente durante un período de tiempo (α , β , L constante). Por ejemplo, el paciente puede estar mirando televisión (por ejemplo, en un sofá) en la sala de estar. El dispositivo de monitoreo 4 puede identificar la ubicación como un sofá y/o sala de estar basándose en datos ingresados previamente para el paciente y datos de ubicación recibidos desde el dispositivo sensor 2. En el ejemplo representado, la información de ubicación y del sensor se registra, por ejemplo, durante 10 minutos para obtener la tendencia del estado de reposo en la sala de estar. Los datos recibidos del dispositivo sensor 2 muestran que el paciente está en posición vertical (sentado), pero sin movimiento. RR y flujo son constantes, al igual que HR. El dispositivo de monitoreo 4 determina, basándose en una combinación de estos factores, que el paciente está en reposo, y la designación se indica visualmente en la visualización gráfica de la FIGURA 66B.

La visualización gráfica representa una cantidad de flujo o respiración durante un período de tiempo. En el ejemplo representado, el período de tiempo es una hora. En algunos subperíodos de tiempo durante la hora del ejemplo, es posible que no se detecte actividad del sensor. Por ejemplo, el paciente puede entrar a la cocina a comer. En este sentido, la detección de la ubicación del paciente muestra movimiento desde el sofá de la sala de estar hasta la silla de la cocina (α , L) y ningún movimiento después (α , β , L constante). El sensor muestra primero la posición erguida y la marcha (pasos). Entonces el dispositivo sensor 2 detecta que el paciente está en posición vertical y ubicado en el sillón. A partir de estos datos, el dispositivo de monitoreo 4 puede indicar que el paciente está sentado en la silla junto a la mesa de la cocina.

Durante otro período, la ubicación del sensor muestra que el sensor no está en la cara (RR, flujo y HR = 0) y se detiene la medición. A partir de estos datos, el dispositivo de monitoreo puede indicar que el paciente retiró el sensor de la cara a la hora de comer. Luego, la ubicación del sensor muestra que el sensor está en la cara nuevamente (RR, flujo y HR $\neq$ 0) y la medición se inicia nuevamente. El paciente volvió a colocar el sensor en la cara. Todos estos eventos pueden presentarse como indicadores gráficos en la visualización gráfica.

En un período se muestra que el paciente se está esforzando ("Esforzándose"). En este sentido, los datos medidos indican que el paciente sube al piso de arriba al dormitorio para dormir, y la visualización gráfica indica las mediciones durante un esfuerzo elevado. En asociación con este período, los datos de ubicación indican que el paciente se desplaza por la sala hacia las escaleras (α , L). Los datos indican además que el paciente está en posición erguida y en marcha (pasos). La RR, el flujo y la HR aumentan notablemente debido al esfuerzo del paciente. El dispositivo de monitoreo 4 determina, basándose en una combinación de estos factores, si el paciente se está esforzando y la designación se indica visualmente en la visualización gráfica.

El dispositivo de monitoreo 4 detecta, basándose en los datos de ubicación, que el paciente está cerca del primer escalón de las escaleras (preprogramadas). El registro/grabación de información de ubicación y sensores puede estar en curso o iniciada (por ejemplo, a una frecuencia más alta) en este momento. El dispositivo de monitoreo 4 detecta el movimiento a través de las escaleras y la subida (α , β , L). La RR, el flujo y la HR aumentan y los datos del sensor muestran al paciente en posición erguida y caminando (pasos). El dispositivo de monitoreo 4 detecta entonces e indica visualmente que el paciente está cerca del último escalón de la escalera. En este punto, el registro de información de ubicación y sensores puede reducirse en frecuencia o pausarse/detenerse.

En un período se muestra que el paciente está durmiendo ("Durmiendo"). En este sentido, los datos de ubicación indican que el paciente se dirige hacia la sala de estar de arriba (α , L) y finalmente llega a la cama. El sensor muestra que el paciente está en posición erguida y caminando (pasos) y finalmente se acuesta. La RR, el flujo y la HR comienzan a disminuir. El dispositivo de monitoreo 4 determina, basándose en una combinación de estos factores, que el paciente está durmiendo, y la designación se indica visualmente en la visualización gráfica. Según el ejemplo representado, el registro de información de ubicación y sensores se puede iniciar cuando la posición del paciente es estacionaria, acostada y con respiración estable (por ejemplo, RR y variación de flujo < 1 y variabilidad de HR < 10).

La FIGURA 66C ilustra una segunda visualización gráfica de mediciones en tiempo real para indicar si es probable que un paciente experimente un evento de salud, según diversos aspectos de la tecnología en cuestión. En el ejemplo representado, la visualización gráfica indica visualmente la referencia del paciente y dónde se ha excedido un límite. La visualización gráfica muestra además cuándo la desviación de la referencia es representativa de una exacerbación del paciente o un evento de salud. Al detectar la exacerbación o el evento de salud del paciente, el dispositivo de monitoreo

4 puede proporcionar una indicación visual o alerta en una visualización gráfica ("Exacerbación") que se distingue de otras indicaciones en la pantalla. En algunas implementaciones, la detección de la exacerbación o evento de salud del paciente puede causar además que el dispositivo de monitoreo 4 proporcione una notificación a un dispositivo remoto, tal como un dispositivo móvil de un cuidador asociado con el paciente.

XIII. Tiempos de subida del sensor

Volviendo ahora a la FIGURA 67, se muestra una vista detallada de un conjunto electrónico 6700 para un dispositivo sensor, tal como el dispositivo sensor 2. Como se describió anteriormente, el dispositivo sensor 2 puede ser cualquiera de un sensor de respiración 100a, 100b, 100c. El conjunto electrónico 6700 puede incluir estructuras de soporte, tales como la estructura de soporte 6702. Los ejemplos de estructura de soporte 6702 pueden incluir estructuras de soporte 1230-1, 1230-2, 1230-3, como se muestra en la FIGURA 30. La estructura de soporte 6702 puede configurarse para soportar sensores, tales como el sensor 6704. Los ejemplos de sensor 6704 pueden incluir, entre otros, termistores, tales como termistores 400-1, 400-2, 400-3, como se muestra en la FIGURA 30, termopares y similares.

En algunas implementaciones, como se describió anteriormente, la estructura de soporte 6702 puede incluir material eléctricamente y/o térmicamente aislante. En algunas implementaciones, la estructura de soporte 6702 puede incluir, entre otros, fibra de vidrio, resina epoxi, material retardante de llama y similares, y/o cualquier combinación de los mismos. En algunas implementaciones, la conductividad térmica de los materiales de la estructura de soporte 6702 puede ser inferior a 0,29 vatios/(metro*kelvin) ($W/(m \cdot K)$). En algunas implementaciones, la conductividad térmica de las estructuras de soporte puede estar entre 0,29 $W/(m \cdot K)$ y 0,343 $W/(m \cdot K)$.

Como se muestra en la FIGURA 67, el tamaño de la estructura de soporte 6702 puede ser de una longitud A', un ancho B' y un espesor o una altura C'. En algunas implementaciones, una longitud A' de la estructura de soporte 6702 puede estar entre 10 milímetros (mm) y 50 mm. Por ejemplo, la longitud A' de la estructura de soporte 6702 puede ser de 20 mm. En algunas implementaciones, un ancho B' de la estructura de soporte 6702 puede estar entre 0,1 mm y 5 mm. Por ejemplo, el ancho B' de la estructura de soporte 6702 puede ser de 1 mm. Un espesor o altura C de la estructura de soporte 6702 puede estar entre 0,01 mm y 0,5 mm. Por ejemplo, el espesor o la altura C de la estructura de soporte 6702 puede ser de 0,1 mm.

La estructura de soporte 6702 puede estar conectada eléctricamente a la placa electrónica 6701. Por ejemplo, la estructura de soporte 6702 puede soldarse a la placa electrónica 6701, como en la posición 6705, para formar conexiones eléctricas entre la conexión eléctrica de la placa electrónica 6701, como las conexiones eléctricas 6706, y las conexiones eléctricas de la estructura de soporte, tal como las conexiones eléctricas 6703. En algunas implementaciones, el ancho de la conexión eléctrica 6703 puede estar entre 25 μm y 200 μm . Por ejemplo, el ancho de la conexión eléctrica 6703 puede ser de 150 μm . En algunas implementaciones, el espesor de la conexión eléctrica 6703 puede estar entre 5 μm y 50 μm . Por ejemplo, el espesor de la conexión eléctrica 6703 puede ser de 30 μm . En algunas implementaciones, las conexiones eléctricas 6703 y 6704 pueden comprender cables eléctricos. El material de los cables eléctricos de las conexiones eléctricas 6703 y 6704 puede ser cobre.

El sensor 6704 puede estar conectado eléctricamente a la estructura de soporte 6702. Por ejemplo, el sensor 6704 puede soldarse a las conexiones eléctricas 6703 de la estructura de soporte 6702. En algunas implementaciones, la longitud del sensor 6704 puede estar entre 0,1 mm y 2 mm. Por ejemplo, la longitud del sensor 6704 puede ser de 1 mm. En algunas implementaciones, el ancho del sensor 6704 puede estar entre 0,1 mm y 1 mm. Por ejemplo, el ancho del sensor 6704 puede ser 0,5 mm. En algunas implementaciones, el espesor o la altura del sensor 6704 puede estar entre 0,1 mm y 1 mm. Por ejemplo, el espesor o la altura del sensor 6704 puede ser de 0,5 mm.

Los materiales incluidos en los componentes que rodean el sensor 6704 y/o el tamaño de los componentes que rodean el sensor 6704 pueden afectar la masa térmica que rodea el sensor 6704. La masa térmica que rodea el sensor 6704 puede afectar el tiempo de subida del sensor 6704 y/o el tiempo de respuesta del sensor 6704. Por ejemplo, un aumento en la masa térmica puede dar como resultado un mayor tiempo de subida y/o un tiempo de respuesta más lento del sensor 6704. De manera similar, una disminución en la masa térmica puede dar como resultado un menor tiempo de subida y/o un tiempo de respuesta más rápido del sensor 6704. En algunas implementaciones, como se hace referencia en el presente documento, un tiempo de subida de un sensor puede ser el tiempo necesario para cambiar de un primer valor a un segundo valor. En algunas implementaciones, el primer valor puede ser un primer porcentaje de un valor de salida final del sensor, y el segundo valor puede ser un segundo porcentaje del valor de salida final. Por ejemplo, el primer valor puede ser el 10% del valor de salida final del sensor 6704, y el segundo valor puede ser el 90% del valor de salida final.

En algunas implementaciones, la masa térmica que rodea el sensor 6704 se puede reducir utilizando materiales con muy baja conductividad térmica y/o propiedades de aislamiento térmico muy altas en los componentes que rodean el sensor. Por ejemplo, la masa térmica de la estructura de soporte 6702 se puede reducir usando materiales con una conductividad térmica inferior a 0,29 $W/(m \cdot K)$. En algunas implementaciones, la masa térmica que rodea un sensor se puede reducir reduciendo el tamaño y/o las dimensiones de los componentes alrededor del sensor 6704. Por ejemplo, como se muestra en la FIGURA 68, el tamaño de la estructura de soporte 6702 se puede reducir reduciendo el ancho B' y el espesor C' de la estructura de soporte 6702. Como ejemplo, el ancho B' de la estructura de soporte 6702 se puede reducir a 0,7 mm y el espesor C' de la estructura de soporte se puede reducir a 0,08 mm.

- En algunas implementaciones, la masa térmica que rodea el sensor 6704 se puede reducir reduciendo el tamaño de las conexiones eléctricas 6703. Por ejemplo, el ancho de una conexión eléctrica se puede reducir a 50 μm y el espesor de la conexión eléctrica se puede reducir a 14 μm . En algunas implementaciones, la masa térmica que rodea el sensor 6704 se puede reducir reduciendo el tamaño del sensor 6704. Por ejemplo, el tamaño del sensor 6704 se puede reducir para que tenga una longitud de 0,5 mm, un ancho de 0,25 mm y un espesor de 0,25 mm. En algunas implementaciones, la masa térmica que rodea el sensor 6704 puede reducirse basándose en un patrón de la conexión eléctrica 6703. Por ejemplo, la conexión eléctrica 6703 se puede implementar en la estructura de soporte 6702 en un patrón ondulado, como se muestra en la FIGURA 68.
- Reducir la masa térmica que rodea el sensor 6704 puede optimizar la sensibilidad del sensor 6704 a los cambios térmicos. En algunas implementaciones, la mejora de la sensibilidad del sensor 6704 puede configurar el sensor 6704 para detectar cambios térmicos en un rango de frecuencias respiratorias y/o frecuencias de respiración del paciente. Por ejemplo, si el sensor 6704 es un termistor, tal como el termistor 401-1 (mostrado en la FIGURA 30), entonces el sensor 6704 puede detectar cambios térmicos a frecuencias de respiración de 120 respiraciones por minuto (bpm) o más. De manera similar, el sensor 6704 puede detectar cambios térmicos a frecuencias de respiración de 10 bpm o menos. En algunas implementaciones, el sensor 6704 también puede detectar cambios térmicos entre frecuencias de respiración de 10 bpm y 120 bpm.
- En algunas implementaciones, el tiempo de subida del sensor 6704 puede estar entre 0,3 grados Celsius por segundo ($^{\circ}\text{C/s}$) y 2,6 $^{\circ}\text{C/s}$. Por ejemplo, el tiempo de subida del sensor 6704 puede ser 0,32 $^{\circ}\text{C/s}$. En algunas implementaciones, el tiempo de subida del sensor 6704 puede estar entre 0,7 $^{\circ}\text{C/s}$ y 1,6 $^{\circ}\text{C/s}$. En algunas implementaciones, puede preferirse tener un tiempo de respuesta alto para detectar cambios en las temperaturas más rápidamente y puede preferirse que el tiempo de subida del sensor 6704 esté entre 0,7 $^{\circ}\text{C/s}$ y 1,6 $^{\circ}\text{C/s}$. Por ejemplo, el tiempo de subida del sensor 6704 puede ser 0,77 $^{\circ}\text{C/s}$. En algunas implementaciones, puede preferirse capturar cambios más detallados en las temperaturas a frecuencias de respiración muy altas (por ejemplo, 120 respiraciones por minuto) y puede preferirse que el tiempo de subida del sensor 6704 sea superior a 1,29 $^{\circ}\text{C/s}$, tal como entre 1,3 $^{\circ}\text{C/s}$ y 1,6 $^{\circ}\text{C/s}$.
- En algunas implementaciones, un dispositivo sensor 2 (que incluye, por ejemplo, sensores de respiración 100a, 110b) puede configurarse con un sensor para medir SpO_2 y/o la saturación de oxígeno de un paciente. En la FIGURA 69 se muestra un ejemplo del dispositivo sensor 2 configurado con un sensor para medir SpO_2 y la saturación de oxígeno de un paciente. En la FIGURA 69, el sensor 6902 puede acoplarse a un dispositivo sensor de marco, tal como el marco 320, como se describió anteriormente con referencia a la FIGURA 28. El sensor 6902 puede colocarse contra un labio 6910 de un paciente cuando el paciente usa el dispositivo sensor.
- El sensor 6902 puede configurarse con al menos un diodo emisor de luz configurado para emitir una luz roja 6904-1 y al menos un diodo emisor de luz que emite una luz infrarroja 6904-2. El sensor 6902 puede configurarse para transmitir la luz roja 6904-1 y la luz infrarroja 6904-2. Cuando se transmite desde el sensor 6902, la luz roja 6904-1 y la luz infrarroja 6904-2 se transmiten a través del labio 6910 del paciente y se reflejan en un hueso detrás del labio 6910 del paciente, tal como el hueso 6912 del paciente.
- El sensor 6902 puede configurarse con un detector de luz roja 6908-1 y un detector de luz infrarroja 6908-2, y la luz roja reflejada 6906-1 puede ser detectada y/o medida por el detector de luz roja 6908-1 y la luz infrarroja reflejada 6906-2 puede ser detectada y/o medida por el detector de luz infrarroja 6908-2. El sensor 6902 puede configurarse para calcular los niveles de luz roja y luz infrarroja medidos. El sensor 6902 puede configurarse para calcular la saturación de oxígeno con base en los niveles calculados de la luz roja y la luz infrarroja.

Consideración adicional

- La descripción anterior se proporciona para permitir a un experto en la materia poner en práctica las diversas configuraciones aquí descritas. Si bien la tecnología en cuestión se ha descrito particularmente con referencia a las diversas figuras y configuraciones, debe entenderse que éstas tienen fines ilustrativos únicamente y no deben considerarse limitativas del alcance de la tecnología en cuestión.
- Puede haber muchas otras formas de implementar la tecnología en cuestión. Varias funciones y elementos descritos en el presente documento pueden dividirse de manera diferente a los mostrados sin apartarse del alcance de la tecnología en cuestión. Diversas modificaciones a estas configuraciones serán fácilmente evidentes para los expertos en la materia, y los principios genéricos definidos en el presente documento pueden aplicarse a otras configuraciones. Por lo tanto, se pueden hacer muchos cambios y modificaciones a la tecnología en cuestión, por alguien que tenga habilidad ordinaria en la técnica, sin apartarse del alcance de la tecnología en cuestión.
- Tal como se utiliza en este documento, la frase "al menos uno de" que precede a una serie de elementos, con el término "y" u "o" para separar cualquiera de los elementos, modifica la lista en su conjunto, en lugar de cada miembro de la lista (es decir, cada elemento). La frase "al menos uno de" no requiere la selección de al menos uno de cada elemento enumerado; más bien, la frase permite un significado que incluye al menos uno de cualquiera de los elementos, y/o al menos uno de cualquier combinación de los elementos, y/o al menos uno de cada uno de los elementos. A modo de ejemplo, las frases "al menos uno de A, B y C" o "al menos uno de A, B o C" se refieren cada una a sólo A, sólo B o sólo

C; cualquier combinación de A, B y C; y/o al menos uno de cada uno de A, B y C.

5 Además, en la medida en que se utilice el término "incluir", "tener" o similar en la descripción o las reivindicaciones, se pretende que dicho término sea inclusivo de una manera similar al término "comprende" como se interpreta "comprende" cuando se emplea como palabra de transición en una reivindicación. La palabra "ejemplar" se utiliza en la presente para significar "que sirve de ejemplo, caso o ilustración" Cualquier realización descrita en la presente como "ejemplar" no debe interpretarse necesariamente como preferido o ventajoso sobre otras realizaciones.

10 Una referencia a un elemento en singular no pretende significar "uno y solo uno" a menos que se indique específicamente, sino más bien "uno o más". El término "algunos" se refiere a uno o más.

REIVINDICACIONES

1. Un método que comprende: medir, mediante un dispositivo sensor de respiración (2, 10), una frecuencia respiratoria de un paciente (20) próxima al dispositivo sensor de respiración (2, 10); donde el método comprende además:
 - 5 difundir automáticamente, mediante el dispositivo sensor de respiración (2, 10), en respuesta a la medición de la frecuencia respiratoria del paciente (20), una señal de anuncio inalámbrica configurada para facilitar un proceso de emparejamiento entre el dispositivo sensor de respiración (2, 10) y un primer dispositivo de monitoreo (4, 6);
 - 10 recibir, mediante el dispositivo sensor de respiración (2, 10) después de difundir la señal de anuncio inalámbrica, una solicitud inalámbrica para realizar el proceso de emparejamiento entre el dispositivo sensor de respiración (2, 10) y el primer dispositivo de monitoreo (4, 6); y
 - completar automáticamente el proceso de emparejamiento entre el dispositivo sensor de respiración (2, 10) y el primer dispositivo de monitoreo (4, 6) en respuesta a la recepción de la solicitud inalámbrica.
- 15 2. El método de la reivindicación 1, que además comprende:
 - recibir, durante el proceso de emparejamiento, un identificador de paciente de un paciente, donde el identificador de paciente se recopila antes de que se inicie el proceso de emparejamiento; y
 - 20 completar el proceso de emparejamiento basándose en la recepción del identificador de paciente.
3. El método de la reivindicación 2, que además comprende: asociar automáticamente, mediante el dispositivo sensor de respiración, en respuesta a la recepción del identificador de paciente, el identificador de paciente con un identificador asociado con el dispositivo sensor de respiración.
- 25 4. El método de la reivindicación 1, que además comprende:
 - antes de transmitir la señal de anuncio inalámbrica, determinar si un valor de la frecuencia respiratoria medida satisface un valor umbral de frecuencia respiratoria; y
 - 30 transmitir automáticamente la señal de anuncio inalámbrica cuando el valor de la frecuencia respiratoria medida satisface el valor umbral de frecuencia respiratoria.
5. El método de la reivindicación 4, donde el valor de la frecuencia respiratoria medida que satisface el valor umbral de frecuencia respiratoria requiere que un número predeterminado de mediciones de la frecuencia respiratoria estén en o por encima de un valor predeterminado.
- 35 6. El método de la reivindicación 1, que comprende además: recibir, en el dispositivo sensor de respiración, desde el dispositivo de monitoreo, datos relacionados con un color asociado con el dispositivo sensor de respiración, y mostrar el color en un LED del dispositivo sensor de respiración.
- 40 7. El método de la reivindicación 6, que comprende además: proporcionar, mediante el dispositivo sensor al dispositivo de monitoreo, antes de recibir los datos relacionados con el color, un identificador asociado con el dispositivo sensor de respiración, donde el color se basa en el identificador asociado con el dispositivo sensor de respiración.
- 45 8. El método de la reivindicación 6, donde el color se determina basándose en colores asociados con otros dispositivos sensores dentro de una distancia umbral del dispositivo sensor de respiración.
9. El método de la reivindicación 2, que además comprende:
 - detectar una pérdida de una conexión inalámbrica con el primer dispositivo de monitoreo;
 - 50 recibir, en respuesta a la difusión de una segunda señal de anuncio inalámbrica, una segunda solicitud inalámbrica para realizar un segundo proceso de emparejamiento entre el dispositivo sensor de respiración y un segundo dispositivo de monitoreo;
 - transmitir, inmediatamente después de completar el segundo proceso de emparejamiento, el identificador de paciente al segundo dispositivo de monitoreo; y
 - 55 hacer la asociación del segundo dispositivo de monitoreo con el paciente.
10. Un método, caracterizado porque comprende:
 - recibir un identificador de paciente de un primer paciente (20);
 - 60 iniciar automáticamente, mediante un dispositivo de monitoreo (4, 6), en respuesta a la recepción del identificador de paciente, un proceso de emparejamiento para acoplar comunicativamente el dispositivo de monitoreo (4, 6) con un dispositivo sensor de respiración (2, 10) de una pluralidad de dispositivos sensores; donde el método además comprende:
 - 65 detectar, después del inicio del proceso, una señal de anuncio inalámbrica desde el dispositivo sensor de respiración (2, 10), indicando la señal de anuncio inalámbrica que el dispositivo sensor de respiración (2, 10) ha recibido una frecuencia respiratoria de un paciente (20) y está listo para ser emparejado con el dispositivo de monitoreo (4, 6);

emparejar, en respuesta a la detección, el dispositivo de monitoreo (4, 6) con el dispositivo sensor de respiración (2, 10);
y
recibir, en respuesta al emparejamiento, desde el dispositivo sensor de respiración (2, 10), la frecuencia respiratoria,
siendo detectada la frecuencia respiratoria por el dispositivo sensor de respiración (2, 10) antes de que el dispositivo de
monitoreo (4, 6) y el dispositivo sensor de respiración (2, 10) se conecten.

