

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 935 270**

51 Int. Cl.:

A61B 5/05 (2011.01)

A61B 5/08 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **29.01.2013 PCT/IL2013/050078**

87 Fecha y número de publicación internacional: **01.08.2013 WO13111141**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **29.01.2013 E 13711747 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **12.10.2022 EP 2806791**

54 Título: **Obtención de los parámetros torácicos individuales de un sujeto**

30 Prioridad:

29.01.2012 US 201261591915 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
03.03.2023

73 Titular/es:

**SENSIBLE MEDICAL INNOVATIONS LTD.
(100.0%)
4 HaAlon Street
4059300 Kfar Neter, IL**

72 Inventor/es:

**RAPPAPORT, DAN;
HORESH, NIZAN;
HAY, ORI;
SAROKA, AMIR;
REISFELD, DANIEL;
BERGIDA, SHLOMI;
BARASH, YIFTACH y
KALISMAN, OREN**

74 Agente/Representante:

ISERN JARA, Jorge

ES 2 935 270 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

Obtención de los parámetros torácicos individuales de un sujeto

5 Solicitud relacionada

La presente solicitud reivindica prioridad frente a la solicitud de patente provisional de EE. UU. n.º 61/591.915, presentada el 29 de enero de 2012.

10 Campo y antecedentes de la invención

La presente invención, en algunas de sus realizaciones, se refiere al análisis de señales electromagnéticas (EM) y, más en concreto, aunque no exclusivamente, a dispositivos de análisis de señales EM para monitorizar las propiedades biológicas torácicas.

15 Se conocen instrumentos médicos en los que se utiliza un eco de un pulso de radiación EM para detectar y localizar estructuras en el cuerpo humano, véase YOUNG, J. D *et al.* Examination of video pulse radar systems as potential biological exploratory tools en LARSEN, L. E., y JACOBI, J. H. (Eds.): "Medical applications of microwave imaging" (IEEE Press, New York, 1986), págs. 82-105. Dichos instrumentos médicos incluyen dispositivos de formación
20 imágenes por microondas, que pueden denominarse radar adaptativo de detección de tejidos (TSAR, por sus siglas en inglés) o formación de imágenes y otros dispositivos médicos para detectar y, posiblemente, obtener imágenes de tejidos biológicos internos. El uso de ondas electromagnéticas elimina la necesidad de exponer los tejidos a radiaciones ionizantes, como se realiza durante la formación de imágenes de rayos X, y para obtener contrastes de tejido relativamente grandes según su contenido de agua.

25 Durante los últimos años, se han desarrollado varios métodos y dispositivos que utilizan radiación EM para diagnosticar tejidos intracorporales de pacientes. Por ejemplo, el número de publicación de patente internacional WO/2009/031149, presentada el 4 de septiembre de 2008, describe un dispositivo de monitorización portátil para monitorizar al menos un parámetro biológico de un tejido interno de un usuario deambulante. El dispositivo de monitorización portátil
30 comprende al menos un transductor, configurado para realizar la radiación EM del tejido interno e interceptar los reflejos de la radiación EM procedente del mismo en una pluralidad de sesiones de radiación EM continuas o intermitentes durante al menos 24 horas, una unidad de procesamiento configurada para analizar los respectivos reflejos e identificar en consecuencia un cambio en el al menos un parámetro biológico, una unidad de informes, configurada para generar un informe según el cambio, y una carcasa para contener el al menos un transductor, la
35 unidad de informes y la unidad de procesamiento, estando configurada la carcasa para disponerse sobre el cuerpo del usuario deambulante.

El uso de radar EM para la evaluación de la biomecánica cardíaca se menciona en E. M. Staderini, "UWB radars in medicine", IEEE Aerospace and Electronic Systems Magazine, vol. 17, n.º 1, págs. 13-18, 2002.

40 La solicitud de EE. UU. n.º 2004/0006279 explica un método para generar imágenes de impedancia del tórax, que comprende: adquisición de los datos eléctricos del tórax, obtención de los datos electrocardiográficos de un paciente, análisis de los datos del electrocardiograma para obtener información sobre los parámetros respiratorios en el momento en que se adquirieron los datos eléctricos, y reconstrucción de al menos una imagen de impedancia del tórax a partir
45 de los datos eléctricos y la información sobre los parámetros respiratorios. La información sobre los parámetros respiratorios reduce la sensibilidad de la al menos una imagen de impedancia a los parámetros respiratorios.

La solicitud de EE. UU. n.º 2011/0060215 explica un aparato y un método para la medición continua y no invasiva del volumen de la cámara respiratoria y los parámetros asociados, incluida la frecuencia respiratoria, el ritmo respiratorio,
50 el volumen corriente, la variabilidad dieléctrica y la congestión respiratoria. En especial, un aparato y un método no invasivo para determinar los datos fisiológicos dinámicos y estructurales de un sujeto vivo, incluido un cambio en la configuración espacial de la cámara respiratoria, un pulmón o un lóbulo de un pulmón, para así determinar la salud respiratoria general, que comprende un sistema de radar de banda ultraancha que tiene al menos una antena transmisora y receptora para aplicar señales de radio de banda ultraancha en un área diana de la anatomía del sujeto,
55 en donde la antena receptora recopila y transmite retornos de señal desde el área diana.