11. El método de la reivindicación 10, que además comprende:

recibir un identificador asociado con un dispositivo sensor de respiración;
determinar un color asociado con el dispositivo sensor de respiración; y
asociar automáticamente el color con el dispositivo de monitoreo y el dispositivo sensor de respiración.

12. El método de la reivindicación 11, que comprende además: determinar el color asociado con el dispositivo sensor de
respiración basándose en el identificador asociado con el dispositivo sensor de respiración.

13. El método de la reivindicación 11, que comprende además: determinar el color asociado con el dispositivo sensor de
respiración basándose en los colores asociados con otros dispositivos sensores de la pluralidad de dispositivos sensores
en una ubicación geográfica particular.

14. El método de la reivindicación 11, que comprende además: asociar el color asociado con el dispositivo sensor de
respiración con el identificador de paciente.

15. El método de la reivindicación 11, que además comprende:

transmitir datos que indican el color al dispositivo sensor de respiración; y
hacer que el color se muestre en un diodo emisor de luz multicolor, LED, en el dispositivo sensor de respiración.

16. El método de la reivindicación 11, que además comprende:

asociar uno o más componentes de visualización en el dispositivo de monitoreo con el color asociado con el dispositivo
sensor de respiración; y
mostrar al menos una porción de los uno o más componentes de visualización en el color asociado con el dispositivo
sensor de respiración.

17. Un sistema (1), que comprende

un primer dispositivo de monitoreo (4, 6); y
un dispositivo sensor de respiración (2, 10), donde el dispositivo sensor de respiración (2, 10) comprende una memoria y
uno o más procesadores configurados para ejecutar instrucciones almacenadas en la memoria para hacer que el
dispositivo sensor de respiración (2, 10):

mida la frecuencia respiratoria de un paciente (5101) próximo al dispositivo sensor de respiración (2, 10);
difunda automáticamente, en respuesta a la medición de la frecuencia respiratoria, una señal de anuncio inalámbrica
(5104) configurada para facilitar un proceso de emparejamiento entre el dispositivo sensor de respiración (2, 10) y el
dispositivo de monitoreo (4, 6);
reciba, después de difundir la señal de anuncio inalámbrica, una solicitud inalámbrica para realizar el proceso de
emparejamiento (5105) entre el dispositivo sensor de respiración (2, 10) y el primer dispositivo de monitoreo (4, 6); y
complete automáticamente el proceso de emparejamiento (5106) en respuesta a la recepción de la solicitud inalámbrica.

18. El sistema de la reivindicación 17, donde los uno o más procesadores están configurados para ejecutar instrucciones
para hacer que el dispositivo sensor de respiración:

reciba, durante el proceso de emparejamiento, un identificador de paciente de un paciente, donde el identificador de
paciente se recopila antes de que se inicie el proceso de emparejamiento; y
complete el proceso de emparejamiento basándose en la recepción del identificador de paciente.

19. El sistema de la reivindicación 18, donde los uno o más procesadores están configurados para ejecutar instrucciones
para hacer que el dispositivo sensor de respiración: asocie automáticamente, en respuesta a la recepción del identificador
de paciente, el identificador de paciente con un identificador asociado con el dispositivo sensor de respiración.

20. El sistema de la reivindicación 17, donde los uno o más procesadores están configurados para ejecutar instrucciones
para hacer que el dispositivo sensor de respiración:

antes de difundir la señal de anuncio inalámbrica, determine si un valor de la frecuencia respiratoria medida satisface un
valor umbral de frecuencia respiratoria; y
transmita automáticamente la señal de anuncio inalámbrica cuando el valor de la frecuencia respiratoria medida satisface

el valor umbral de frecuencia respiratoria.

21. El método de la reivindicación 20, donde el valor de la frecuencia respiratoria medida que satisface el valor umbral de frecuencia respiratoria requiere que un número predeterminado de mediciones de la frecuencia respiratoria estén en o por encima de un valor predeterminado.

22. El sistema de la reivindicación 17, donde los uno o más procesadores están configurados para ejecutar instrucciones para hacer que el dispositivo sensor de respiración: reciba datos relacionados con un color asociado con el dispositivo sensor de respiración desde el dispositivo de monitoreo, y muestre el color en un LED del dispositivo sensor de respiración.

23. El sistema de la reivindicación 22, donde los uno o más procesadores están configurados para ejecutar instrucciones para hacer que el dispositivo sensor de respiración: proporcione, antes de recibir los datos relacionados con el color, un identificador asociado con el dispositivo sensor de respiración, donde el color se basa en el identificador asociado con el dispositivo sensor de respiración.

24. El sistema de la reivindicación 22, donde el color se determina basándose en colores asociados con otros dispositivos sensores dentro de una distancia umbral del dispositivo sensor de respiración.

25. El sistema de la reivindicación 18, donde los uno o más procesadores están configurados para ejecutar instrucciones para hacer que el dispositivo sensor de respiración:

detecte una pérdida de una conexión inalámbrica con el primer dispositivo de monitoreo;
reciba, en respuesta a la difusión de una segunda señal de anuncio inalámbrica, una segunda solicitud inalámbrica para realizar un segundo proceso de emparejamiento entre el dispositivo sensor de respiración y un segundo dispositivo de monitoreo;
transmita, inmediatamente después de completar el segundo proceso de emparejamiento, el identificador de paciente al segundo dispositivo de monitoreo; y
haga la asociación del segundo dispositivo de monitoreo con el paciente.

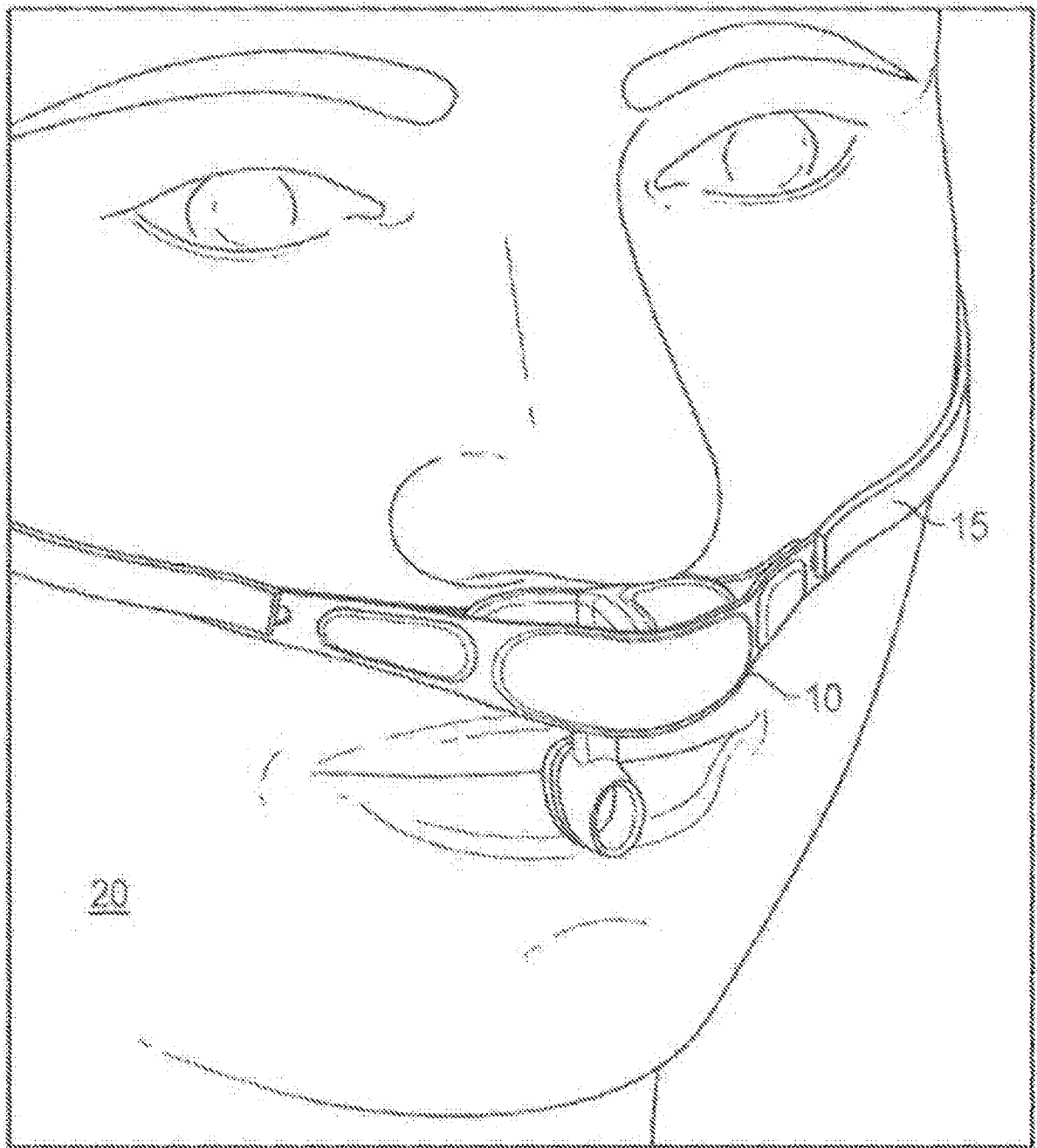


FIG. 1

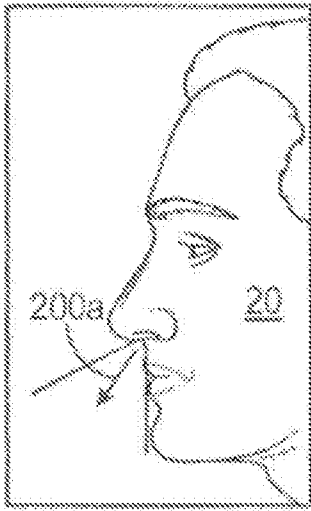


FIG. 2A

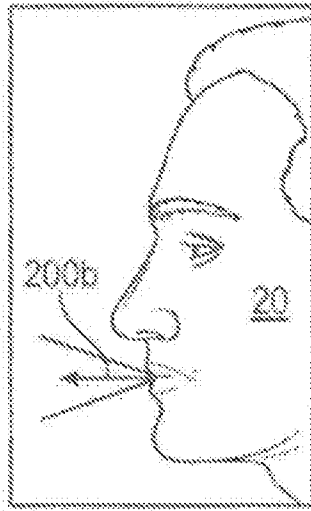


FIG. 2B

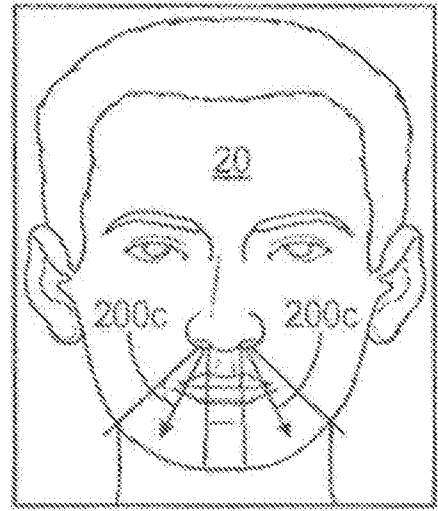


FIG. 3

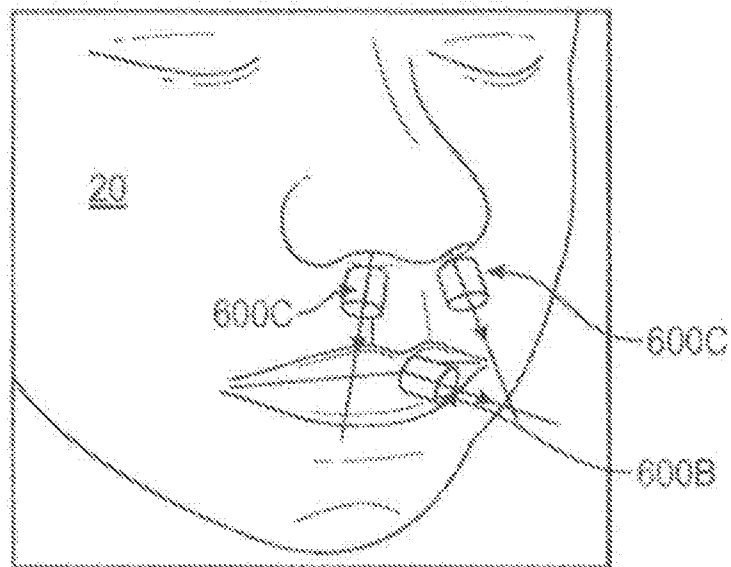


FIG. 4

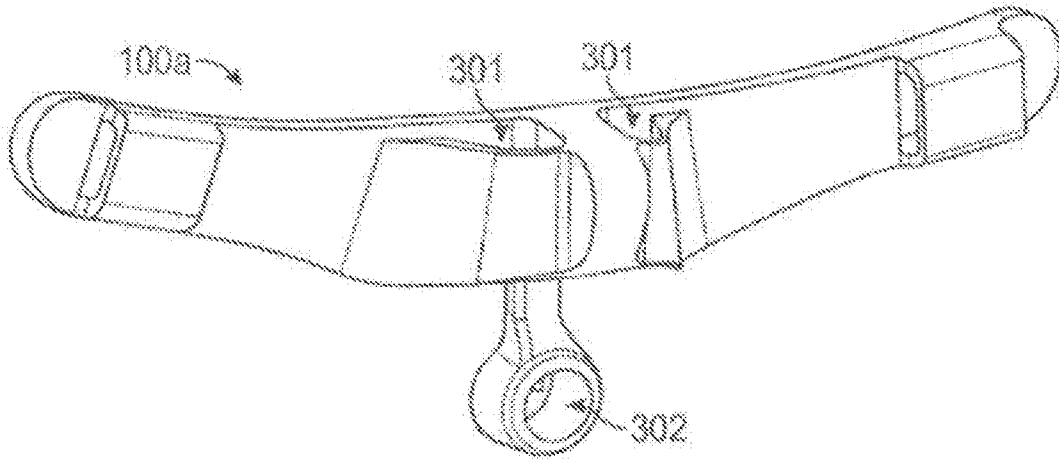


FIG. 5

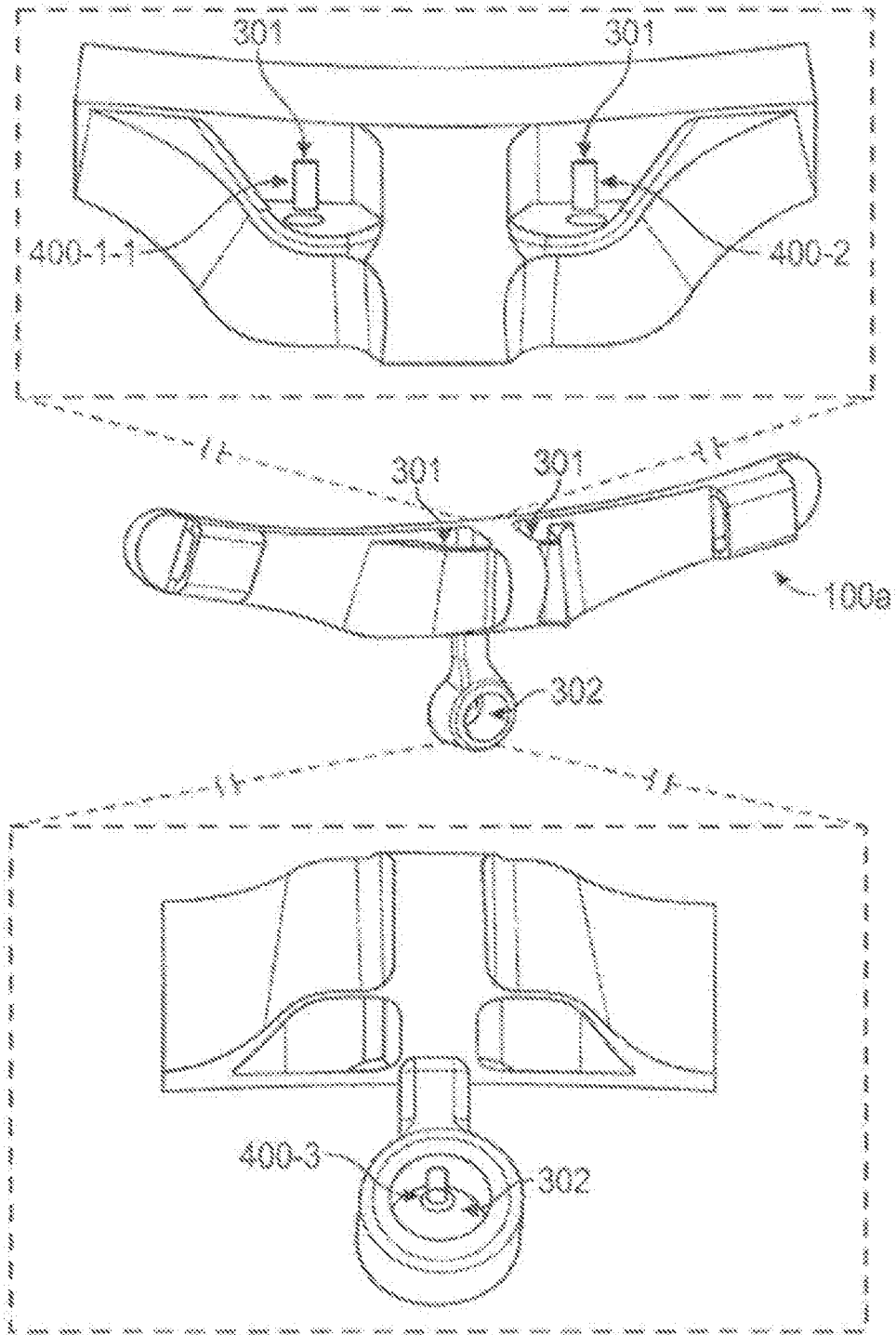


FIG. 6

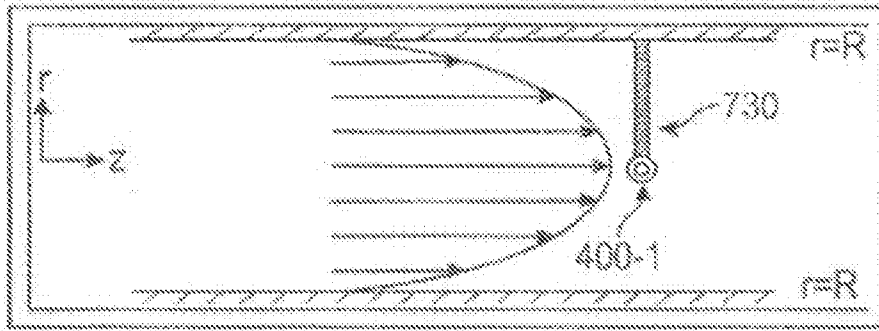


FIG 7

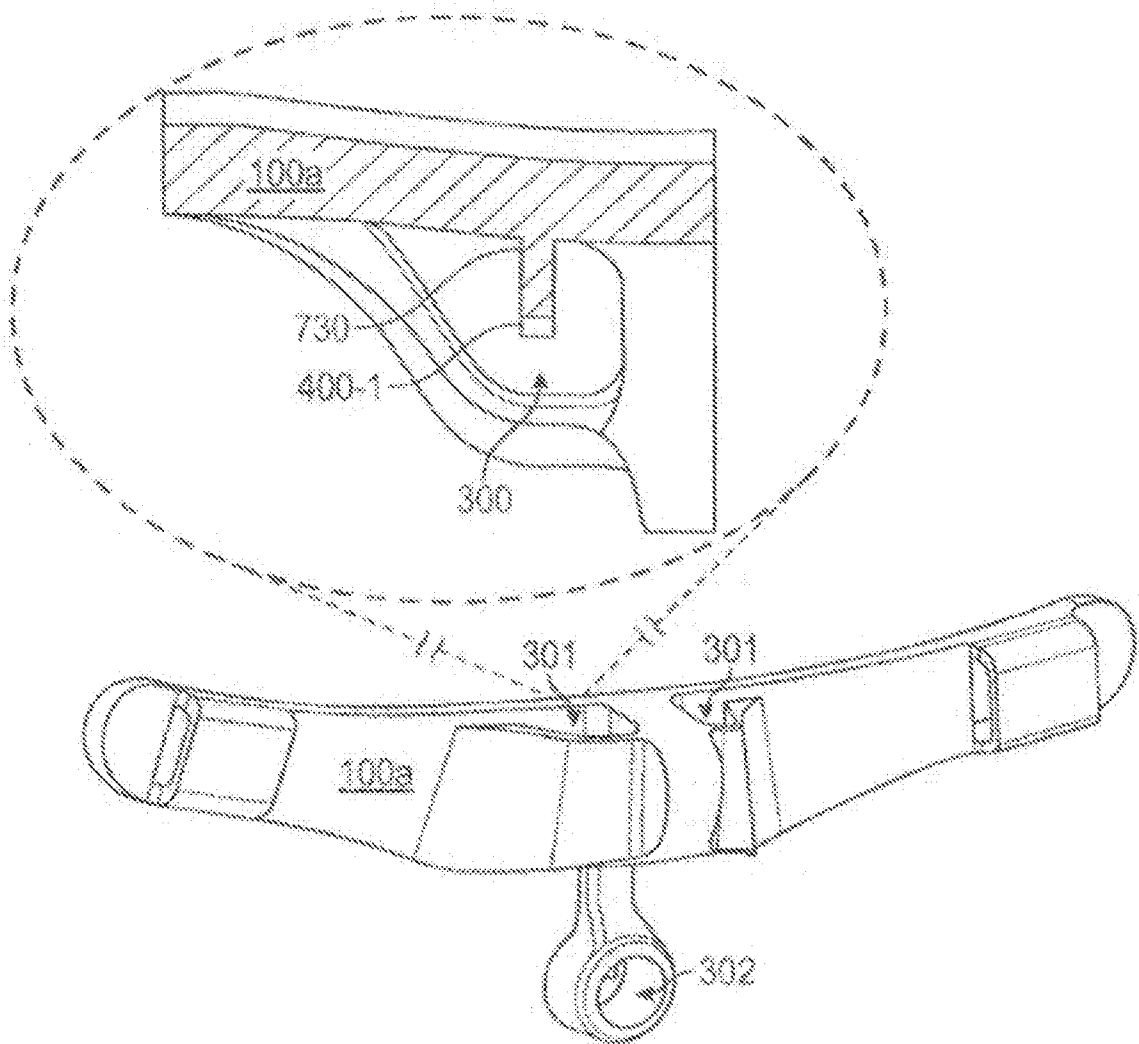


FIG. 8

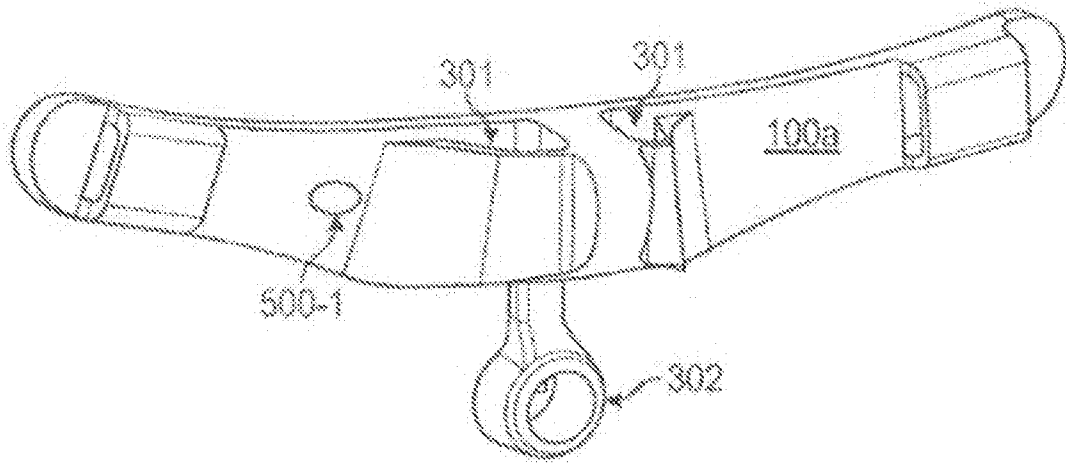


FIG. 9A

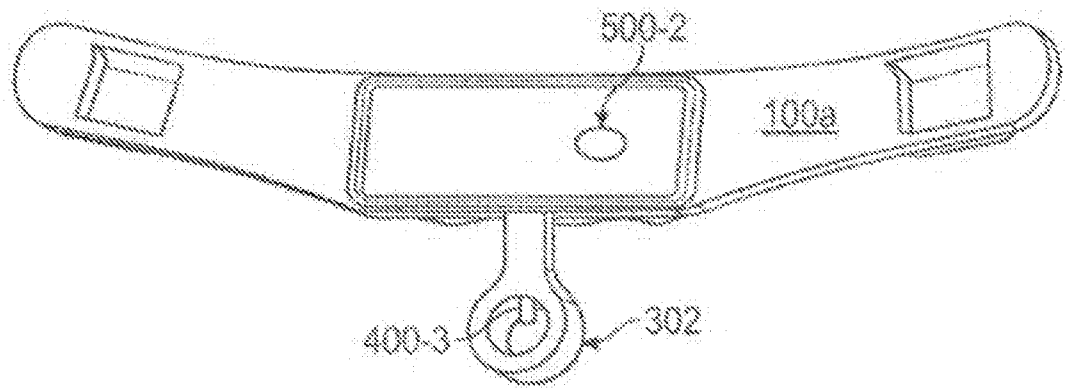


FIG. 9B

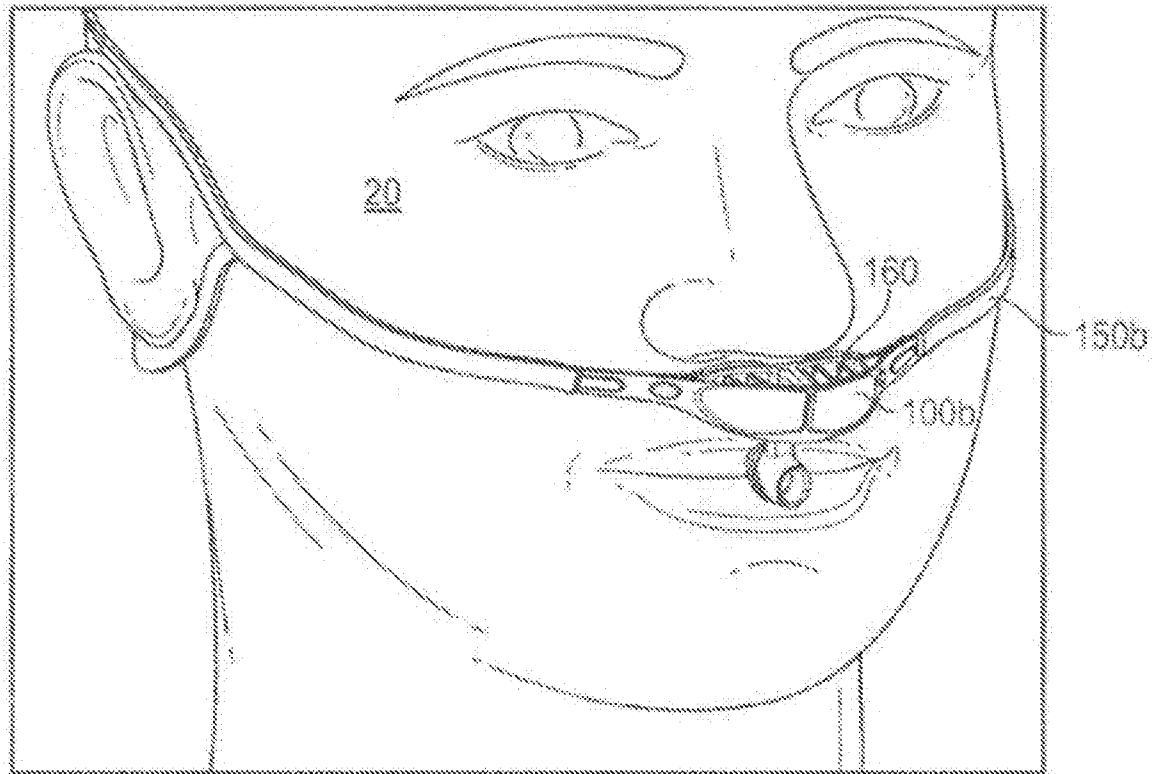


FIG. 10

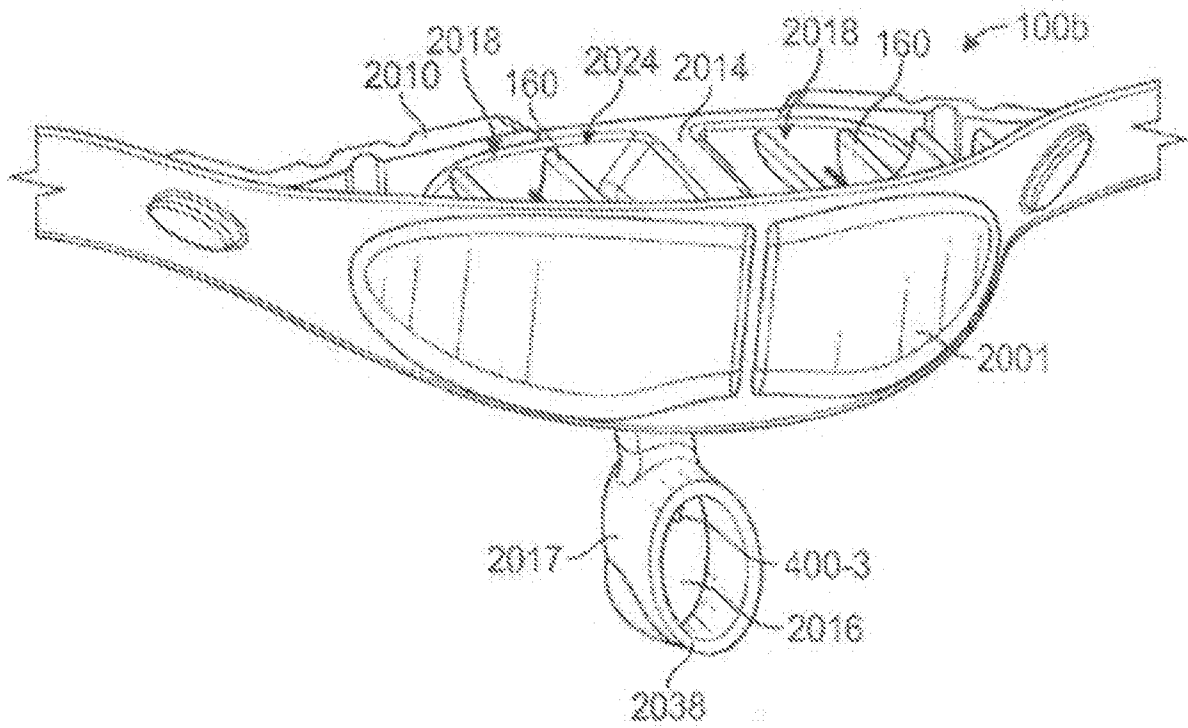


FIG. 11

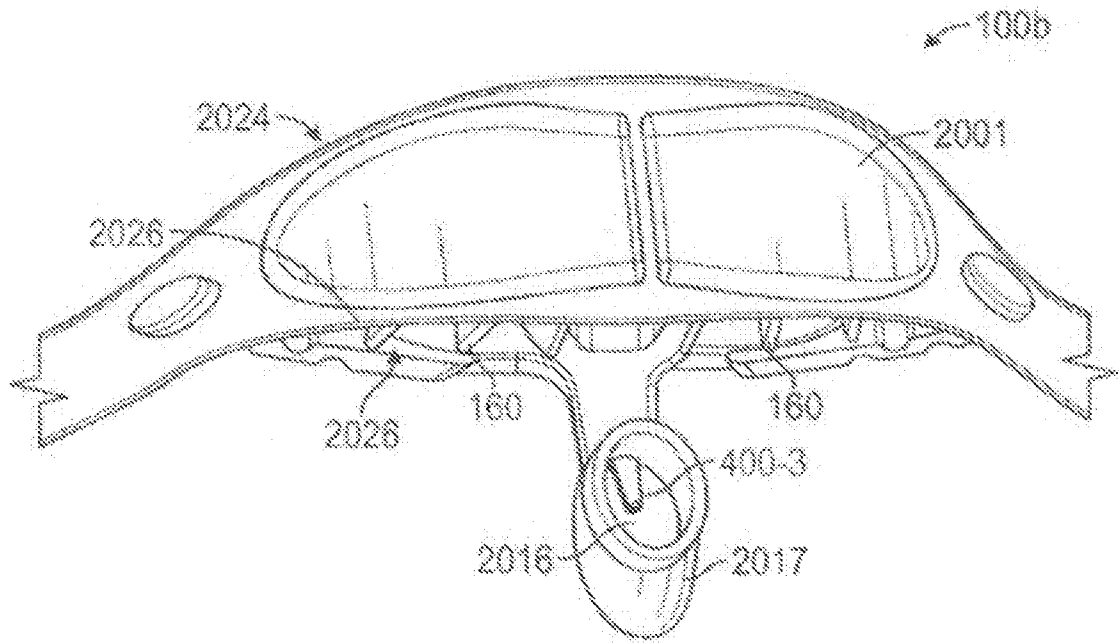


FIG. 12

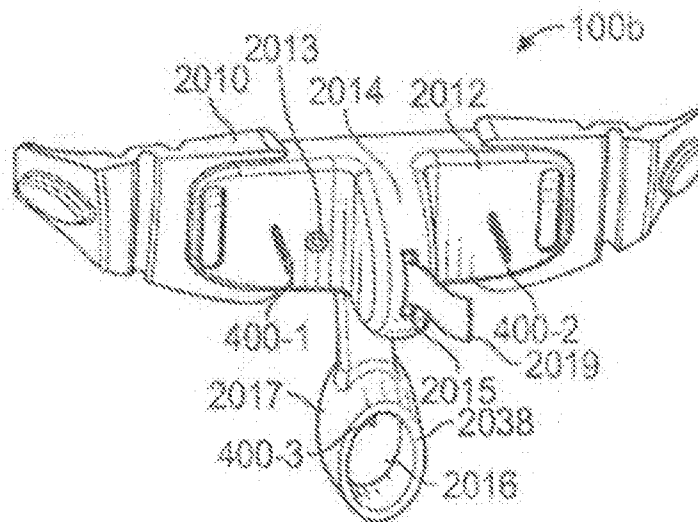


FIG. 13

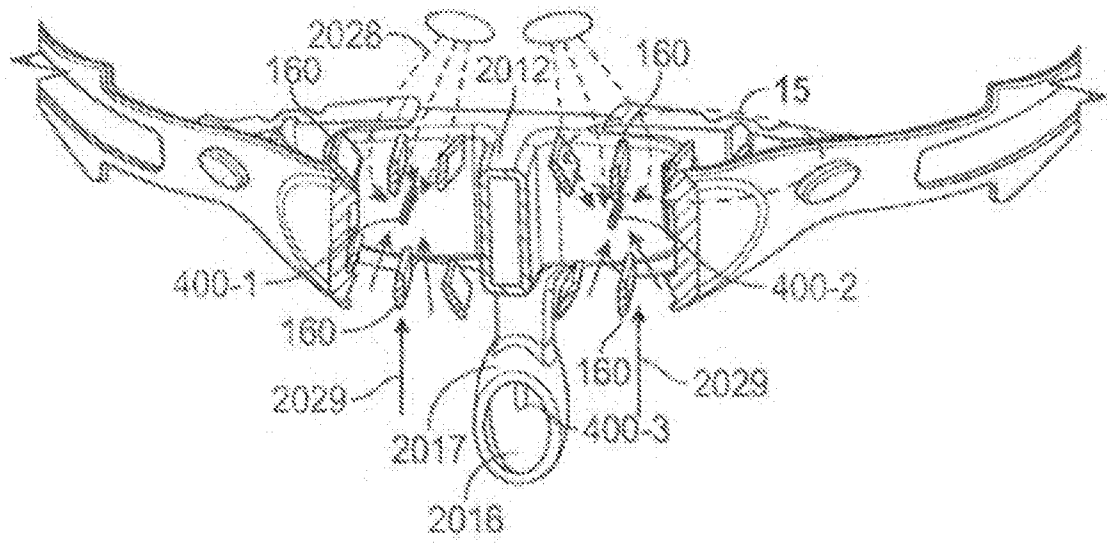


FIG. 14

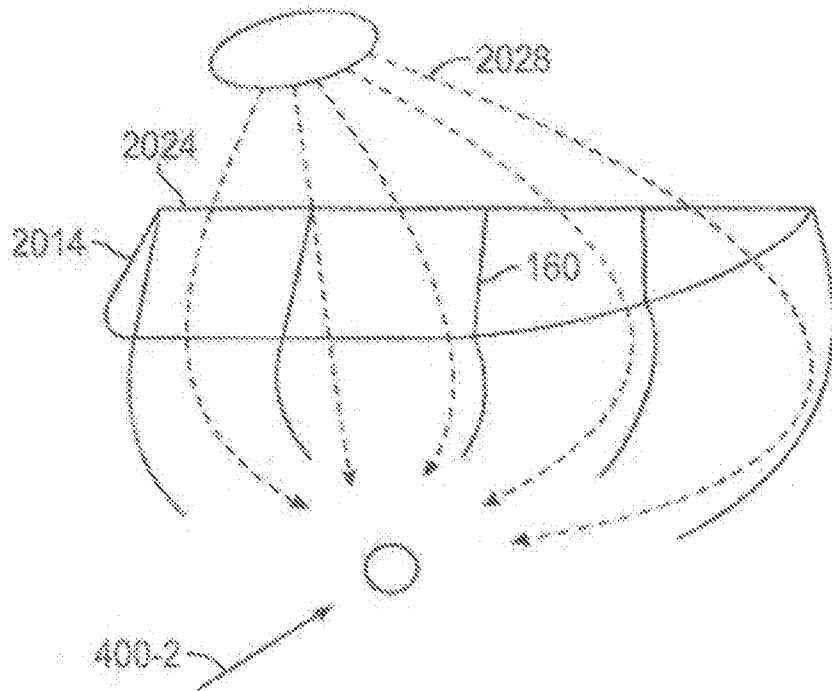


FIG. 15

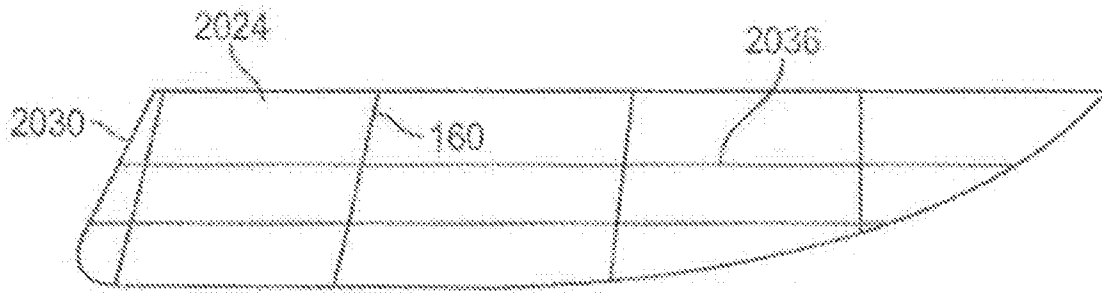