Sumario de la invención

60 Según la presente invención, se proporciona un dispositivo de análisis torácico como el definido en la reivindicación 1.

Opcionalmente, la primera interfaz está asociada con una sonda que tiene al menos una antena para capturar una pluralidad de señales EM posteriores.

65 Opcionalmente, la segunda interfaz está asociada con un instrumento para medir al menos uno de un flujo de aire de respiración del sujeto para recibir la pluralidad de valores de volumen torácico.

Más opcionalmente, el instrumento tiene una cámara con una sola abertura de flujo de aire para permitir que el sujeto sople a través de ella durante la modificación del volumen torácico.

5 Opcionalmente, el procesador está asociado con una unidad de presentación, que muestra instrucciones que indican cómo realizar la modificación del volumen torácico de manera correlacionada con la medición de la pluralidad de valores de volumen torácico.

10 Opcionalmente, una memoria para almacenar información relacionada con el al menos un parámetro torácico individual.

Opcionalmente, una unidad de procesamiento, configurada para obtener uno o más parámetros clínicos según al menos un parámetro torácico individual y los datos relacionados con la radiación electromagnética EM recibida de un tejido interno del sujeto.

15 Según algunas realizaciones de la presente invención, se proporciona un método para obtener un volumen total de fluidos en el pulmón como el definido en la reivindicación 6.

20 Opcionalmente, la obtención de una pluralidad de valores de volumen torácico comprende determinar un valor de respiración del sujeto en una pluralidad de momentos separados durante la modificación del volumen torácico.

Opcionalmente, la pluralidad de valores de volumen torácico comprende al menos el valor de respiración del sujeto.

25 Opcionalmente, la información relacionada con el al menos un parámetro torácico individual se almacena durante una sesión de calibración de un dispositivo de análisis torácico y se utiliza para analizar una pluralidad de mediciones EM posteriores que se miden durante una sesión de monitorización del dispositivo de monitorización torácico.

Más opcionalmente, la calibración comprende actualizar el modelo dieléctrico del tórax según los parámetros torácicos individuales.

30 Más opcionalmente, el modelo dieléctrico se modela con una pluralidad de capas apiladas que tienen diferentes propiedades dieléctricas y se seleccionan de un grupo que consiste en piel, grasa, músculo, hueso, tejido conjuntivo y pulmón.

35 Opcionalmente, el al menos un parámetro torácico individual comprende un elemento de un grupo que consiste en: dimensión(es) del corazón, posición del corazón, dimensiones de la capa de grasa, dimensión o dimensiones del músculo torácico, dimensión o dimensiones de la costilla torácica, posición de la costilla torácica, volumen pulmonar, dimensión(es) pulmonar(es) y dimensión(es) del tórax.

40 Opcionalmente, el al menos un parámetro torácico individual comprende propiedades relacionadas con la dielectricidad de al menos uno de un tejido torácico y un órgano torácico del sujeto.

Opcionalmente, el al menos un parámetro torácico individual se utiliza en combinación con al menos una medición EM para obtener al menos un parámetro clínico del sujeto.

45 Opcionalmente, la pluralidad de señales EM pasan a través de los pulmones.

Más opcionalmente, la pluralidad de señales EM se reflejan desde al menos un objeto dentro del tórax del sujeto y pasan a través de los pulmones.

50 Opcionalmente, la pluralidad de señales EM se reflejan desde los pulmones.

Opcionalmente, la pluralidad de señales EM comprende una pluralidad de señales EM que tienen una pluralidad de frecuencias diferentes.

55 Opcionalmente, comprende además mostrar al sujeto las instrucciones que indican cómo realizar la modificación del volumen torácico.

Más opcionalmente, el método comprende, además, mostrar al sujeto las instrucciones de respiración para que el sujeto las realice durante la modificación del volumen torácico.

60 Opcionalmente, la modificación del volumen torácico comprende al menos una exhalación y al menos una inhalación realizadas por el sujeto.

65 Opcionalmente, la obtención de al menos un parámetro torácico individual se realiza según uno o más parámetros demográficos relacionados con el sujeto.

Opcionalmente, la modificación del volumen torácico es un elemento de un grupo que consiste en la maniobra de Valsalva y la maniobra de Miller.

5 Opcionalmente, la modificación del volumen torácico incluye realizar un cambio de postura, un cambio de posición, un cambio del ángulo en estado acostado, un cambio de postura de sentado a acostado, un cambio de postura de acostado a sentado y la elevación de las piernas.

10 Opcionalmente, la obtención de al menos un parámetro torácico individual se realiza según una relación de amplitud medida entre una señal transmitida y una señal recibida.

Más opcionalmente, el al menos un parámetro clínico comprende uno o más parámetros respiratorios.

15 Más opcionalmente, el uno o más parámetros respiratorios incluyen un elemento de un grupo que consiste en frecuencia respiratoria, volúmenes de respiración, volumen corriente, volumen residual, capacidad residual funcional (CRF), volumen pulmonar total y ventilación por minuto.

20 Más opcionalmente, el al menos un parámetro clínico comprende un elemento de un grupo que consiste en el volumen de fluido y/o gas en el tórax y/o tejido pulmonar, el porcentaje de fluido en un tejido pulmonar, los parámetros que indican el contenido de fluido y/o el cambio de contenido y/o el porcentaje de cambio de fluido en el tejido pulmonar.