FIG. 16

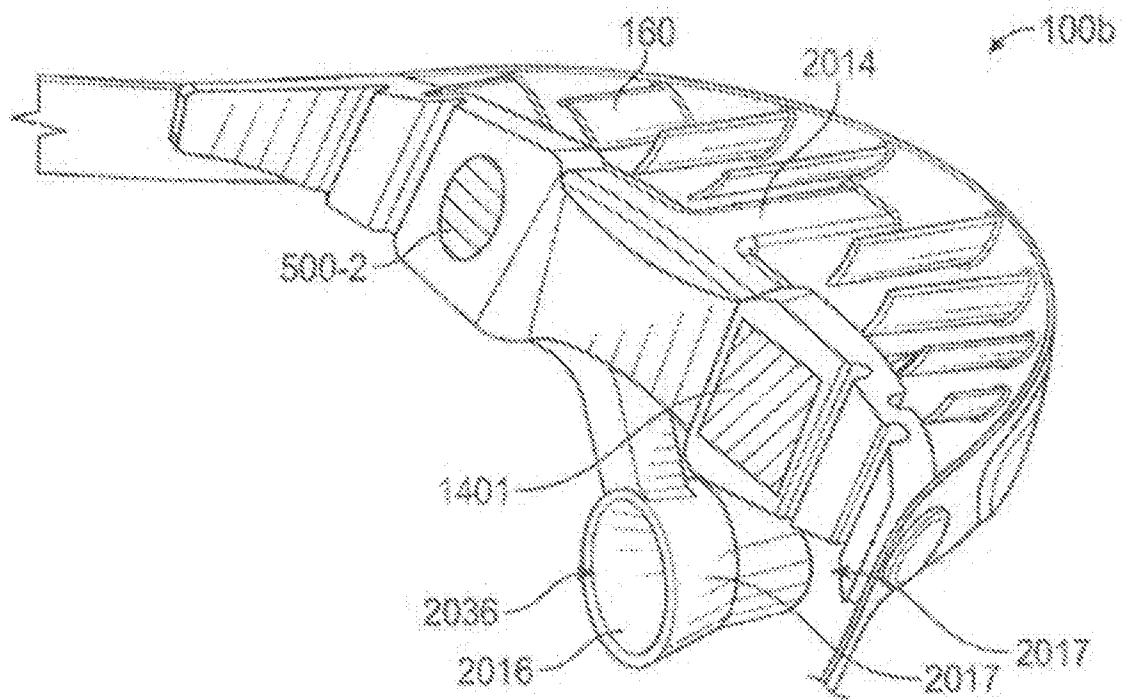


FIG. 17

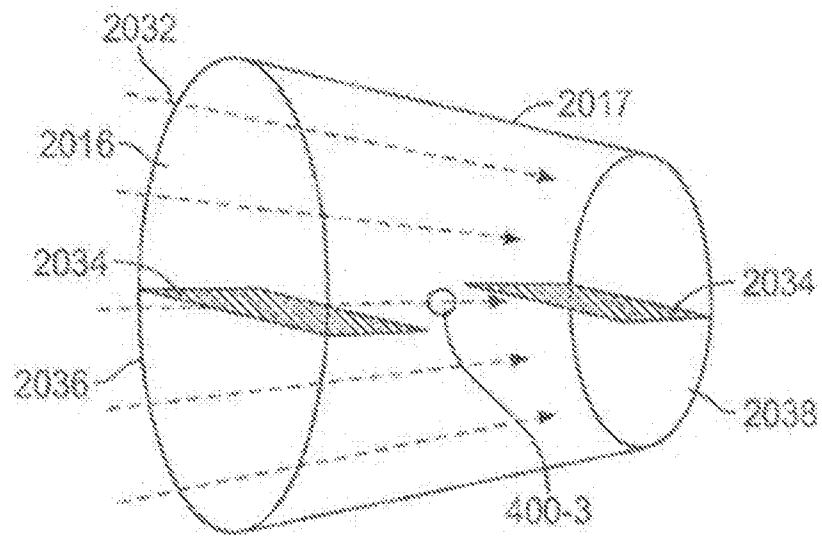


FIG. 18

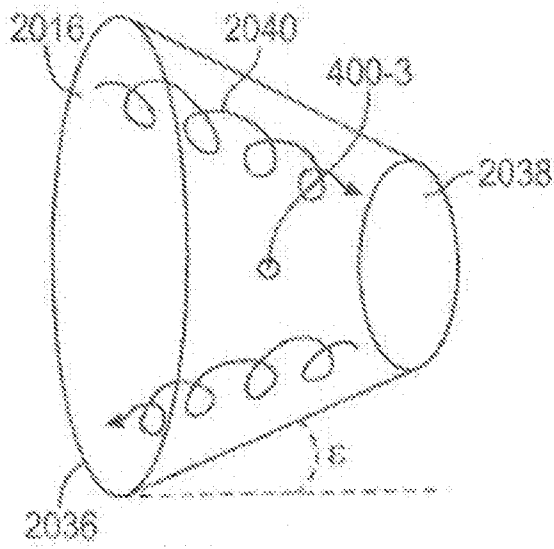


FIG. 19

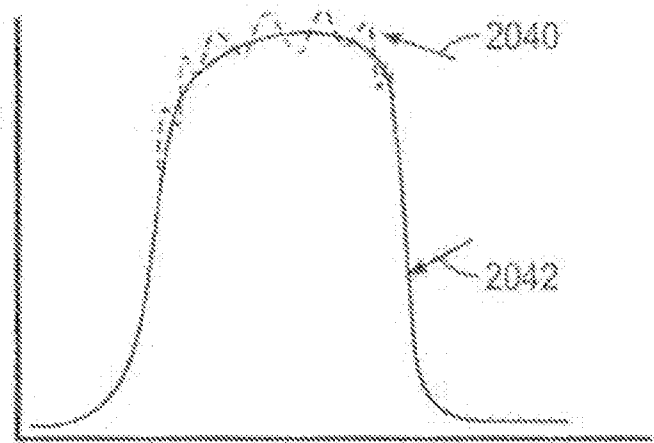


FIG. 20

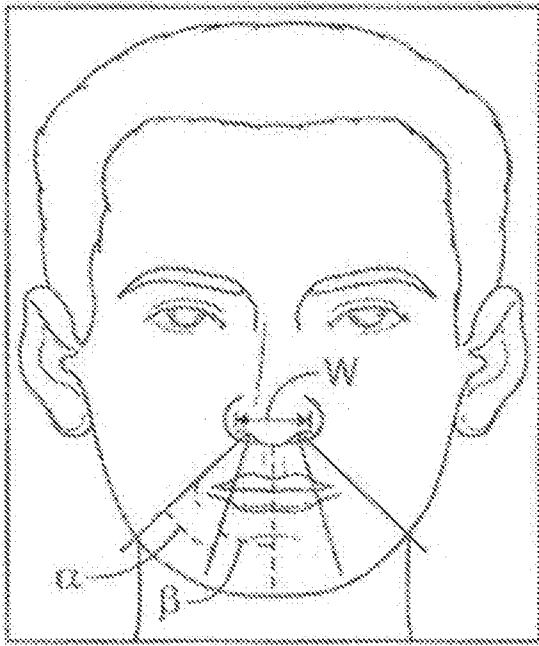


FIG. 21A

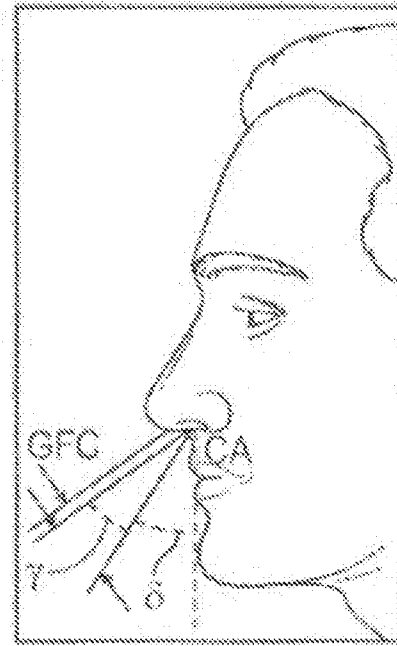


FIG. 21B

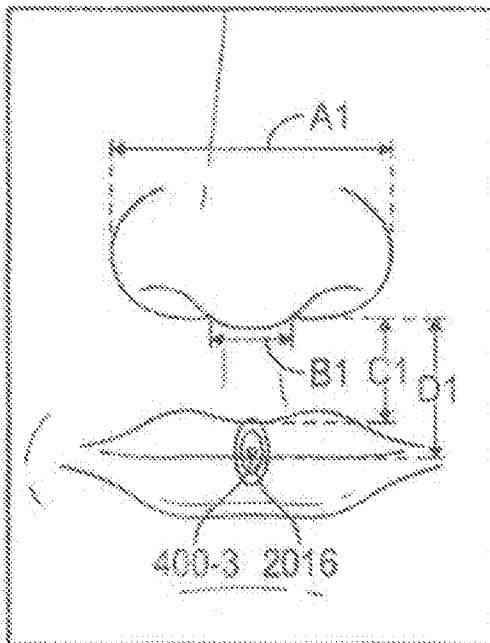


FIG. 22A

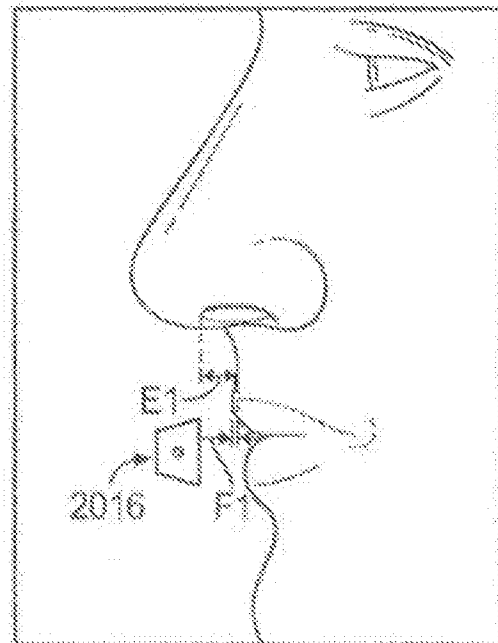


FIG. 22B

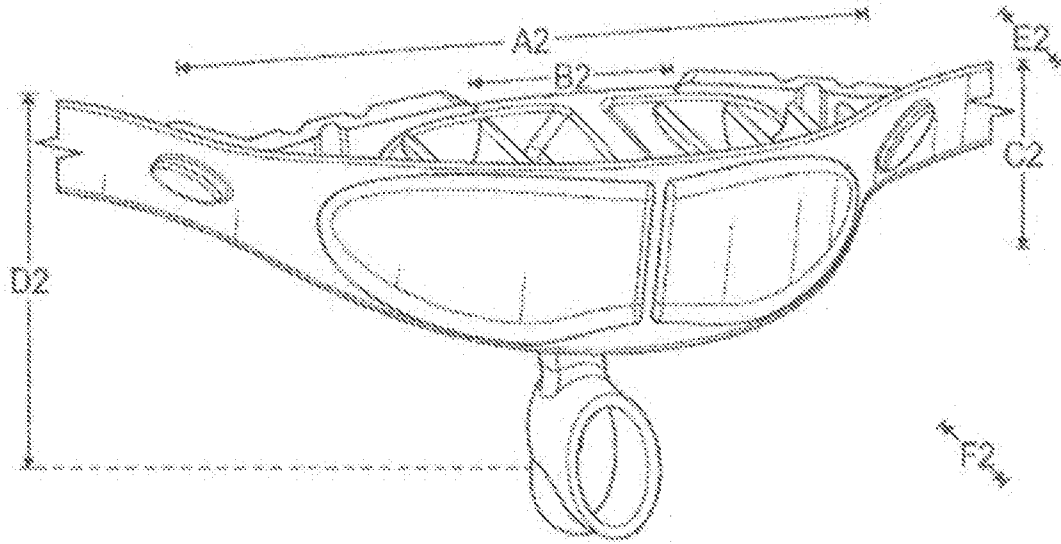


FIG. 23

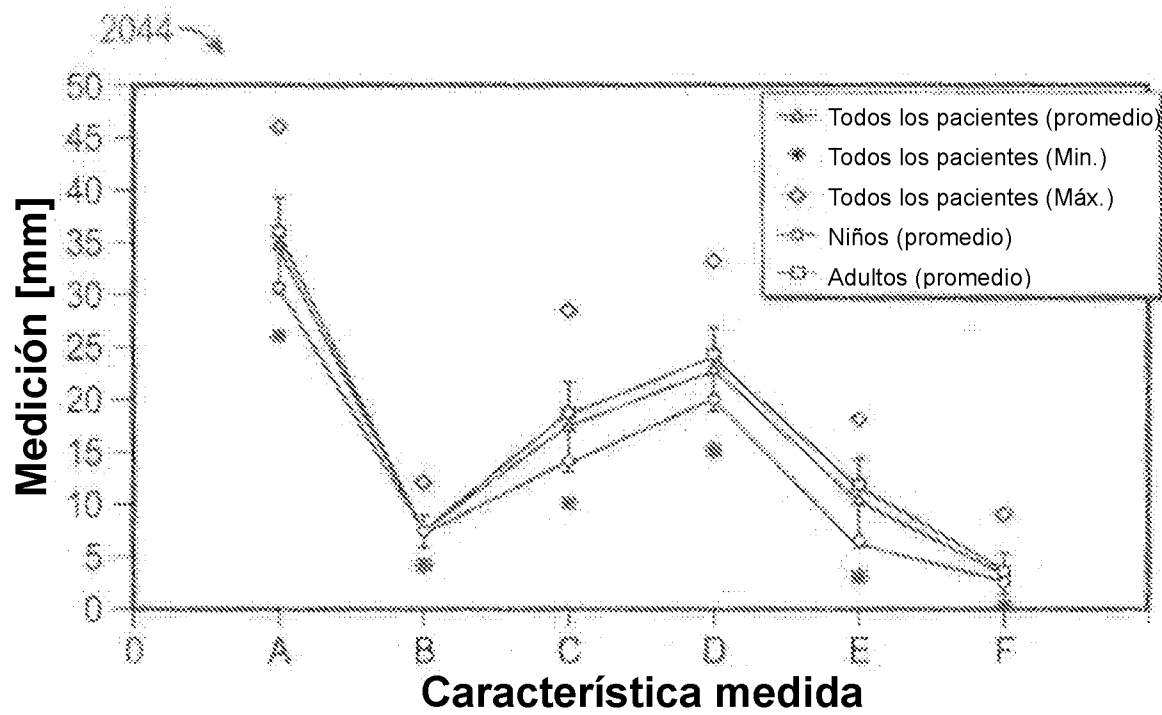


FIG. 24

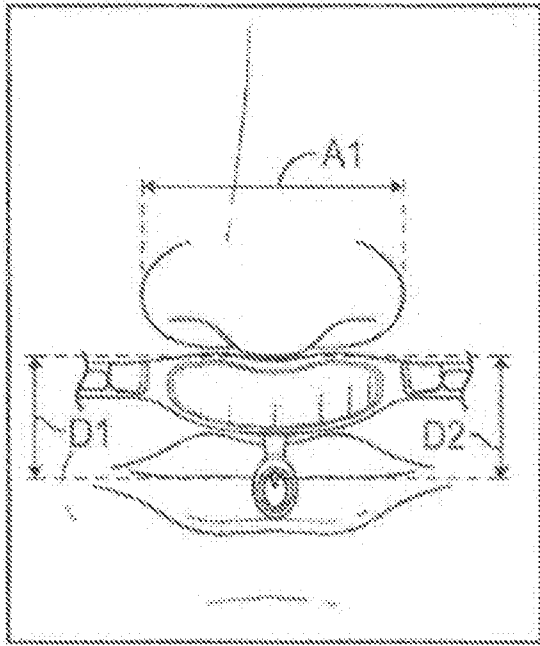


FIG. 25A

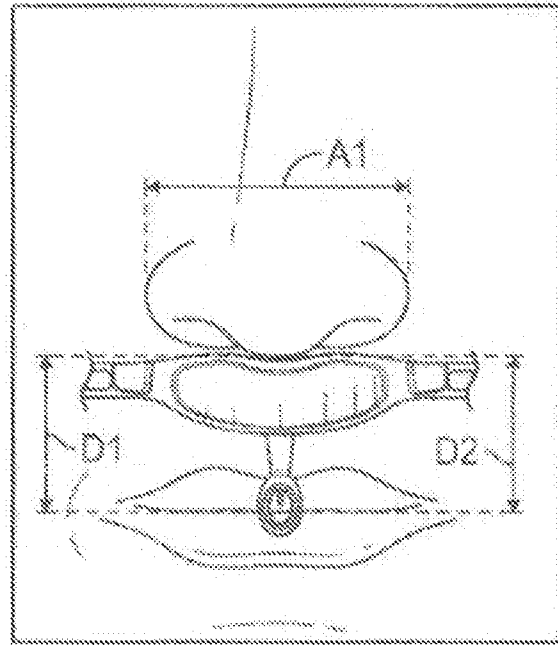


FIG. 25B

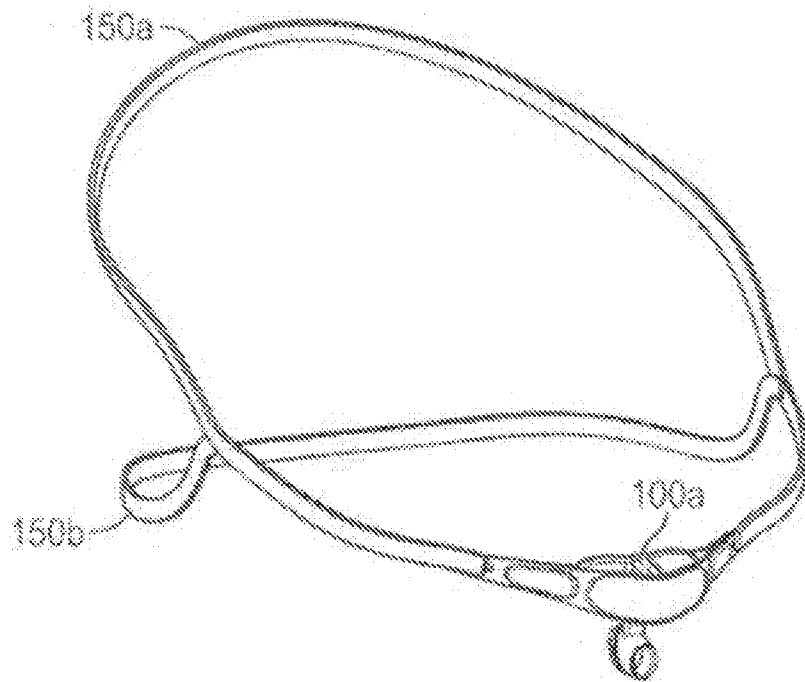


FIG. 26

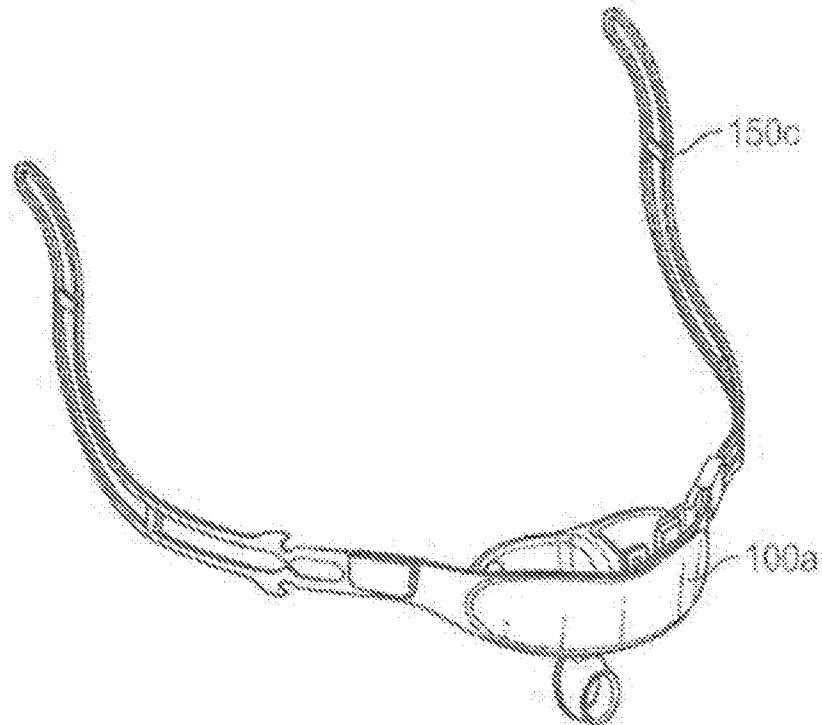


FIG. 27

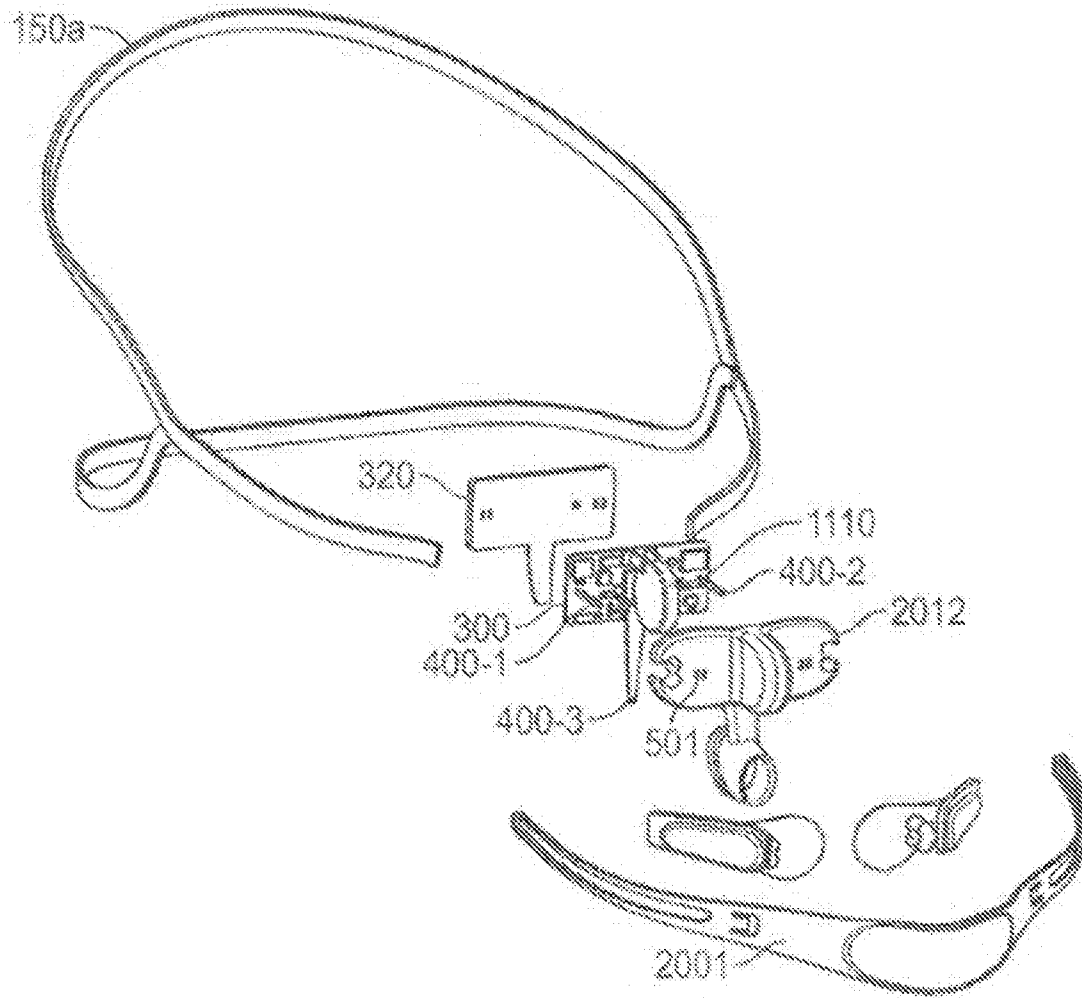


FIG. 28

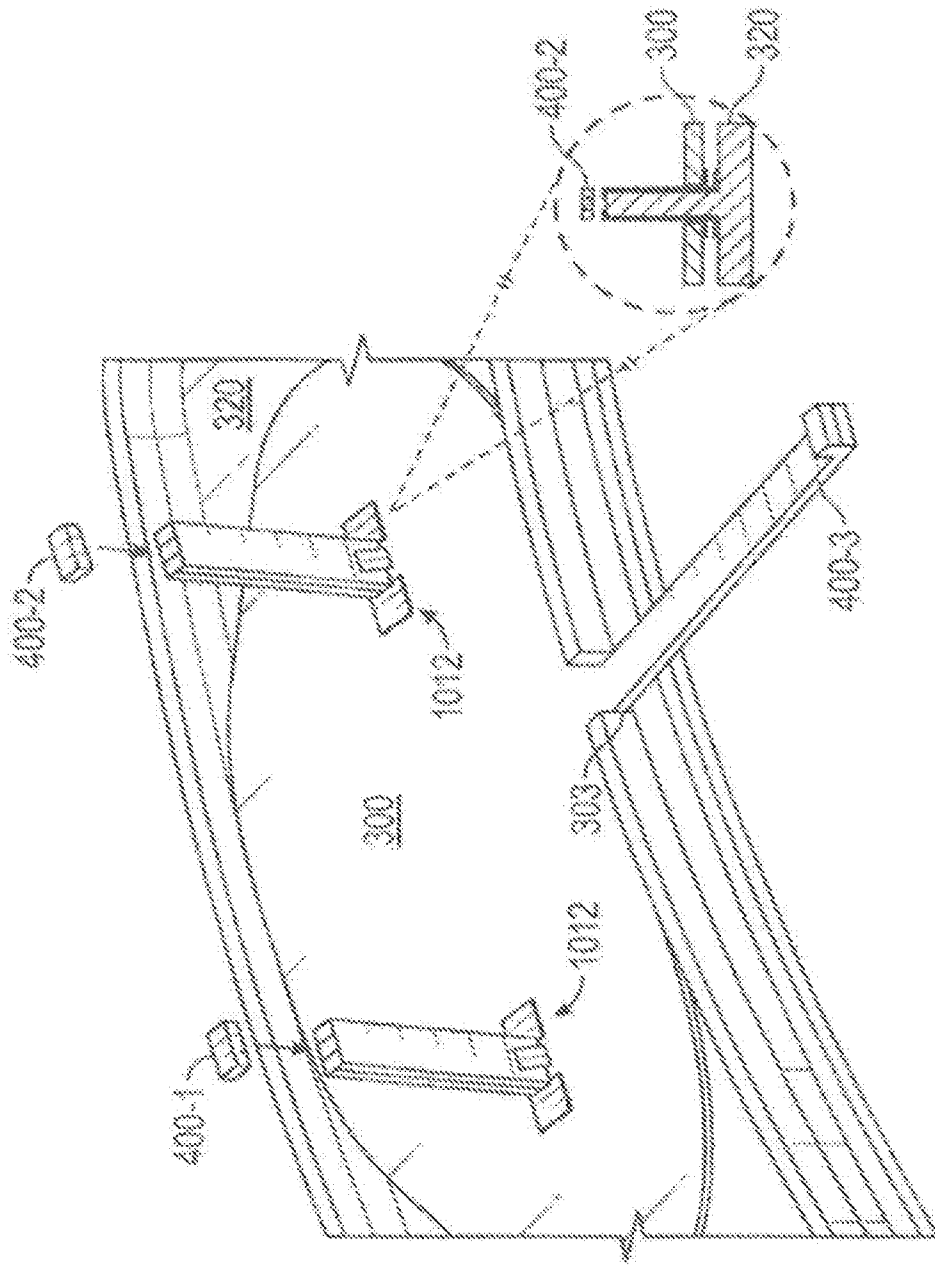


FIG. 29

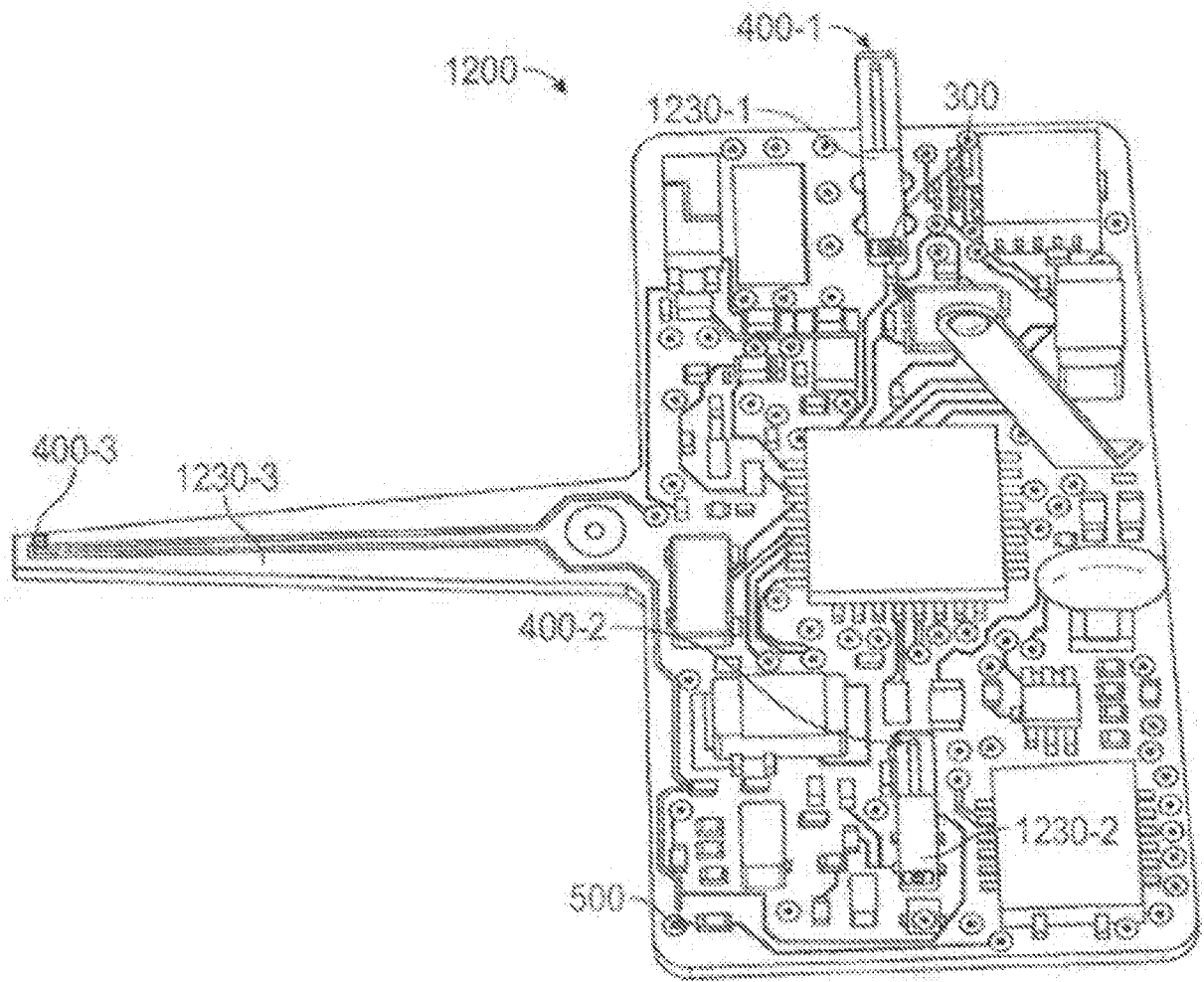


FIG. 30

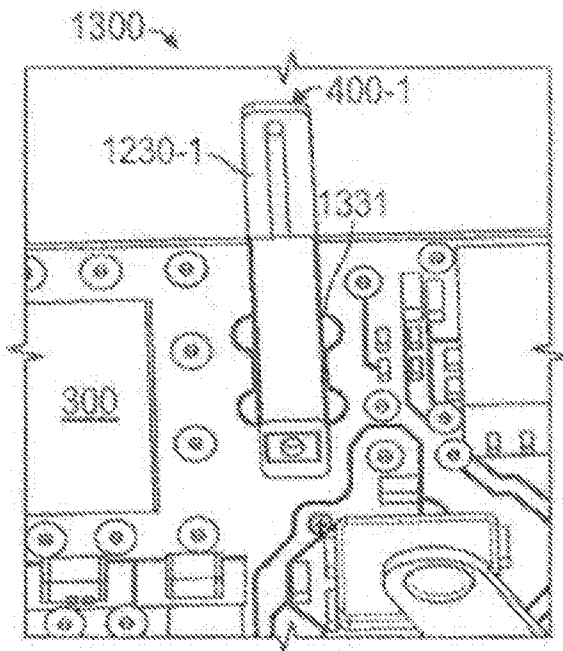


FIG. 31

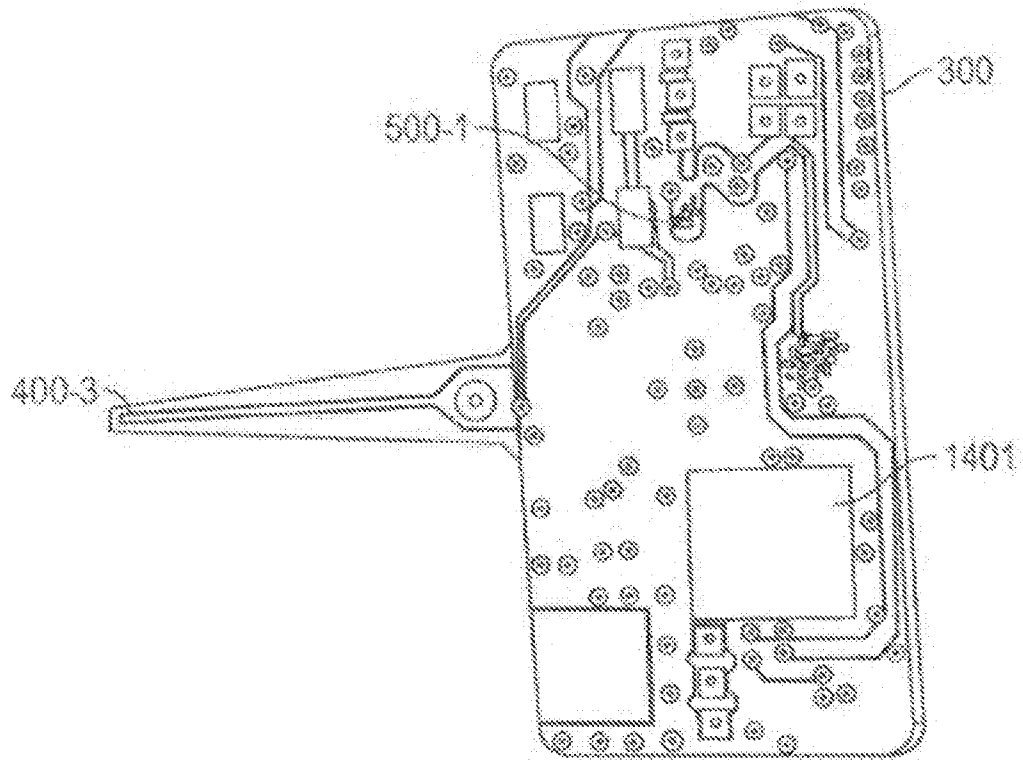


FIG. 32

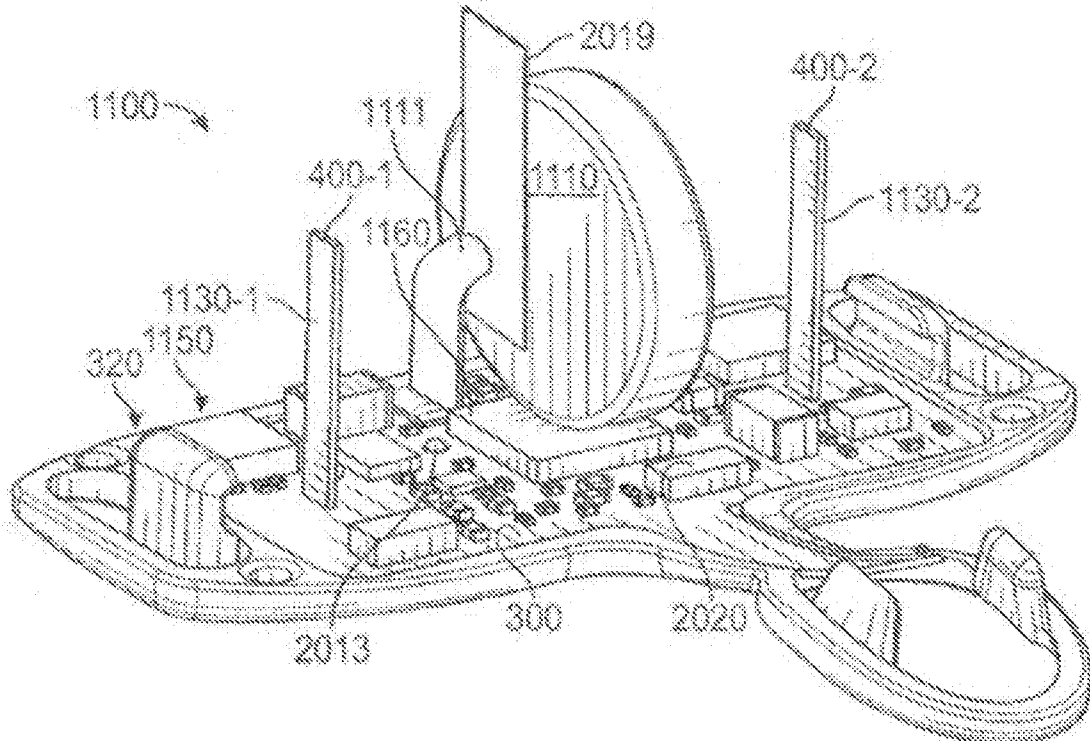


FIG. 33

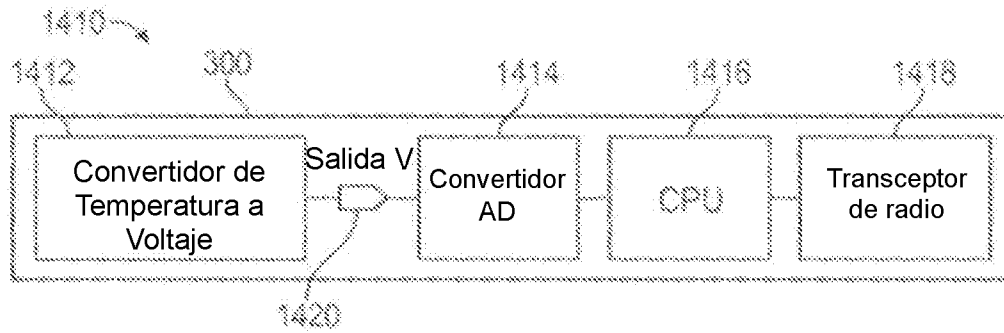


FIG. 34

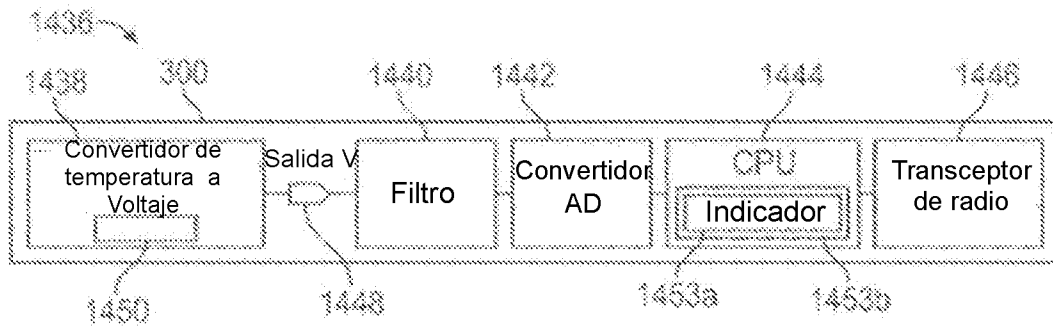


FIG. 35

La temperatura de los termistores en diferentes situaciones.

Sensor colocado y funcionando						
	Aún no colocado	Colocado correctamente y midiendo	Colocado correctamente, Sin Respiración	Suelto	Desconectado o Sin Respiración	Temperatura de funcionamiento superior
1 ^{ero} (Piel)	Aire	Piel	Piel	Aire	Aire	Piel
2 ^{do} (Aire)	Aire	Aire	Aire	Aire	Aire	Piel o sobre
3 ^{ero} (Respiración) Termistores	Aire	Respiración	Aire	Respiración	Aire	
Indicador de Respiración	No	Sí	Sí	Sí	No	
Sensor	Aire	Piel	Piel	Aire	Aire	Piel
Posible Alarma			Sin Respiración	Sensor suelto	Sin Respiración/ Sensor desconectado	Error de funcionamiento