Opcionalmente, la obtención de al menos un parámetro torácico individual comprende calcular un cambio de fase en función de la pluralidad de mediciones EM.

25 Opcionalmente, la obtención de al menos un parámetro torácico individual comprende calcular la profundidad de los pulmones.

30 También se divulga, aunque no se reivindica, un método de análisis de señales EM. El método comprende recibir al menos un parámetro torácico individual de un sujeto, recibir una pluralidad de mediciones de señales EM procedentes de un área intracorporal torácica de los pulmones del sujeto, y obtener un parámetro clínico del sujeto utilizando el parámetro torácico individual.

Opcionalmente, el al menos un parámetro torácico individual comprende una relación entre la profundidad de los pulmones y la raíz cuadrada del volumen de los pulmones.

35 Opcionalmente, el al menos un parámetro torácico individual comprende un valor promedio de población seleccionado según al menos una característica demográfica del sujeto.

40 Opcionalmente, el análisis comprende obtener propiedades relacionadas con la dielectricidad de los pulmones según la pluralidad de mediciones.

Opcionalmente, el parámetro clínico es una indicación de fluido pulmonar.

45 También se divulga, aunque no se reivindica, un sistema para monitorizar uno o más parámetros clínicos de un sujeto. El sistema comprende una interfaz para recibir los datos relacionados con las señales electromagnéticas (EM) recibidas desde un tejido interno del sujeto, una memoria para almacenar la información relacionada con uno o más parámetros torácicos individuales del sujeto, siendo el al menos un parámetro torácico individual el producto de un cálculo durante una sesión de calibración mediante el uso de una pluralidad de mediciones de señales EM tomadas cuando el sujeto se está sometiendo a al menos una modificación del volumen torácico, y una unidad de procesamiento configurada para obtener uno o más parámetros clínicos según los datos y la información.

50 Opcionalmente, el sistema comprende, además, un receptor para interceptar las señales EM.

Opcionalmente, la unidad de procesamiento está configurada para obtener uno o más parámetros clínicos según los datos y la información durante al menos una sesión de monitorización que va después de la sesión de calibración.

55 Opcionalmente, el sistema comprende un receptor para recibir la radiación electromagnética (EM) de un tejido interno de un sujeto y un módulo de comunicación configurado para proporcionar datos relacionados con la interfaz.

60 A menos que se defina lo contrario, todos los términos técnicos y/o científicos utilizados en el presente documento tienen el mismo significado que el entendido comúnmente por un experto habitual en la materia al que pertenece la invención. Aunque pueden usarse métodos y materiales similares o equivalentes a los descritos en el presente documento durante la puesta en práctica o en los ensayos de las realizaciones de la invención, a continuación, se describen métodos y/o materiales a modo de ejemplo. En caso de conflicto, la memoria descriptiva de la patente, que incluye las definiciones, será la que rija. Así mismo, los materiales, métodos y ejemplos son simplemente ilustrativos
65 y no pretenden ser necesariamente limitantes.

La implementación del método y/o dispositivo de las realizaciones de la invención puede suponer realizar o completar tareas seleccionadas de forma manual, automática o mediante una combinación de las mismas. Es más, según la instrumentación y el equipo concretos de las realizaciones del método y/o dispositivo de la invención, muchas de las tareas seleccionadas podrían implementarse mediante *hardware*, *software* o *firmware* o mediante una combinación de los mismos usando un sistema operativo.

Por ejemplo, el *hardware* para realizar tareas seleccionadas según las realizaciones de la invención podría implementarse como un chip o un circuito. En cuanto al *software*, las tareas seleccionadas según las realizaciones de la invención podrían implementarse como una pluralidad de instrucciones de *software* que se ejecutan a través de un ordenador mediante cualquier sistema operativo adecuado. En una realización a modo de ejemplo de la invención, una o más tareas según las realizaciones a modo de ejemplo del método y/o sistema descritas en el presente documento se realizan a través de un procesador de datos, tal como una plataforma informática para ejecutar una pluralidad de instrucciones. Opcionalmente, el procesador de datos incluye una memoria volátil para almacenar instrucciones y/o datos y/o un almacenamiento no volátil, por ejemplo, un disco duro magnético y/o medios extraíbles, para almacenar instrucciones y/o datos. Opcionalmente, también se proporciona una conexión de red. También se proporcionan opcionalmente una pantalla y/o un dispositivo de entrada de usuario, tal como un teclado o un ratón.

Breve descripción de los dibujos

Algunas realizaciones de la invención se describen en el presente documento, únicamente a modo de ejemplo, haciendo referencia a los dibujos adjuntos. A continuación, con referencia específica y pormenorizada a los dibujos, se hace hincapié en que las particularidades mostradas son a modo de ejemplo y tienen el fin de explicar ilustrativamente las realizaciones de la invención. En este sentido, la descripción, junto con los dibujos, hace que sea evidente para las personas expertas en la materia cómo pueden ponerse en práctica las realizaciones de la invención.

En los dibujos:

la figura 1 es un diagrama de flujo de un método para obtener parámetro(s) torácico(s) individual(es) de un sujeto mediante la combinación de las mediciones EM de un área torácica intracorporal y los valores de volumen torácico correlacionados de los pulmones del sujeto, según algunas realizaciones de la presente invención;

la figura 2 es un diagrama de flujo que representa un proceso de uso de un dispositivo de análisis torácico para monitorizar parámetros clínicos de un sujeto en función de un análisis de mediciones de señales EM del tórax de un sujeto, donde el dispositivo de análisis se calibra utilizando los parámetros torácicos individuales, según algunas realizaciones de la presente invención;

la figura 3 es una ilustración esquemática de un sistema para obtener parámetros torácicos individuales de un sujeto, opcionalmente en función del método de la figura 1, según algunas realizaciones de la presente invención;

la figura 4 es una ilustración esquemática de un sujeto que exhala e inhala de manera controlada a través de un instrumento para medir el flujo de aire en asociación con el sistema de obtención de parámetro(s) torácico(s) individual(es) de la figura 3, que obtiene simultáneamente las mediciones de las señales EM procedentes de los pulmones del sujeto, según algunas realizaciones de la presente invención;

la figura 5A es una ilustración esquemática de un modelo multicapa del tórax, según algunas realizaciones de la presente invención;

la figura 5B es una ilustración esquemática de un modelo multicapa del tórax, según algunas realizaciones de la presente invención;

la figura 6 es un gráfico que representa la amplitud y la fase de una señal de medición EM capturada mientras un sujeto realizaba la maniobra de Valsalva, según algunas realizaciones de la presente invención;

la figura 7 es un aparato de cámara de volumen cerrada, según algunas realizaciones de la presente invención; y

la figura 8 es un gráfico de experimento que refleja el cálculo de la concentración de fluido pulmonar calculada en función de la medición EM de un sujeto animal, según algunas realizaciones de la presente invención, en comparación con una estimación basada en tomografía computarizada (TC) del mismo parámetro en función múltiples imágenes adquiridas a lo largo del experimento.

Descripción de las realizaciones de la invención

La presente invención, en algunas de sus realizaciones, se refiere al análisis de señales electromagnéticas (EM) y, más en concreto, aunque no exclusivamente, obtener parámetros torácicos individuales de un sujeto, calibrar dispositivos de análisis de señales EM y utilizar modelos dieléctricos de tórax para el análisis de señales EM.

Según algunas realizaciones de la presente invención, existen métodos y dispositivos para calcular los parámetros torácicos individuales de un sujeto en función de un análisis de mediciones de señales EM de los pulmones o el tórax del sujeto y los valores de volumen torácico correlacionados de los pulmones. Las mediciones y valores se capturan cuando el sujeto se somete a la modificación del volumen torácico. Como se utiliza en el presente documento, la modificación del volumen torácico puede incluir cualquier procedimiento que afecte al valor del volumen torácico del sujeto (por ejemplo, un volumen de sangre y/o aire en el tórax o parte del mismo), de tal manera que el cambio en el valor del volumen pueda controlarse y/o calcularse y/o estimarse de forma directa o indirecta. En el presente documento se detallan algunos ejemplos de modificación del volumen torácico.

Según algunas realizaciones de la presente invención, existen métodos y dispositivos para calibrar un sistema de análisis torácico utilizado para monitorizar los parámetros clínicos de un sujeto, en donde la calibración incluye el uso de un dispositivo de monitorización torácica para detectar las señales EM procedentes de un área torácica de los pulmones, utilizando un dispositivo de obtención de parámetro(s) torácico(s) individual(es) para extraer parámetros torácicos individuales del sujeto, por ejemplo, como se esboza anteriormente y se describe a continuación, luego se puede realizar el análisis de las mediciones de las señales EM procedentes de los pulmones y/o el tórax del sujeto en una sesión de monitorización según los parámetros torácicos individuales, opcionalmente utilizando un dispositivo de análisis torácico. Los parámetros torácicos individuales pueden recalcularse de vez en cuando, por ejemplo, periódicamente, tras el inicio, posicionamiento y/o reubicación del dispositivo de monitorización torácica, y/o en situaciones similares.

Según algunas realizaciones de la presente invención, existen métodos y dispositivos para personalizar un modelo dieléctrico de tórax según los parámetros torácicos individuales que están relacionados con el tema específico. El modelo dieléctrico personalizado se utiliza para calibrar los dispositivos de análisis torácicos que se usan para monitorizar uno o más parámetros clínicos del sujeto.

Antes de explicar al menos una realización de la invención en detalle, debe entenderse que la aplicación de la invención no se limita necesariamente a los detalles de construcción y a la disposición de los componentes y/o métodos expuestos en la siguiente descripción y/o ilustrados en los dibujos y/o en los ejemplos. La invención es susceptible de otras realizaciones o de ponerse en práctica o realizarse de diversas formas.

A continuación, se hace referencia a la figura 1, que es un diagrama de flujo 100 de un método para obtener uno o más parámetros torácicos individuales de un sujeto utilizando las mediciones EM de un área intracorporal torácica de los pulmones y los valores de volumen torácico correlacionados (por ejemplo, simultáneos) de sus pulmones, según algunas realizaciones de la presente invención. El uno o más parámetros torácicos individuales, que tienen un efecto medible directo o indirecto en la propagación de señales EM a través del cuerpo del sujeto, se utilizan para personalizar, por ejemplo, personalizar un modelo que se utiliza para señales EM y/o calibrar una o más mediciones de tejido torácico y/o dispositivos de diagnóstico, por razones de brevedad, denominados en el presente documento "dispositivos de análisis torácicos".