FIG. 36

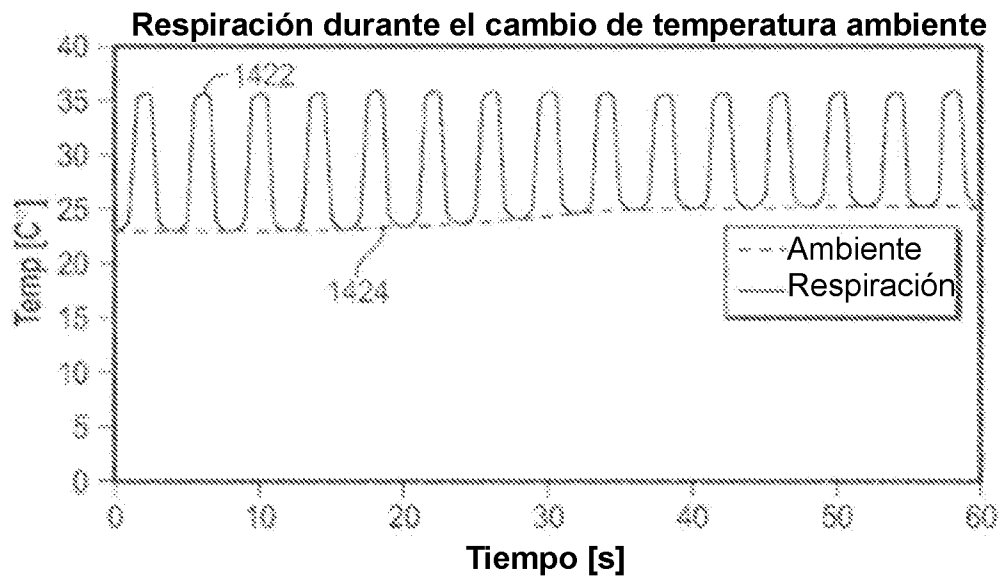


FIG. 37

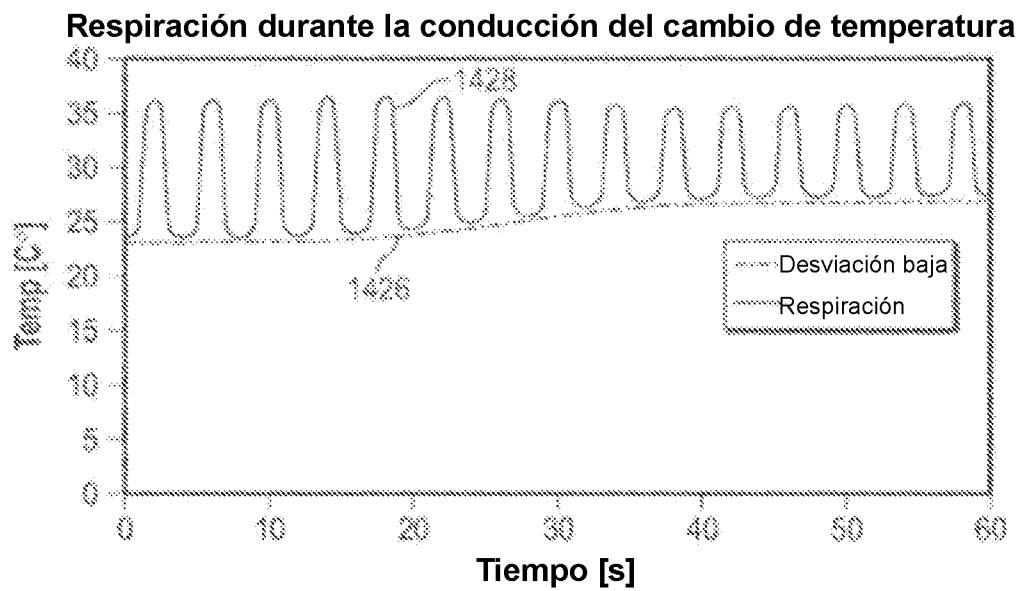


FIG. 38

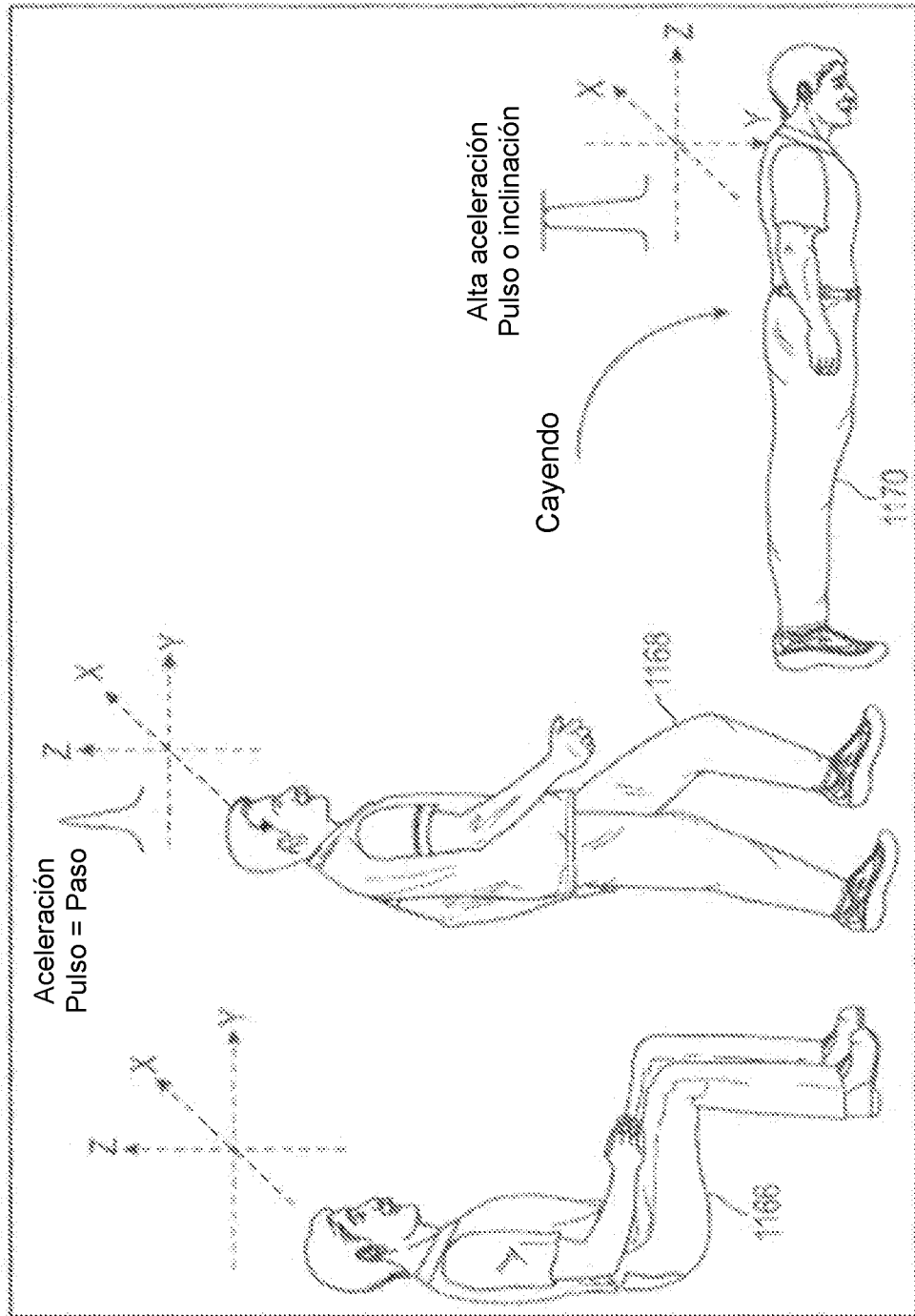


FIG. 39

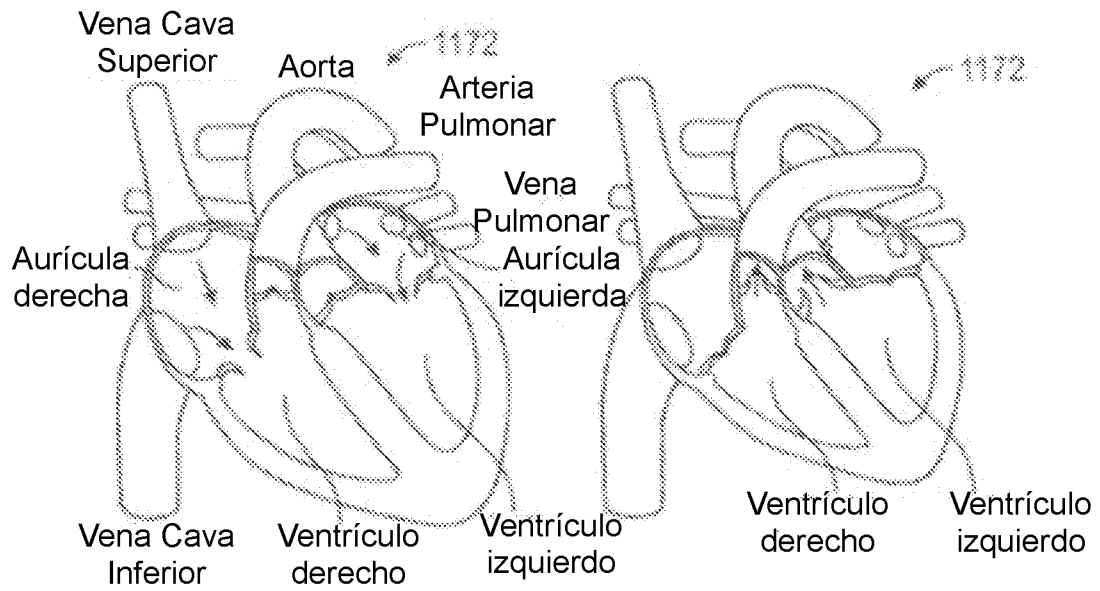


FIG. 40

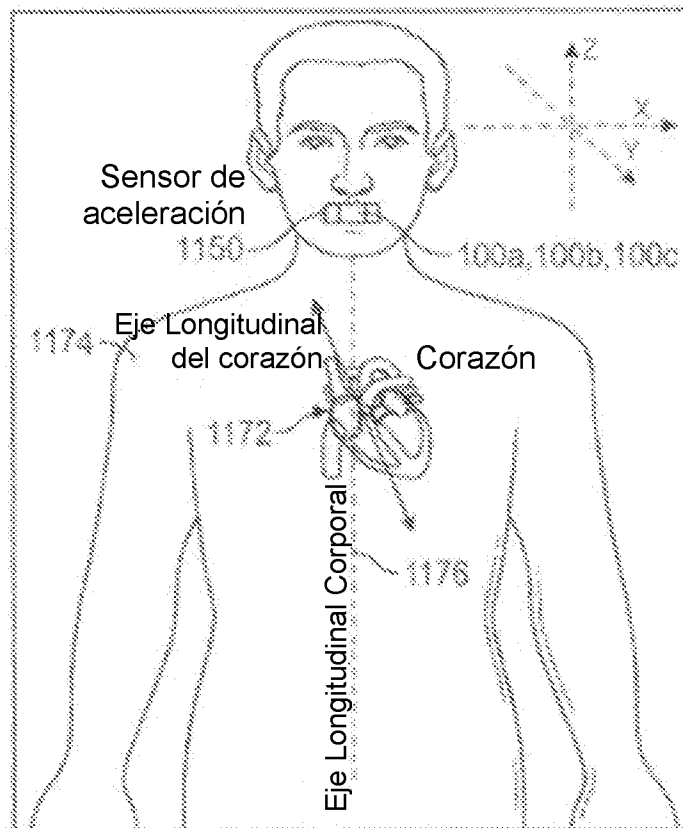


FIG. 41

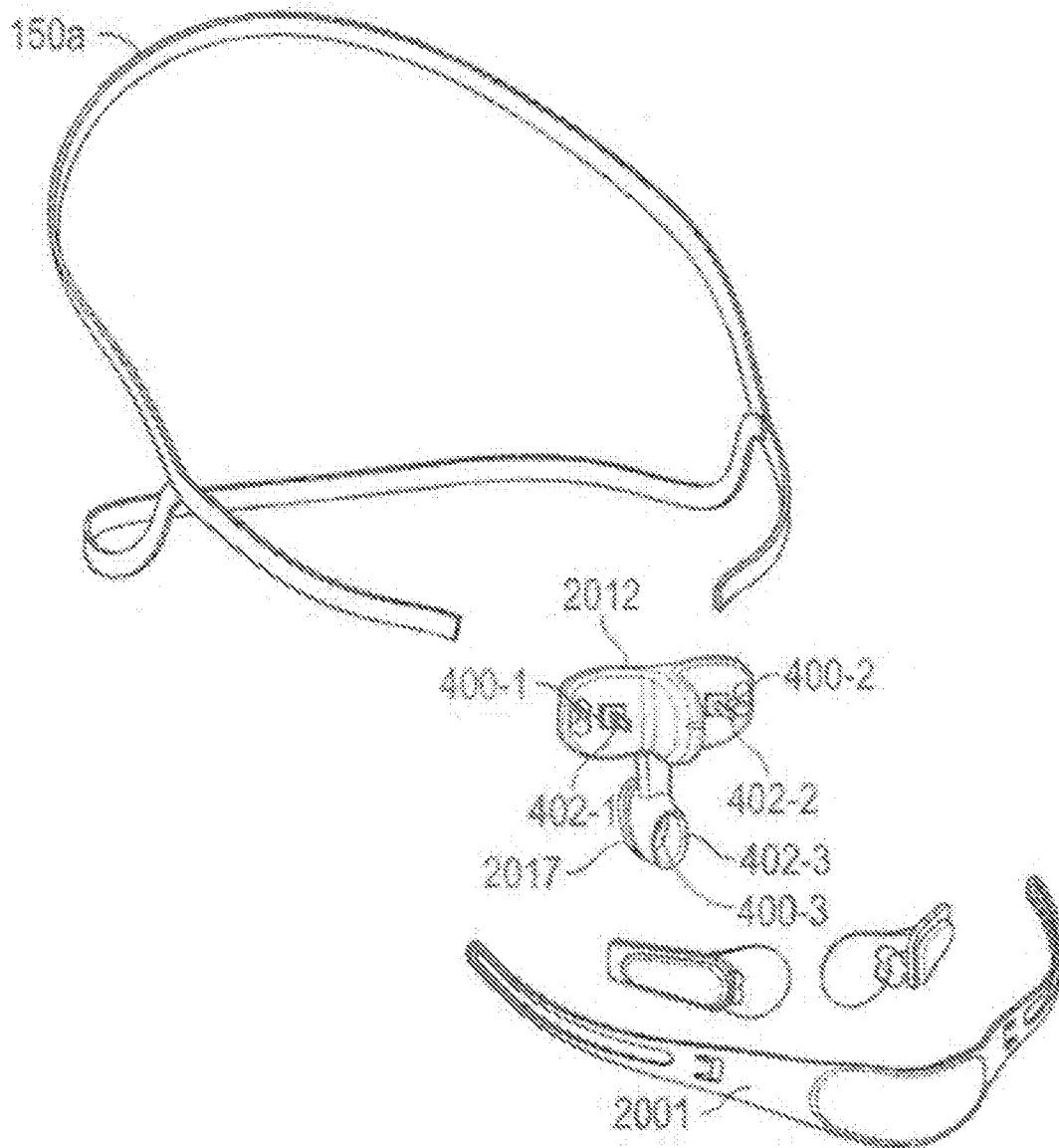


FIG. 42A

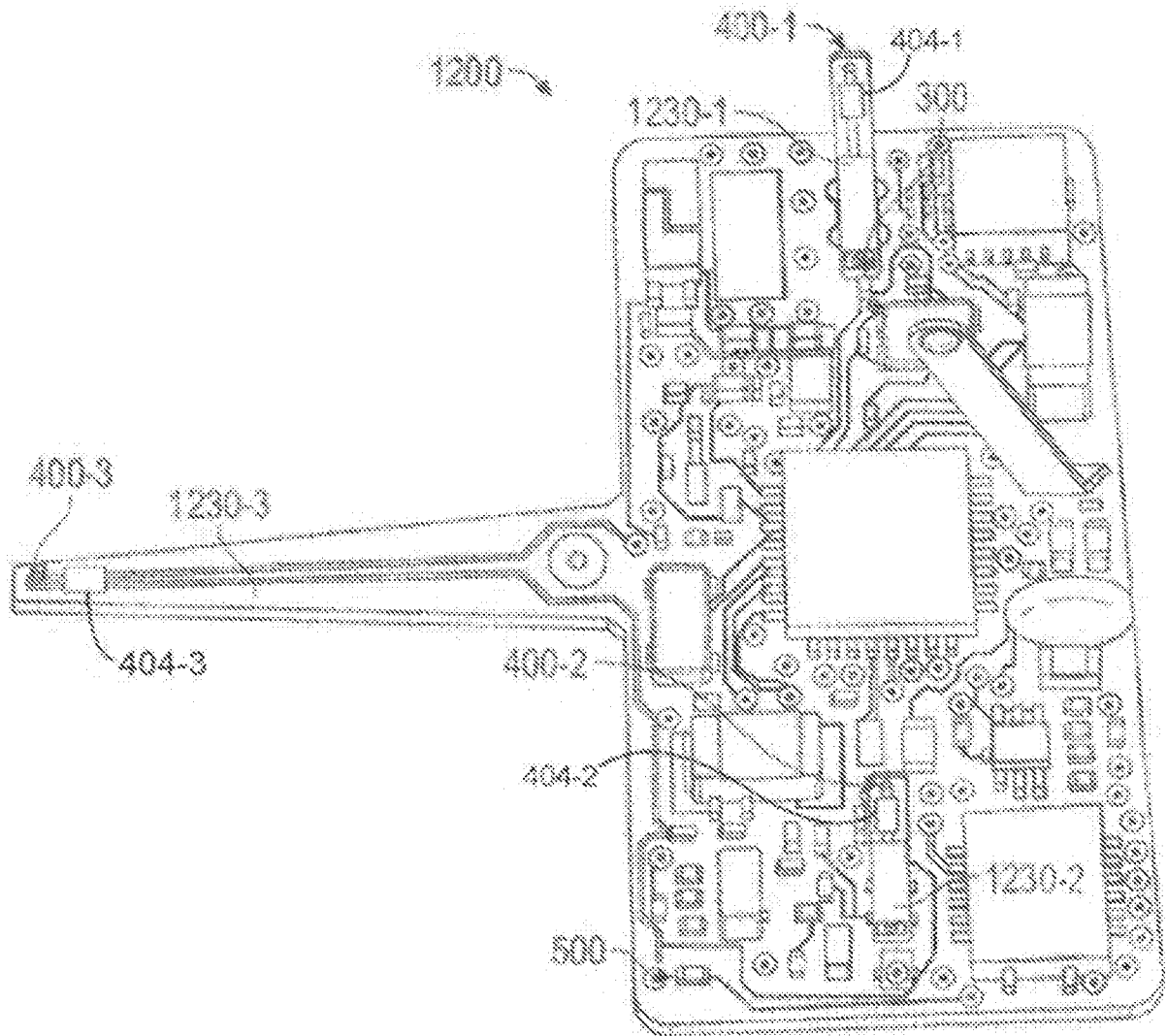


FIG. 42B

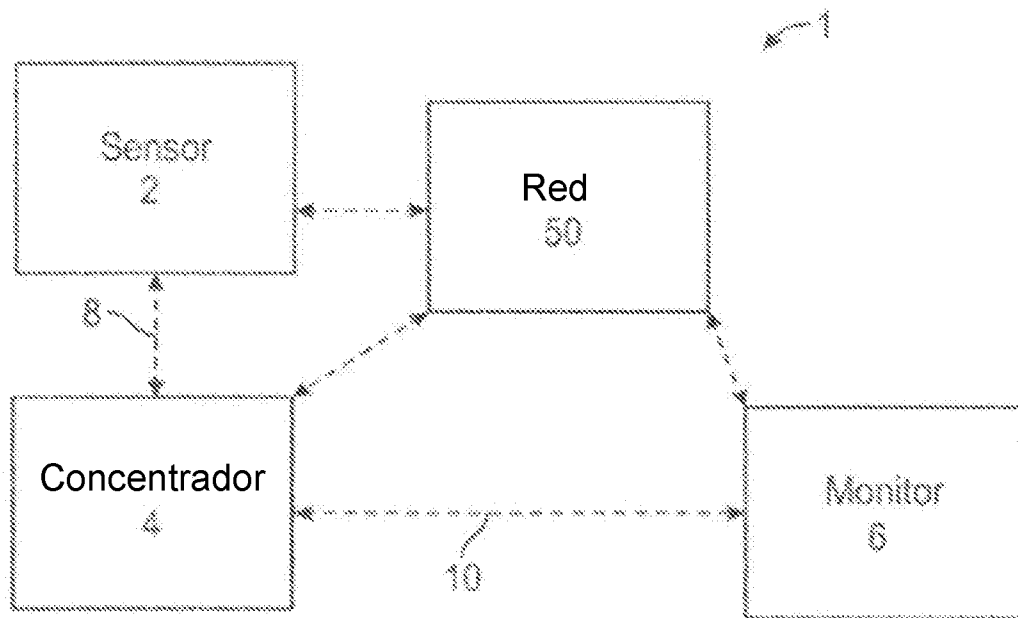


FIG. 43

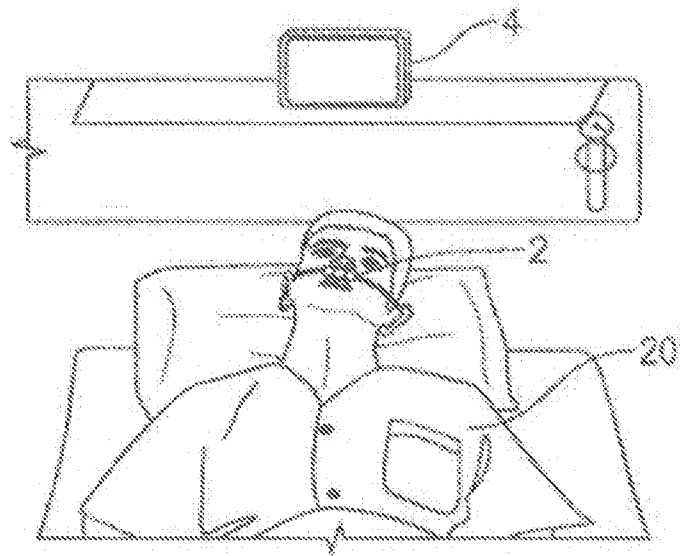


FIG. 44

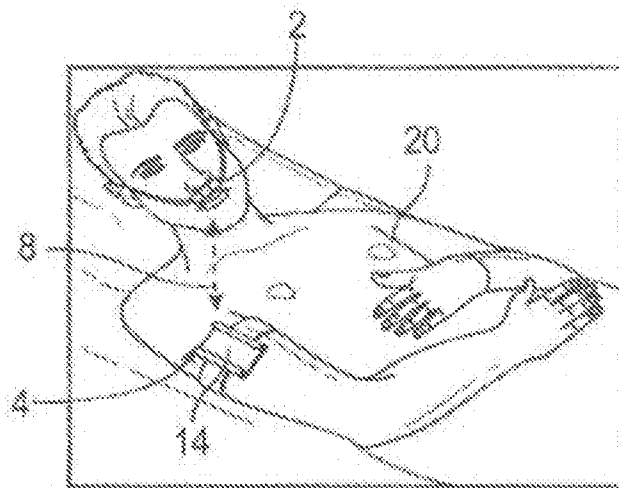


FIG. 45

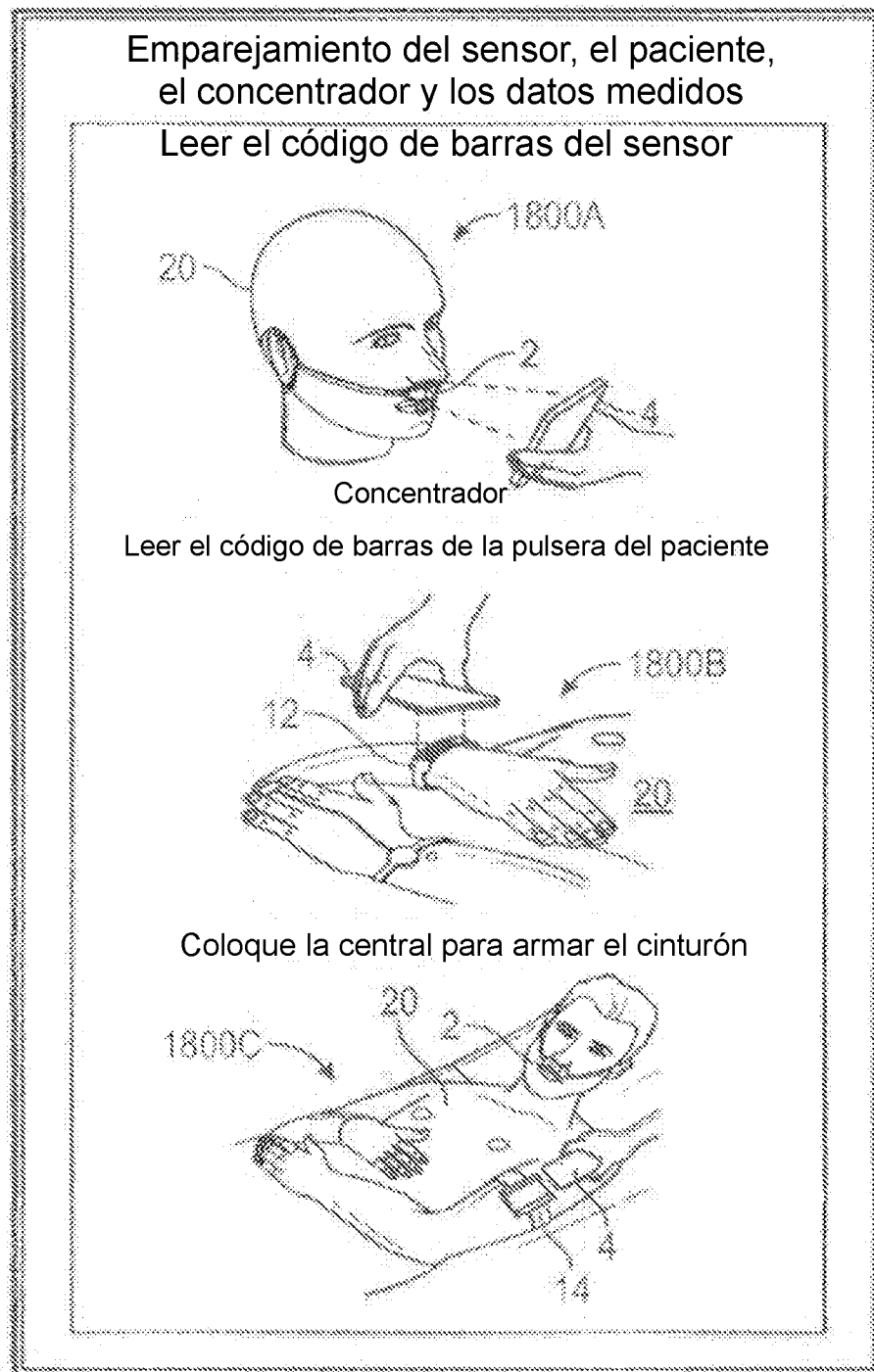


FIG. 46

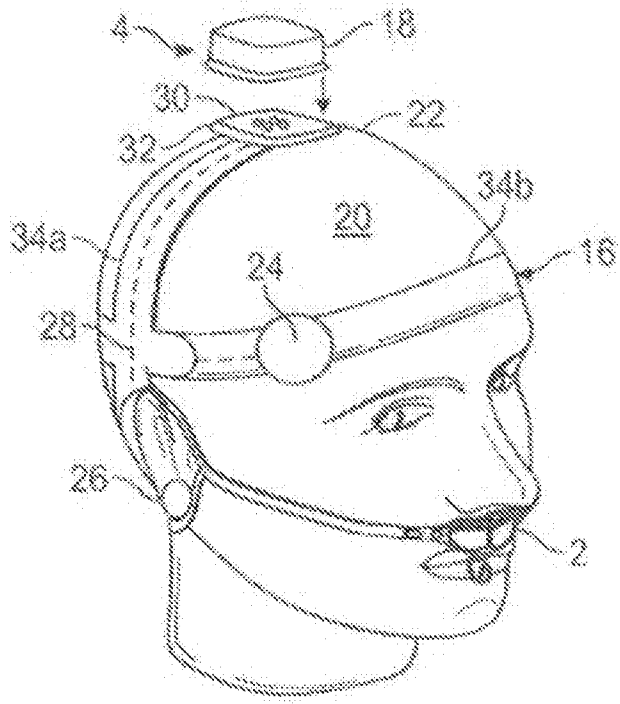


FIG. 47

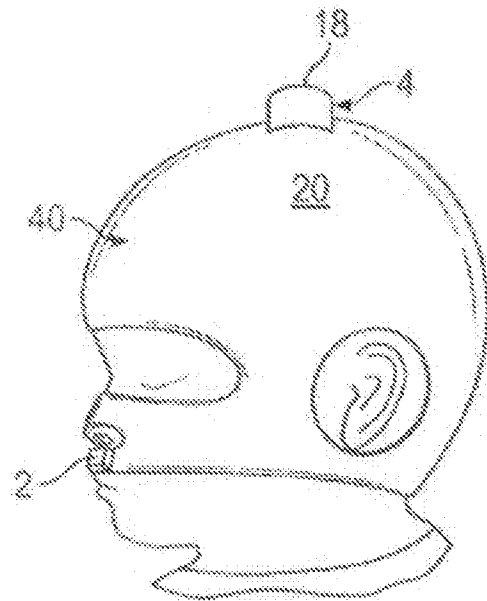


FIG. 48

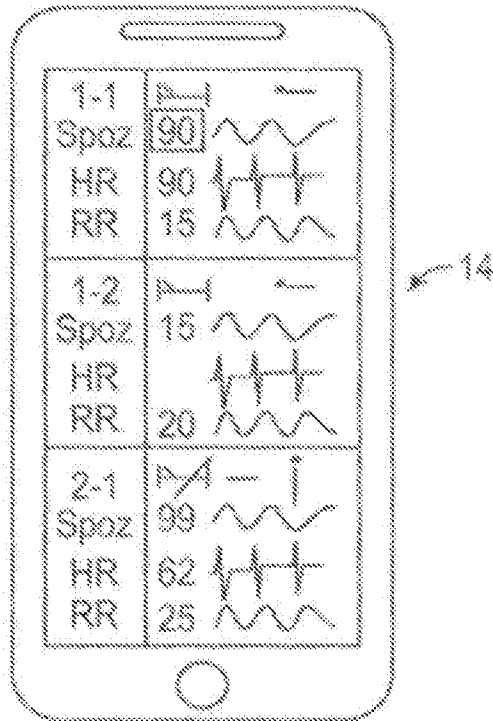


FIG. 49

Lugar	SpO2	HR	HR	Pos/Cama	Lugar	SpO2	HR	HR	Pos/Cama
1-1	90	90	15		4	90	90	15	
1-2	99	62	20		5	99	62	20	
2	98	60	23		6	98	60	23	
3-1	99	65	—		7-1	99	65	—	
3-2	99	56	12		7-2	99	56	12	