El uno o más parámetros torácicos individuales pueden ser, incluir u obtenerse a partir de o indicar o representar de otro modo los parámetros del tórax de un sujeto que son, o se ven afectados por, una o más de las dimensiones del corazón del sujeto, la posición del corazón, el tamaño de la capa de grasa, las dimensiones de los músculos y costillas, el volumen pulmonar, las dimensiones de los pulmones, las dimensiones del tórax, las dimensiones torácicas, incluidas las dimensiones de profundidad anteroposterior, dimensiones del ancho lateral y/o similares, las características de respiración, por ejemplo, el volumen residual funcional del pulmón, y/o datos similares. Los parámetros torácicos individuales pueden incluir u obtenerse a partir de o ser indicativos de o representar las propiedades relacionadas con la dielectricidad de uno o más de los tejidos y/u órganos del tórax del sujeto. Por ejemplo, los parámetros torácicos individuales pueden ser o incluir parámetros de un modelo dieléctrico del tórax del sujeto y/o un modelo que mapea los cambios de las propiedades dieléctricas relacionadas de los pulmones cuando se producen procesos fisiológicos y/o fisiopatológicos, por ejemplo, el proceso de la respiración.

Los parámetros torácicos individuales pueden extraerse como parte de una sesión preliminar para calibrar el dispositivo de análisis torácico y/o un proceso repetitivo que adapte de forma continua, aleatoria y/o iterativa el dispositivo de análisis torácico y/o elemento similar. El método puede implementarse de forma independiente para extraer parámetro(s) torácico(s) individual(es) sin emplear modalidades de formación de imágenes.

Como se utiliza en el presente documento, las mediciones EM, también denominadas mediciones, pueden ser mediciones de radiación EM y/o de señales que se utilizan para monitorizar un parámetro de tejido torácico, por ejemplo, el nivel de fluido, por ejemplo, como se describe en la publicación de patente internacional número WO2009/031149 y/o en la publicación de patente internacional número WO2009/031150, a las que se denomina publicaciones de patente internacional. Las mediciones de la radiación EM se pueden realizar en una o más sesiones de monitorización a través de cualquier dispositivo de monitorización torácica que monitorice el tórax y esté conectado a y/o cerca del tórax. Las mediciones EM pueden ser de radiación EM, como un único haz EM, inducida en el tórax y/o que recibe desde ahí el dispositivo de monitorización torácica, y son señales de ancho de banda estrecho, aunque son posibles otras posibilidades de adquisición, como señales de ancho de banda amplio.

Como se utiliza en el presente documento, los valores de volumen torácico pueden incluir uno o más valores de respiración, como el volumen corriente, el volumen de aire (por ejemplo, en uno o más momentos determinados), la capacidad residual funcional, la ventilación por minuto, los volúmenes de los pulmones, las dimensiones del tórax y los pulmones (por ejemplo, en uno o más momentos determinados) y frecuencias respiratorias.

Un sistema de análisis torácico puede comprender un dispositivo de análisis torácico que utiliza mediciones de señales EM para monitorizar y/o evaluar y/o proporciona parámetros clínicos relacionados con el estado de afecciones patológicas y/o de enfermedad relacionadas con los tejidos y/u órganos torácicos, por ejemplo, afecciones tales como

insuficiencia cardíaca (IC), síndrome de dificultad respiratoria aguda (SDRA), lesión pulmonar aguda (LPA), enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), neumonitis, derrame pleural, enfermedades oncológicas, edema posoperatorio, neumotórax y/o para monitorizar la respuesta del sujeto al tratamiento de estas u otras afecciones. El sistema puede usarse para hallar las propiedades dieléctricas relacionadas que indiquen la cantidad de fluidos, tal como agua, sangre y/o fluidos inflamatorios en el tejido y/u órgano interno monitorizado, por ejemplo, en los tejidos pulmonares del sujeto. El sistema puede estar asociado con, o comprender (por ejemplo, como un solo dispositivo combinado), un dispositivo de monitorización torácica que recibe señales EM procedentes del tórax del sujeto, donde estas señales se podrán utilizar para dicho análisis y monitorización. Como se utiliza en el presente documento, recibir la medición de las señales EM o recibir las señales EM puede incluir recibir datos que indiquen dichas señales y/u obtenidos de dichas señales en cualquier forma, incluyendo, por ejemplo, una representación matemática y/o un resultado a partir de las mediciones.

Como se utiliza en el presente documento, una propiedad relacionada con la dielectricidad de un volumen específico describe su interacción con los campos EM; está representada por un número complejo dependiente de la frecuencia que describe la permitividad eléctrica y la conductividad del volumen, tal como se conoce en la técnica. Esta incluye la permeabilidad magnética y/o la permitividad eléctrica y/o la conductividad del compuesto de materiales dentro de un volumen específico. Dicha propiedad relacionada con la dielectricidad puede verse afectada por la presencia o distribución de fluido, la concentración de sustancias, tales como sales, glucosa, en el fluido del tejido interno y/u órgano, la relación del tejido fibroso, una concentración de sustancia inflamatoria en el fluido del tejido interno y/o del órgano y la configuración física de los órganos o tejidos con distintas propiedades en el volumen medido. Las propiedades eléctricas, las propiedades relacionadas con la dielectricidad y los coeficientes dieléctricos se utilizan indistintamente en la presente solicitud, haciendo todos referencia a las características eléctricas y/o magnéticas de un determinado volumen que no contiene ninguno, o contiene uno o más materiales. Las propiedades relacionadas con la dielectricidad de un material, obtenidas de la radiación electromagnética interceptada, describen su interacción con los campos EM. Los diversos tejidos humanos se caracterizan por diferentes propiedades relacionadas con la dielectricidad. Las propiedades relacionadas con la dielectricidad de un tejido pulmonar se ven afectadas por las propiedades relacionadas con la dielectricidad de cada uno de sus componentes. Por ejemplo, el tejido pulmonar comprende sangre, parénquima pulmonar y aire, y sus propiedades relacionadas con la dielectricidad se ven afectadas por sus concentraciones relativas. Las propiedades relacionadas con la dielectricidad de un tejido vienen determinadas predominantemente por su contenido de fluido. Por ejemplo, un tejido graso, que es de bajo contenido en líquido, se caracteriza por un coeficiente dieléctrico relativamente bajo, y un tejido muscular sano, que presenta un contenido en líquidos relativamente alto, se caracteriza por un coeficiente dieléctrico relativamente alto. Las propiedades relacionadas con la dielectricidad de un tejido afectan a la radiación EM suministrada que interactúa con el tejido. Un cambio en las propiedades relacionadas con la dielectricidad de un tejido puede ser, por ejemplo, un cambio en la atenuación de una radiación EM suministrada, un cambio en el retardo, provocado por el tejido, un cambio en la modulación de fase de la intercepción y un cambio en la dispersión de la radiación EM en un tejido.

El dispositivo de análisis torácico puede ser un dispositivo utilizado para el diagnóstico, por ejemplo, evaluar parámetros clínicos tales como los volúmenes de respiración, por ejemplo, el volumen corriente, el volumen residual, la capacidad residual funcional, el volumen pulmonar total y la ventilación por minuto. En algunas realizaciones, dichos parámetros, también denominados en el presente documento "parámetros respiratorios", también pueden indicar una afección médica y pueden ayudar a decidir sobre un tratamiento, una adaptación del tratamiento o un cambio de tratamiento, posiblemente un tratamiento preventivo para prevenir el desarrollo de edema pulmonar sintomático y/u otro estado médico grave en un sujeto. En ciertas situaciones médicas, dicho tratamiento preventivo puede reducir los índices de morbilidad y mortalidad. Los parámetros clínicos y/o los parámetros respiratorios pueden ser valores de volumen de fluido y/o gas en el tórax y/o tejido pulmonar, el porcentaje de fluido en un tejido pulmonar, los parámetros que indican el contenido de fluido y/o el cambio de contenido y/o el porcentaje de cambio de fluido en el tejido pulmonar.

Como se ha descrito con anterioridad, el método 100 de la figura 1 se puede utilizar para la calibración. La calibración realizada según las realizaciones descritas en el presente documento puede permitir la obtención de parámetros clínicos, tales como parámetros pulmonares volumétricos y/o funcionales, de una manera más precisa. Dichos parámetros clínicos precisos pueden utilizarse en el proceso de diagnóstico, monitorización de tejidos y/u órganos y/o evaluación del rendimiento y/o procedimiento de ayuda para la toma de decisiones médicas. La calibración descrita en el presente documento reduce los efectos de las características anatómicas, fisiológicas y/o biológicas específicas que pueden reducir la precisión de la estimación de estos parámetros clínicos.

Por ejemplo, se hace referencia a la figura 2, que muestra un diagrama de flujo 120 que representa un proceso de uso de un dispositivo de análisis torácico para monitorizar los parámetros clínicos de un sujeto en función de un análisis de mediciones de señales EM del tórax de un sujeto, donde las mediciones se calibran según los parámetros torácicos individuales o el análisis de los mismos, según algunas realizaciones de la presente invención. Tal y como se muestra en 121, se obtienen parámetros torácicos individuales, por ejemplo, como se representa en la figura 1 y se detalla más adelante. A continuación, como se muestra en 122, los parámetros torácicos individuales o la información relacionada con los parámetros torácicos individuales (por ejemplo, información que indique los parámetros y/u obtenida de los parámetros torácicos individuales), se pueden almacenar como datos de calibración para su uso posterior, por ejemplo, como parámetros de un modelo dieléctrico. Opcionalmente, los parámetros clínicos también se obtienen utilizando las mismas mediciones EM, como se muestra en 126. Opcionalmente, se utiliza un solo dispositivo para obtener

parámetros torácicos individuales y utilizarlos para obtener parámetros clínicos usando las mismas señales EM y/o posteriores.

A continuación, tal y como se muestra en 123, las mediciones EM operativas se analizan utilizando los datos de calibración para extraer parámetros clínicos, por ejemplo, en una o más sesiones de medición posteriores. Como se muestra en 124 y 125, cada vez que se realiza una nueva medición y se descubre que la calibración no está actualizada, por ejemplo, no se adquirió durante mucho tiempo, sino que se adquirió después de más de un cierto período en el que se utilizó el dispositivo de análisis torácico y/o elemento similar, se repite el proceso representado en 121-123.