FIG. 50

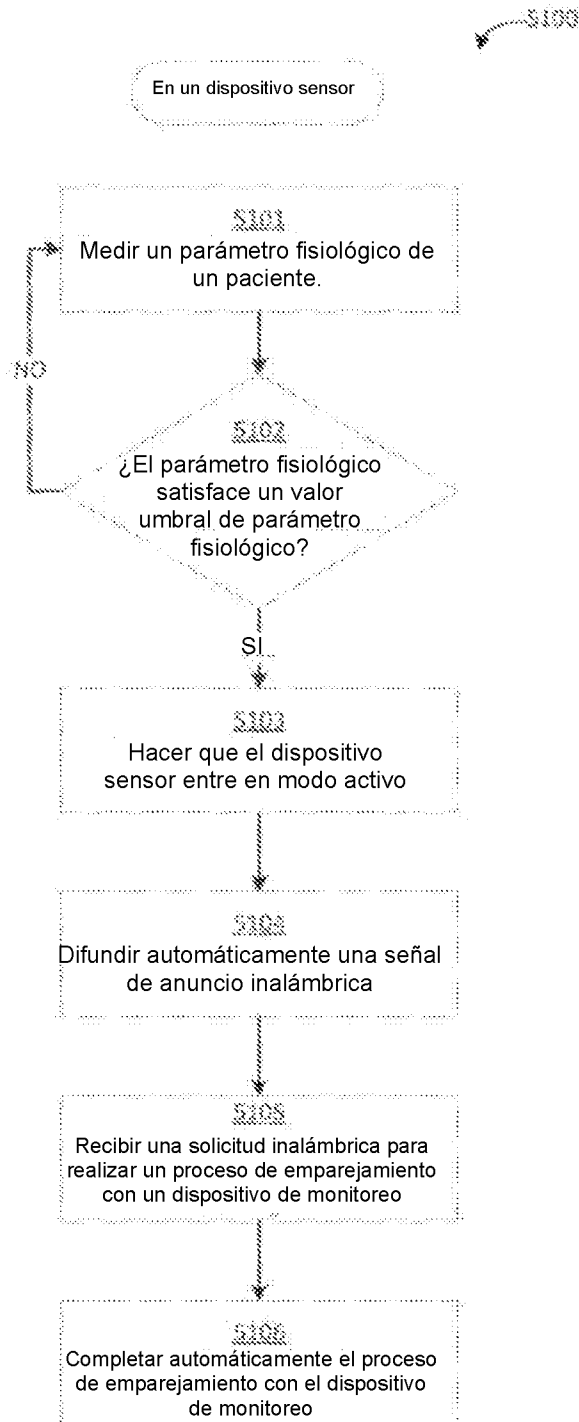


FIG. 51

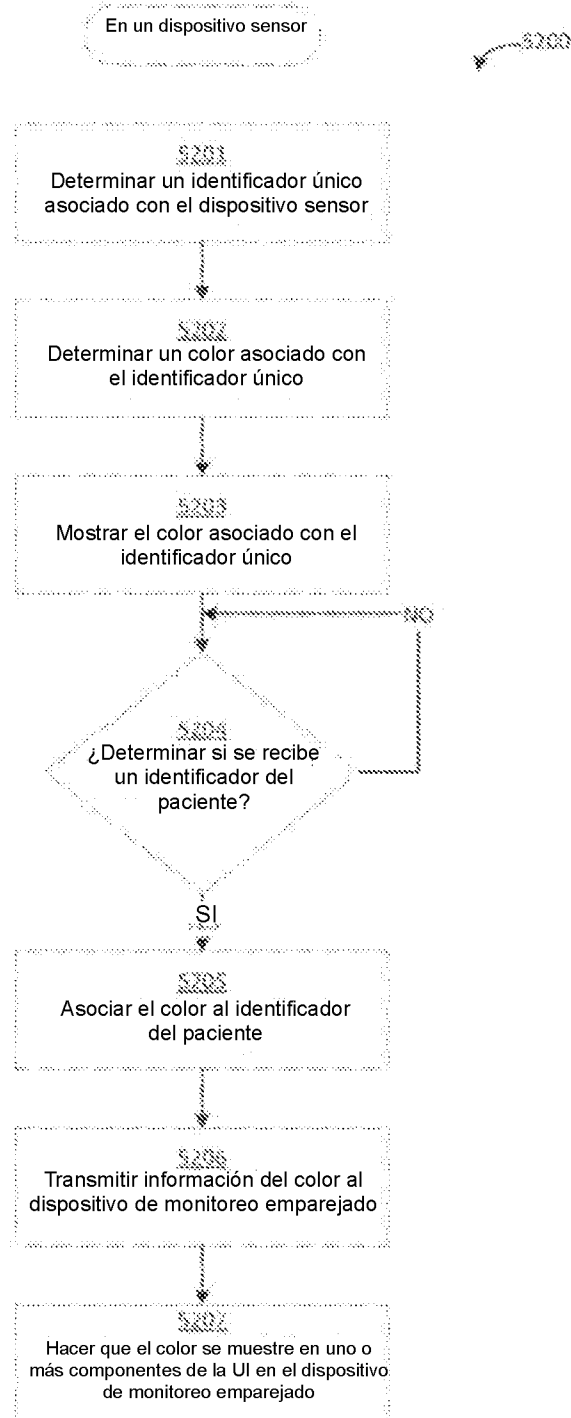


FIG. 52

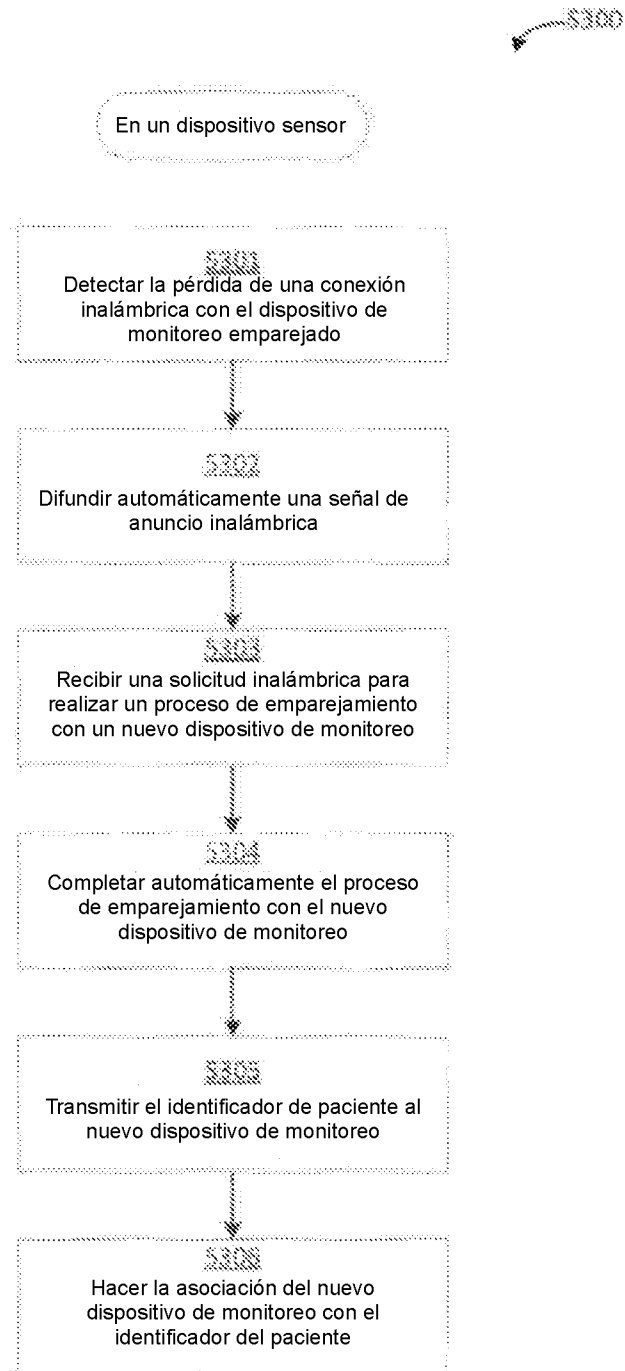


FIG. 53

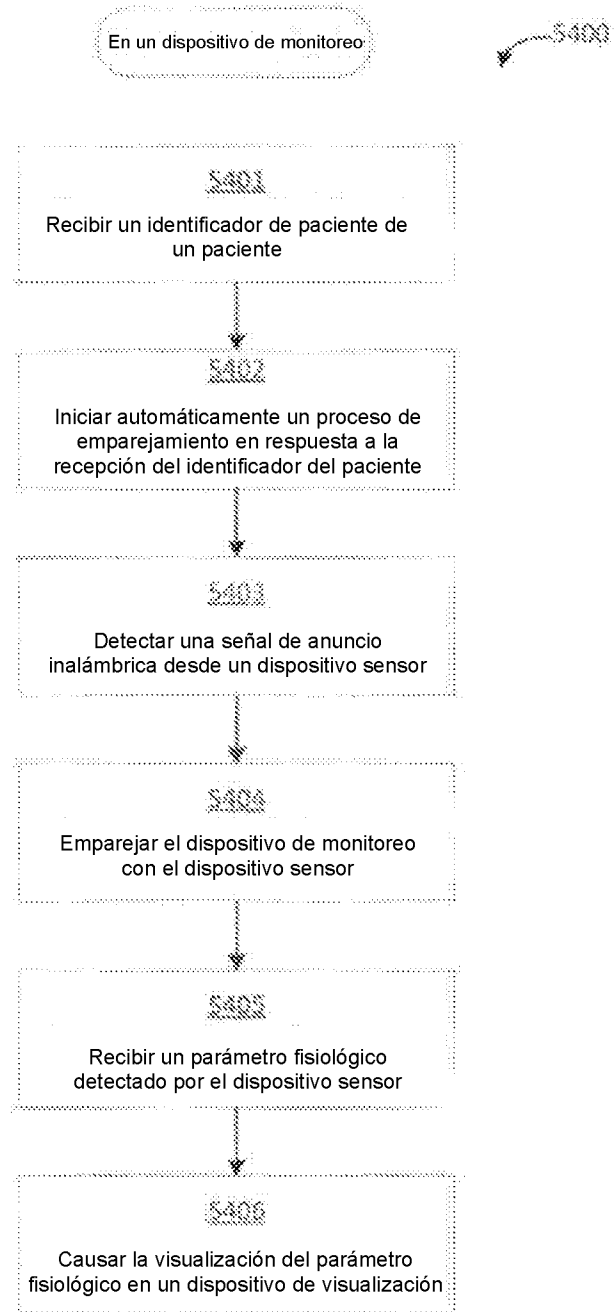


FIG. 54

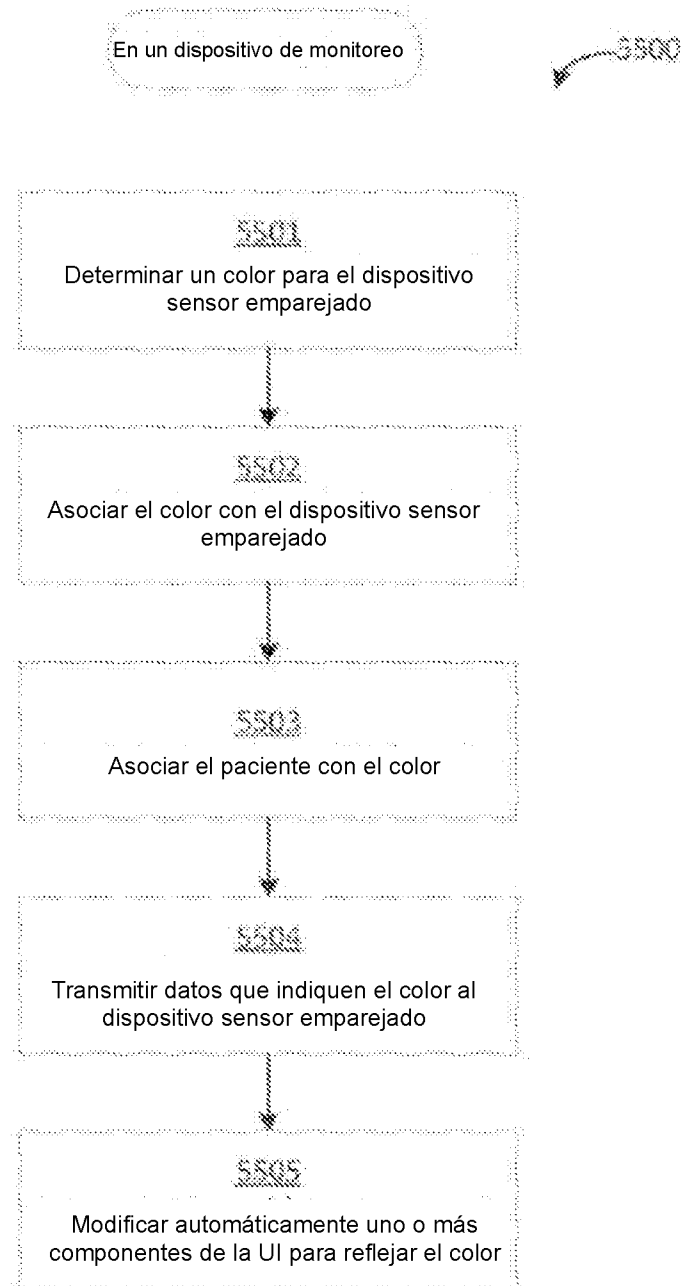


FIG. 55

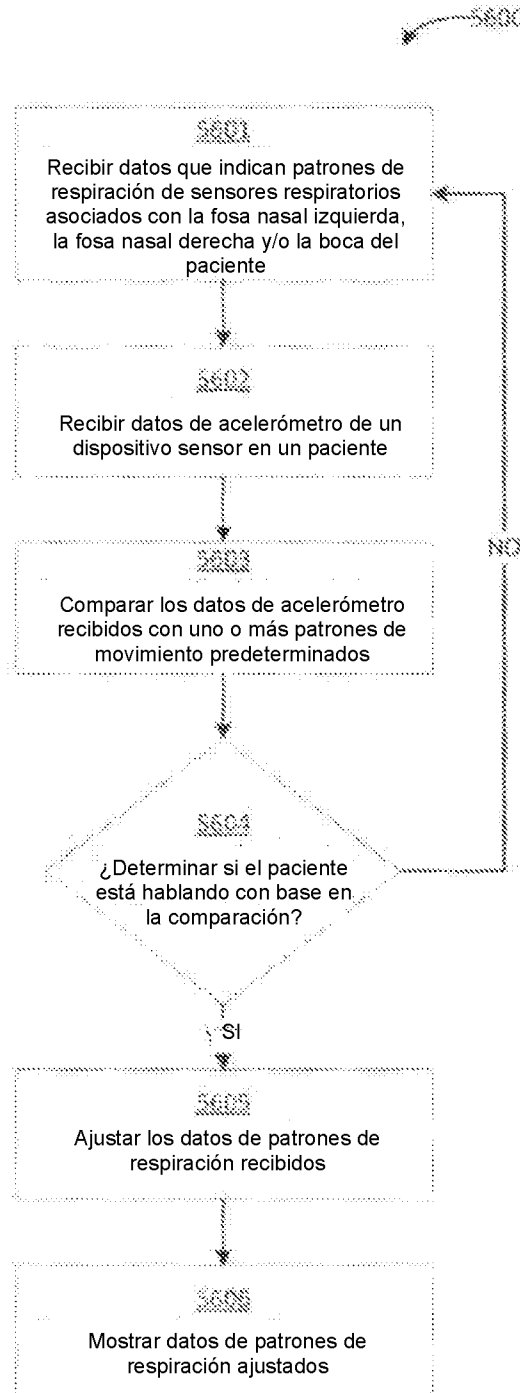


FIG. 56

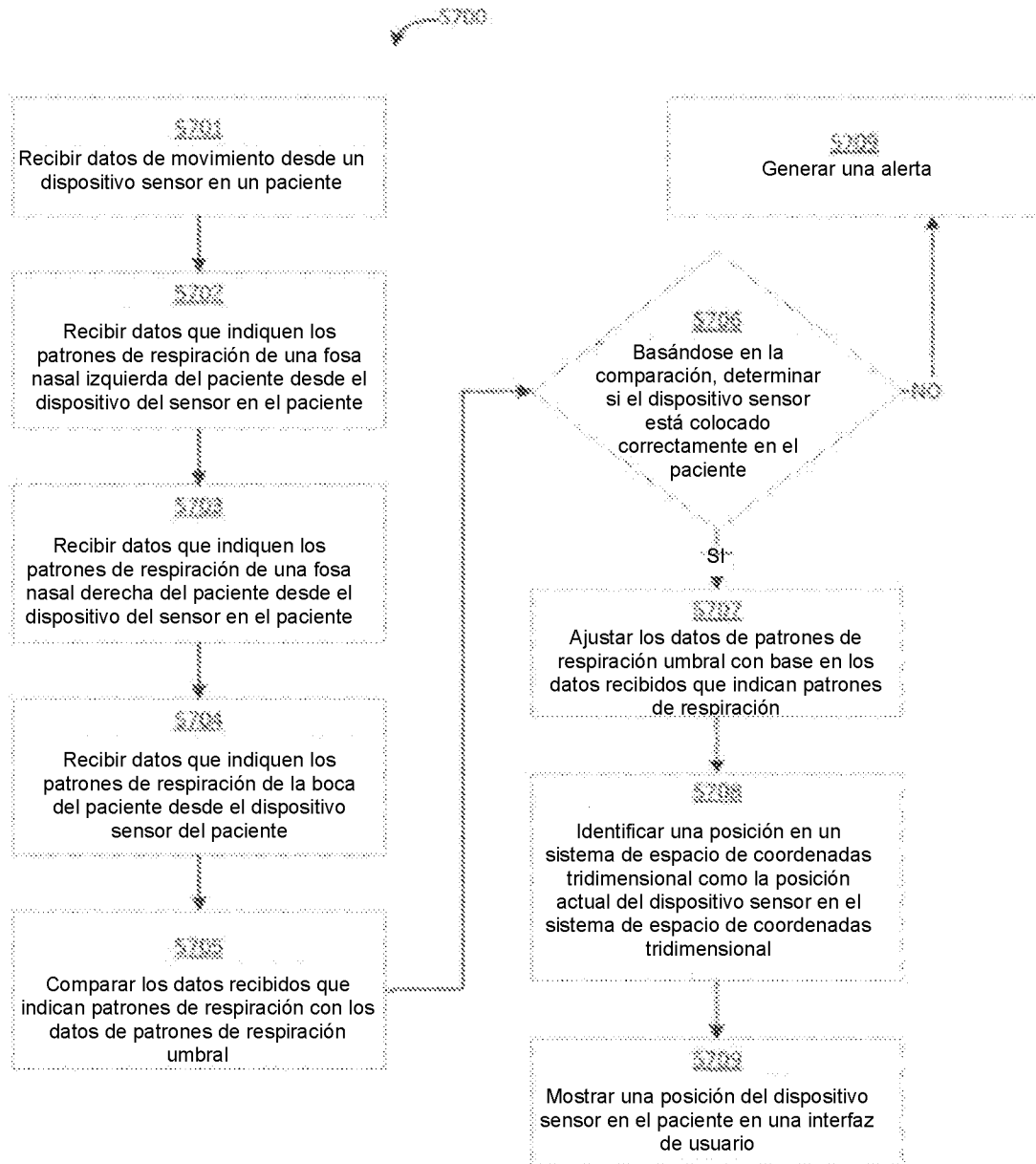


FIG. 57

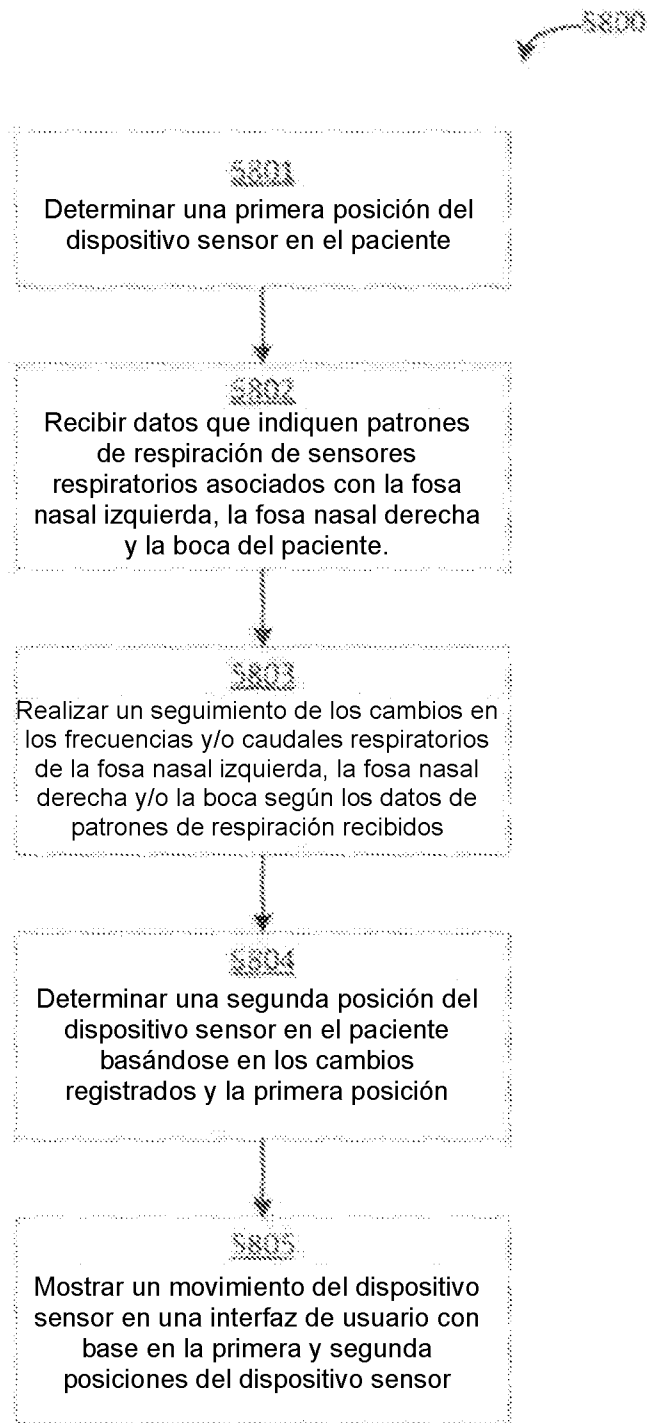


FIG. 58

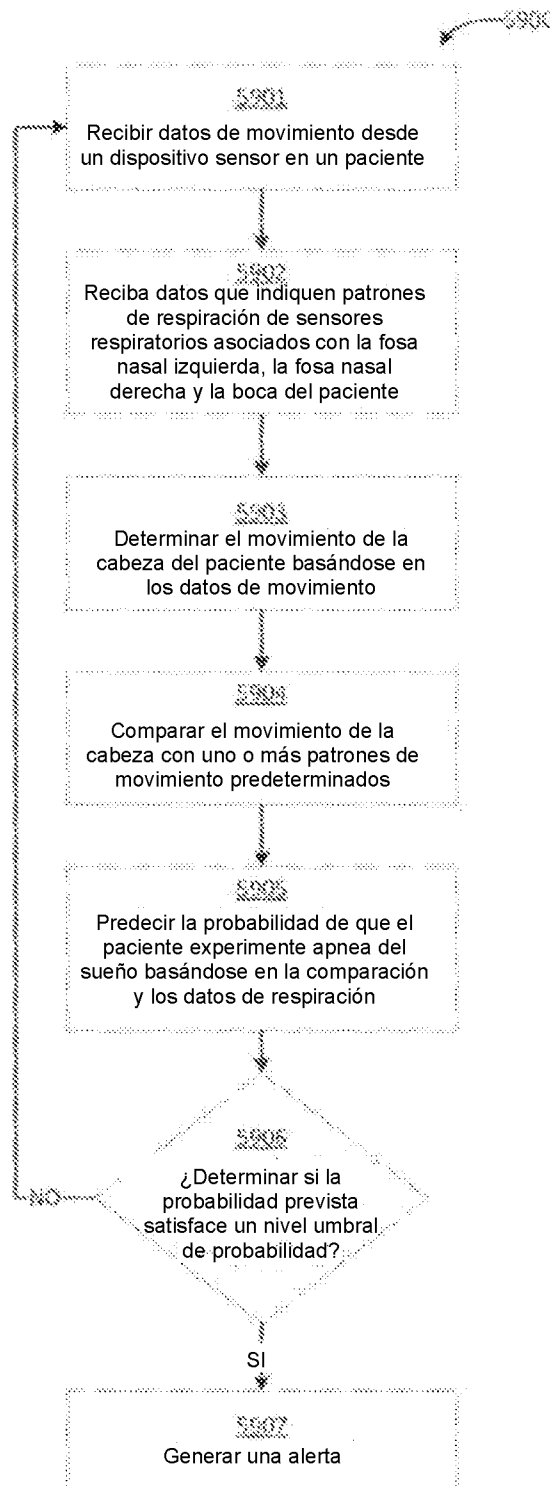


FIG. 59

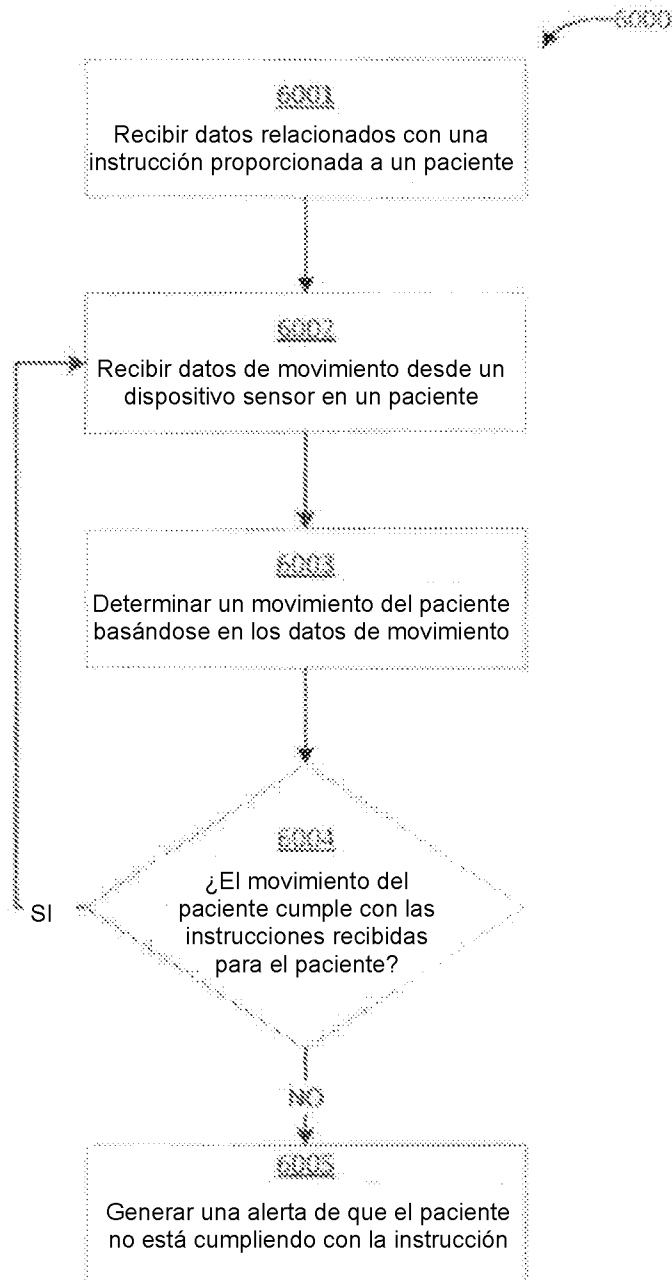