A continuación, se hace referencia a la figura 3, que es una ilustración esquemática de un dispositivo 200 para obtener parámetros torácicos individuales de un sujeto, opcionalmente en función del método de la figura 1, según algunas realizaciones de la presente invención. El dispositivo de obtención de un parámetro o parámetros torácicos individuales 200 puede ser un componente de un sistema de análisis para monitorizar el fluido torácico o un dispositivo de calibración separado. El dispositivo de obtención de un parámetro o parámetros torácicos individuales 200 incluye opcionalmente un procesador 201, por ejemplo, un microprocesador, y una interfaz de señales EM 202, que recibe mediciones de señales EM de una o más sondas EM 205 que están enfocadas a capturar señales EM de un área intracorporal torácica de los pulmones de un sujeto. La una o más sondas EM 205 pueden incluirse con el procesador 201 en un solo dispositivo o asociarse de otro modo entre sí para enviar a la interfaz de señales EM 202 las mediciones de señales EM tomadas de una o más sondas EM 205. La sonda 205 incluye uno o más transductores, cada uno con una o más antenas. Se pueden usar uno o más transductores para transmitir un haz de señal EM, mientras que se pueden usar otros transductores para interceptar el haz de señal EM, o se puede usar el mismo transductor para capturar el haz de señal EM reflejado. La interfaz de señales EM 202 puede comunicarse con el o los transductores a través de una unidad de gestión de sujetos, por ejemplo, como se describe en la publicación de patente internacional número WO/2011/141915 presentada el 12 de mayo de 2011. Por ejemplo, el haz de señal EM atraviesa los pulmones, por ejemplo, de un lado a otro y/o se refleja desde un objeto interno en el cuerpo, como el corazón.

Como se describirá adicionalmente más adelante, para obtener parámetros torácicos individuales las mediciones EM pueden tomarse en diferentes estados de los pulmones, donde, en cada estado, los pulmones tienen un volumen torácico diferente. Los diferentes volúmenes torácicos pueden conseguirse durante la modificación del volumen torácico experimentada por el sujeto. El dispositivo de obtención de parámetros torácicos individuales 200 incluye además una interfaz de valores del volumen torácico 203. La interfaz de valores del volumen torácico 203 puede recibir valores de volumen torácico procedentes de una o más sondas de volumen 206, por ejemplo, como se describe más adelante. En tales realizaciones, se pueden correlacionar el o los valores de volumen torácico y la o las mediciones de señales EM tomadas durante una modificación habitual de volumen torácico.

Opcionalmente, el dispositivo de obtención de un parámetro o parámetros torácicos individuales 200 incluye un módulo de parámetros torácicos individuales 204 que utiliza el procesador 201 para obtener uno o más parámetros torácicos individuales utilizando las mediciones de señal EM y los valores de volumen torácico correlacionados.

Durante el uso, como se muestra en 101 de la figura 1, se reciben mediciones de señales EM procedentes de un área intracorporal torácica de los pulmones del sujeto. Las mediciones se toman en un conjunto de volúmenes torácicos distintos que se consiguen opcionalmente durante una modificación del volumen torácico experimentada por el sujeto, por ejemplo, como se describe más adelante. Se le puede indicar al sujeto que realice la modificación del volumen torácico o se le puede aplicar la modificación del volumen torácico en correlación con el funcionamiento del dispositivo de obtención de un parámetro o parámetros torácicos individuales 200. Opcionalmente, el sujeto puede realizar la modificación del volumen torácico mientras que el dispositivo de obtención de un parámetro o parámetros torácicos individuales 200 funciona en correlación con la ejecución de la modificación por parte del sujeto. Opcionalmente, el dispositivo de obtención de un parámetro o parámetros torácicos individuales 200 funciona independientemente de la ejecución de la modificación del volumen torácico, pero los datos y/o la información se analizan en correlación con la ejecución de la modificación del volumen torácico.

Así mismo, como se muestra en 102 de la figura 1, se reciben los valores de volumen torácico, por ejemplo, los valores de volumen de aire y/o fluido torácico. Los valores de volumen torácico se toman durante el conjunto de diferentes volúmenes torácicos que se consiguen opcionalmente durante la modificación del volumen torácico. Opcionalmente, se indica al sujeto que realice dicha modificación del volumen torácico de manera correlacionada con la obtención de los valores de volumen torácico. Por ejemplo, se pueden dar instrucciones, por ejemplo, reproducirse de forma sonora y/o mostrarse visualmente de forma correlativa con las salidas de la sonda o sondas de volumen.

A continuación, tal y como se muestra en 103, las mediciones EM y los valores de volumen torácico se utilizan para calcular uno o más parámetros torácicos individuales en cada uno de los diferentes volúmenes torácicos mediante la combinación entre las respectivas mediciones EM correlacionadas y los valores de volumen torácico.