FIG. 60

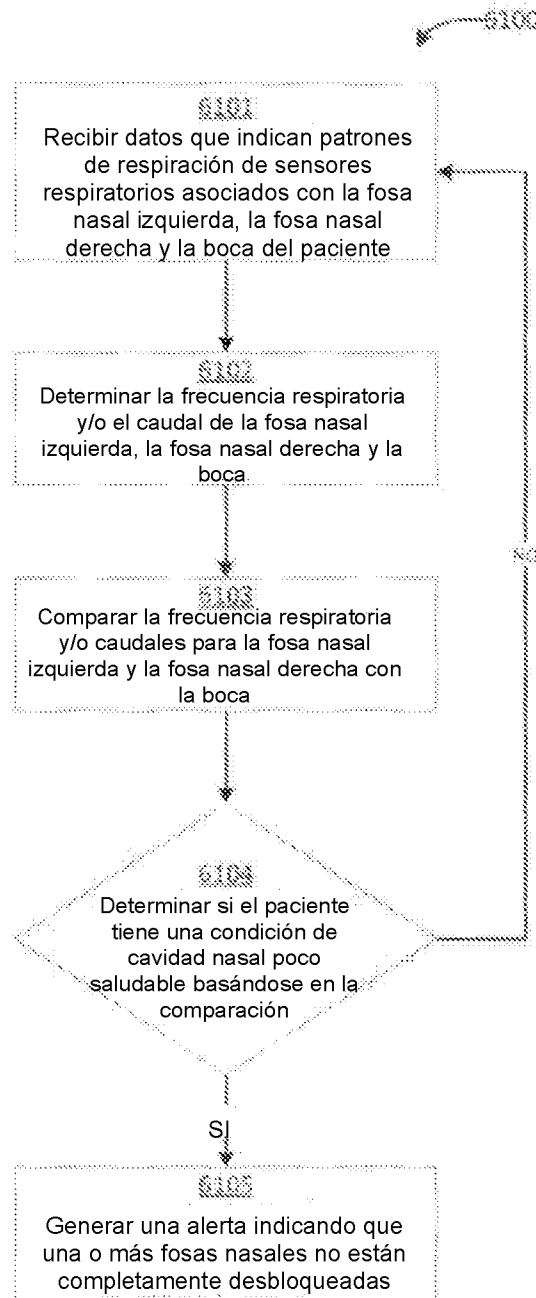


FIG. 61

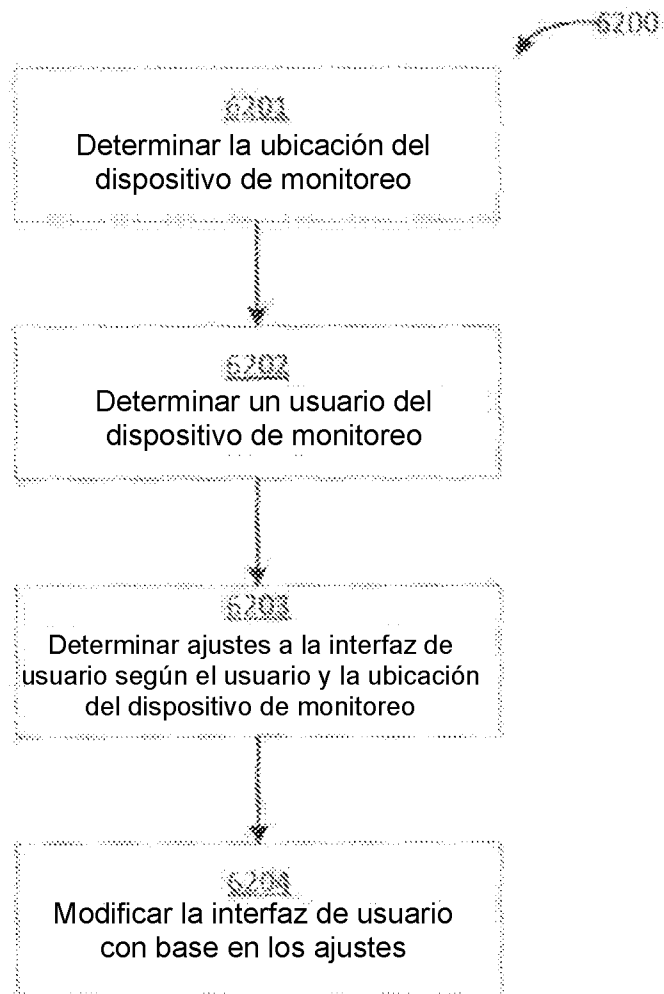


FIG. 62

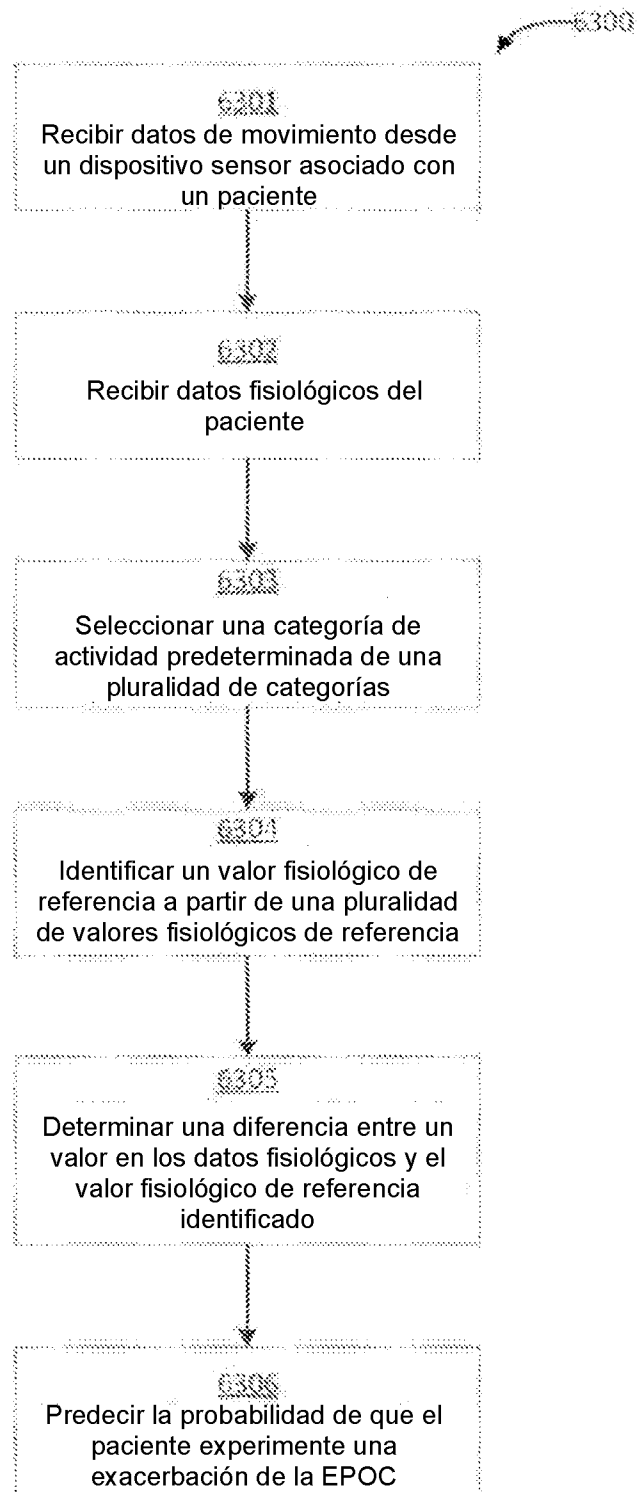


FIG. 63

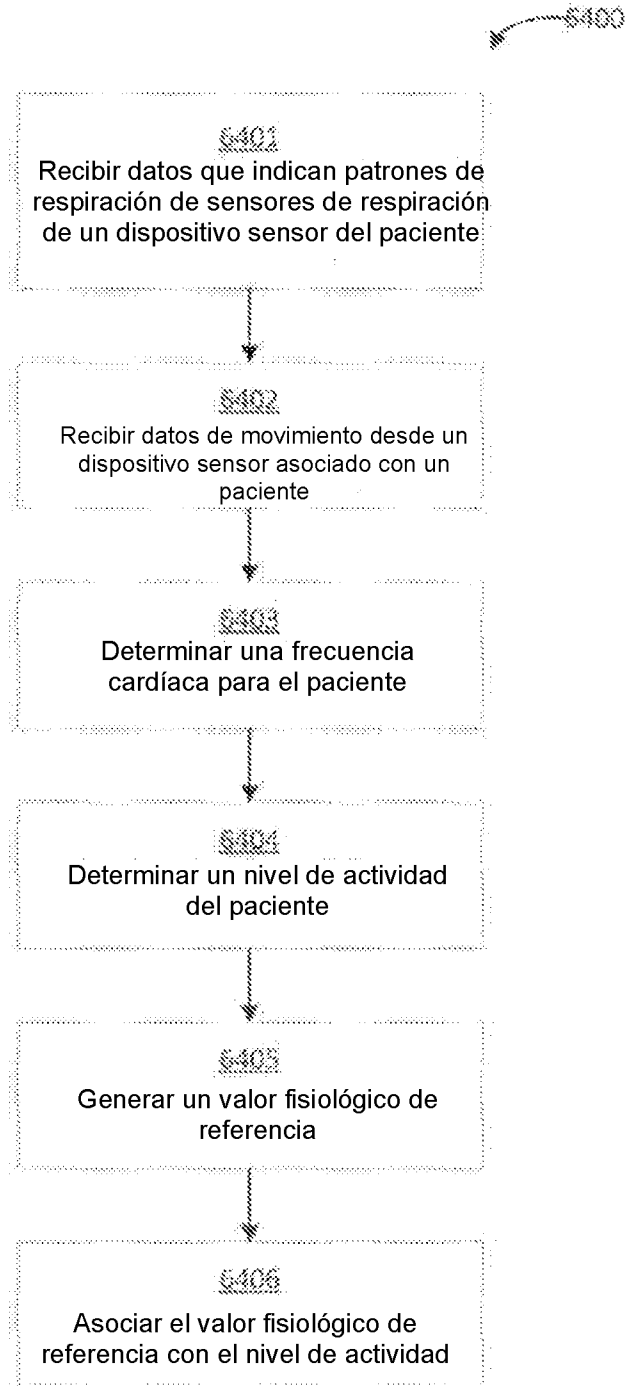


FIG. 64

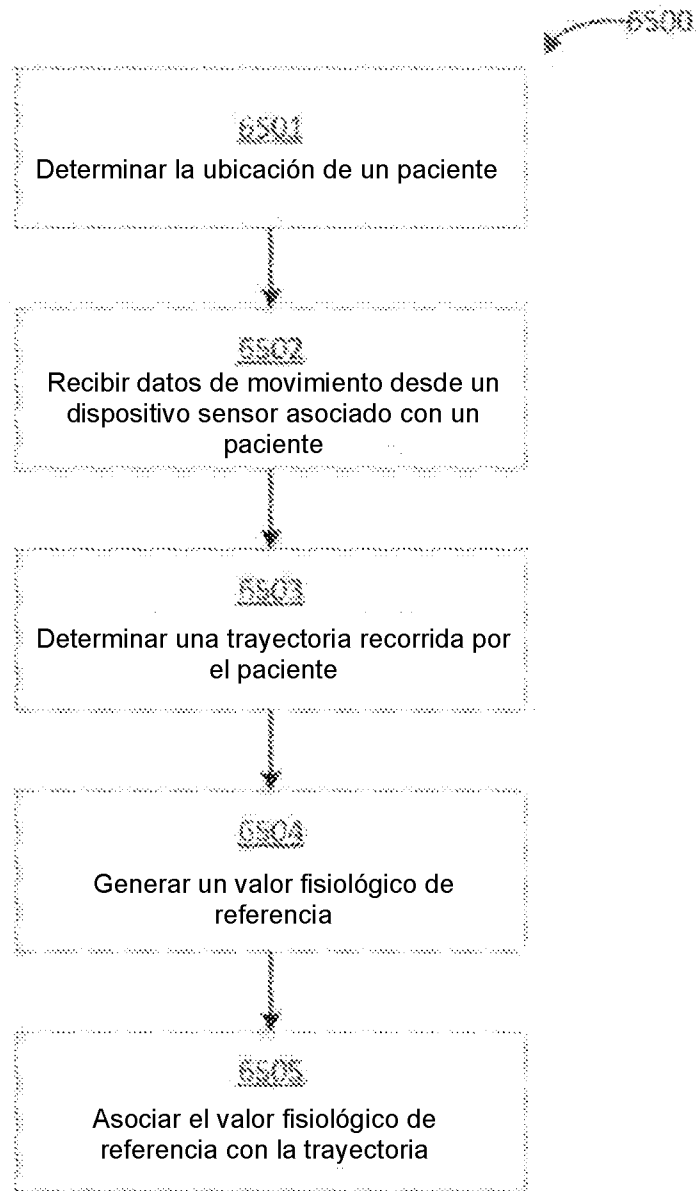


FIG. 65

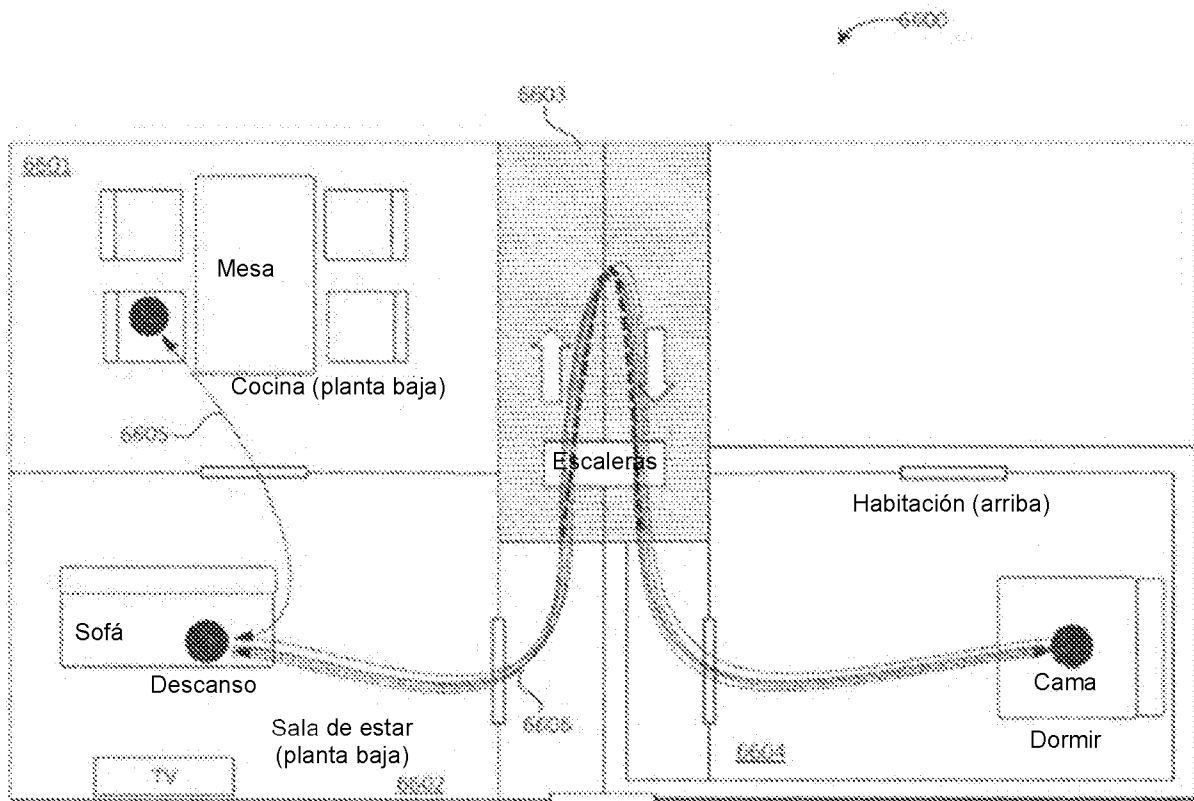
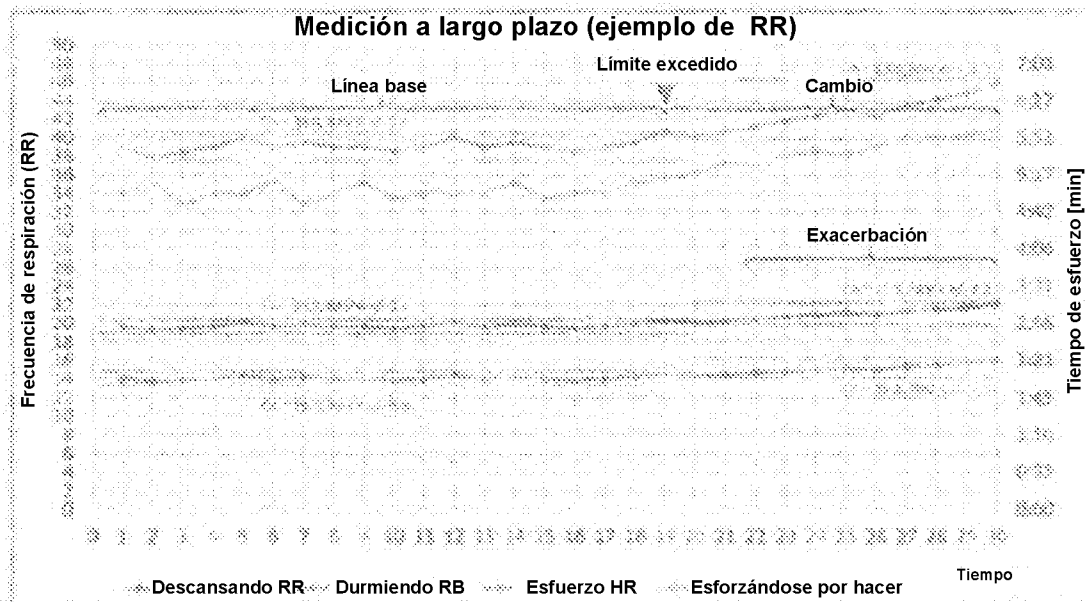
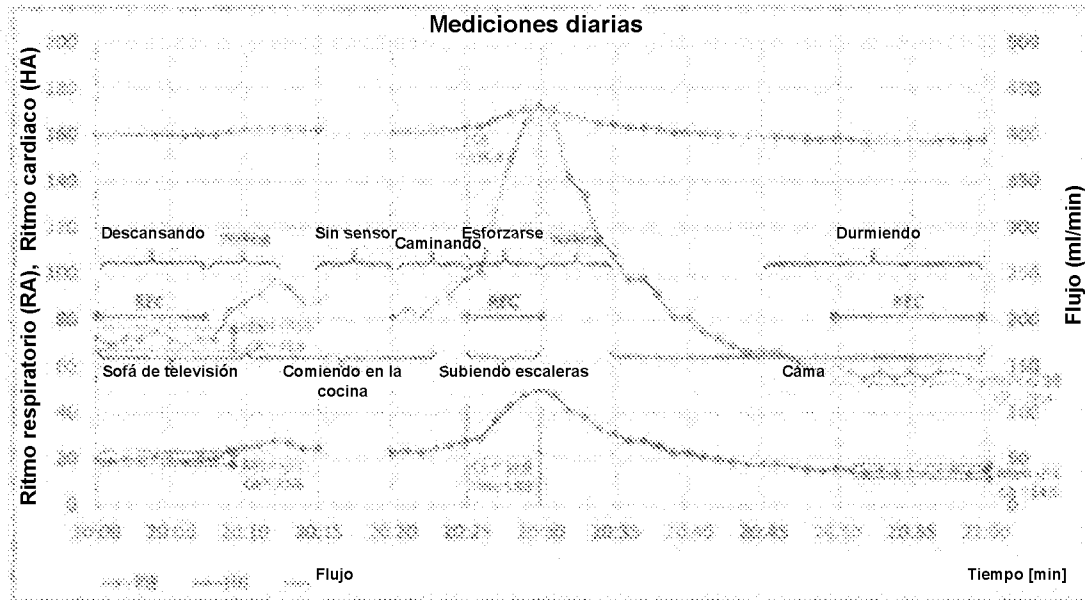


FIG. 66A



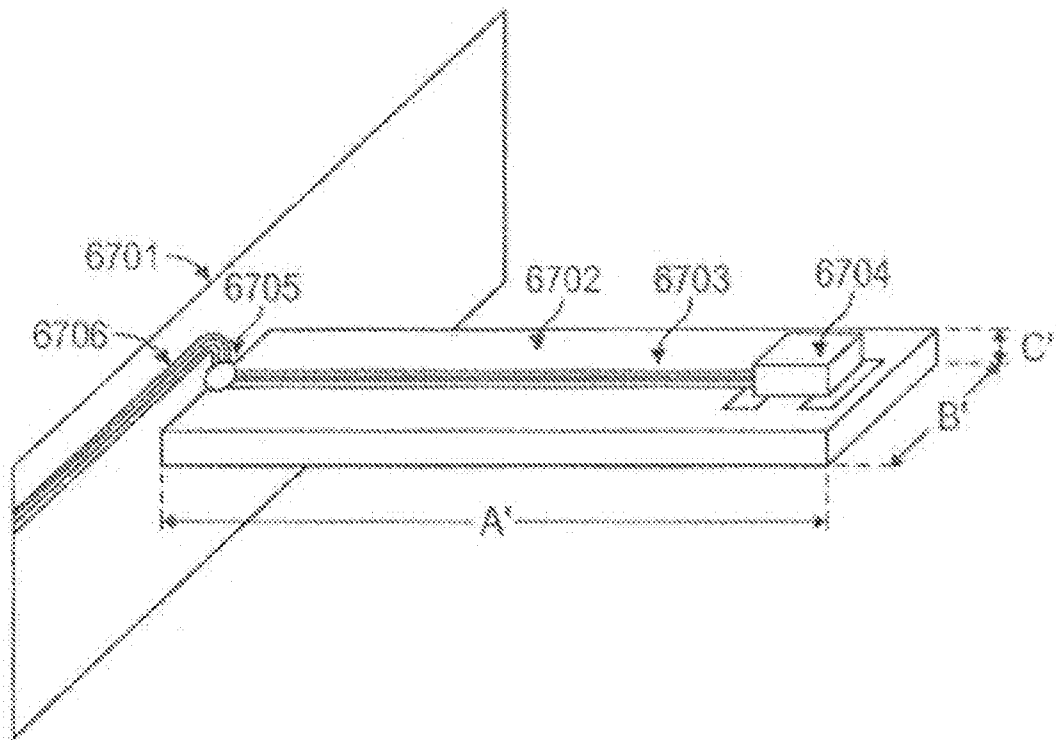


FIG. 67

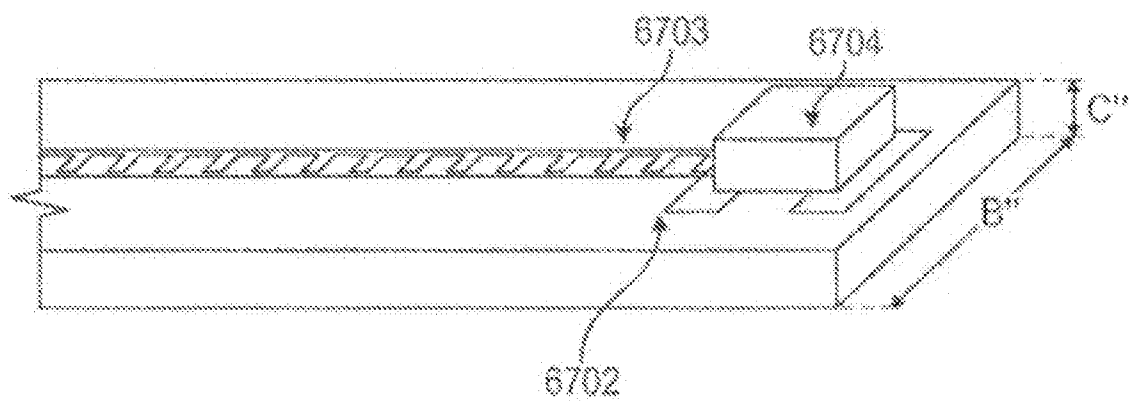


FIG. 68