Durante la interceptación de señales EM, la profundidad del pulmón (D) o el grosor de algunas de las capas pueden cambiar, por ejemplo, como resultado de la modificación del volumen torácico, por ejemplo, la respiración del sujeto. Opcionalmente, para calibrar un dispositivo de análisis torácico, por ejemplo, para reducir o limitar el efecto de los

movimientos corporales del tórax durante la medición de las mediciones EM, por ejemplo, los movimientos asociados con el proceso de respiración y/u otros movimientos, se miden o modelan los movimientos. Por ejemplo, se puede colocar un dispositivo electromecánico en forma de correa alrededor del tórax del sujeto para proporcionar mediciones continuas en tiempo real de los valores de volumen torácico, por ejemplo, la circunferencia del tórax del sujeto, y/o con otras formas para proporcionar una medición de la profundidad del tórax (de adelante hacia atrás), mientras que el dispositivo de monitorización torácica obtiene las mediciones de las señales EM tomadas que pueden utilizarse para monitorizar el fluido torácico. Estas mediciones se pueden usar para proporcionar las correcciones de un modelo dieléctrico de los pulmones. Por ejemplo, la D puede corregirse en cada medición multiplicando el cambio de circunferencia por un factor.

Como alternativa o adicionalmente, se puede indicar al sujeto que lleve a cabo la respiración abdominal para minimizar el movimiento de la caja torácica y la expansión de los pulmones durante la respiración, pues los pulmones, en dicho tipo de respiración, se expanden hacia abajo, sustituyendo gran parte de la expansión lateral asociada con la respiración habitual. Dicha respiración puede estimularse proporcionando retroalimentación al sujeto, por ejemplo, utilizando el dispositivo de medición de circunferencia electromecánico mencionado anteriormente e indicando cuándo se detectan cambios mínimos en la circunferencia del tórax. Otra opción de este tipo sería utilizar el dispositivo de medición de circunferencia, o dispositivos inclinómetros o dispositivos acelerómetros u otros dispositivos similares para seguir el movimiento de la caja torácica y seleccionar períodos de tiempo durante los cuales se detecte un movimiento mínimo.

Para medir los valores de volumen torácico durante un conjunto de diferentes volúmenes torácicos, se le indica al sujeto que realice la modificación del volumen torácico o se somete a ello, por ejemplo, respirando de cierta manera. Por ejemplo, se le puede indicar al sujeto que respire con normalidad durante un tiempo determinado, luego de forma exagerada (por ejemplo, con exhalaciones e inhalaciones profundas) durante otro período de tiempo. Estas instrucciones pueden implementarse utilizando una interfaz gráfica de usuario (IGU) que proporcione al sujeto una retroalimentación, objetivos y correcciones en tiempo real para conseguir un patrón respiratorio y/o una característica determinados. En otro ejemplo, se requiere que el sujeto inhale o exhale un volumen de aire predefinido durante la monitorización del pulmón, por ejemplo, mientras se recibe la señal EM procedente de sus pulmones. Este proceso puede implementarse utilizando un aparato que mide y/o controla la cantidad de aire que se inhala y/o exhala. Por ejemplo, se utiliza un medidor de flujo de aire que mide la cantidad de aire inhalado y/o exhalado, por ejemplo, un neumotacógrafo o un espirómetro, para enseñar al sujeto e identificar los valores de volumen torácico tomados durante un conjunto de volúmenes torácicos conocidos. En otro ejemplo, se puede utilizar una bolsa, un globo y/o un recipiente de aire para controlar el volumen de inhalación y/o exhalación del sujeto, donde la bolsa, el globo y/o el recipiente de aire tiene una capacidad conocida y se requiere que el sujeto exhale dentro del globo hasta que este se infle hasta una capacidad predefinida, o cuando se requiera que el sujeto inhale del globo hasta que el globo se desinfe de su capacidad predefinida. En otro ejemplo, se puede utilizar una cámara de aire tipo pistón para medir y/o controlar el volumen de aire inhalado y/o exhalado por el sujeto, donde opcionalmente un indicador que haya la cámara indicará el volumen de aire inhalado y/o exhalado. En otro ejemplo más, la modificación del volumen torácico incluye el control y/o la medición del volumen de aire en los pulmones del sujeto utilizando un dispositivo de respiración artificial, por ejemplo, un respirador, (por ejemplo, cuando el sujeto está anestesiado, en estado comatoso o incapacitado de otro modo).

En otro ejemplo, los valores de volumen torácico se toman durante el conjunto de diferentes volúmenes torácicos que se consiguen utilizando un aparato de suministro de aire que suministra aire para la inhalación y recoge una cantidad controlada o medida del aire exhalado. En algunas realizaciones, se puede usar un respirador mecánico. Opcionalmente, el aparato de suministro de aire está conectado a un aparato de monitorización y mide el flujo de aire al mismo tiempo que se realizan las mediciones de las señales EM de los pulmones de un sujeto para identificar parámetros torácicos individuales, opcionalmente para la calibración del aparato de monitorización.

Por ejemplo, la figura 4 representa un sujeto 301 que exhala e inhala de manera controlada a través de un instrumento para medir el flujo de aire 302, tal como un espirómetro, mientras que el dispositivo de obtención de un parámetro o parámetros torácicos individuales 200 mide simultáneamente señales EM de los pulmones utilizando una o más sondas 304. El instrumento para medir el flujo de aire 302 puede recibir el aire de una bomba, por ejemplo, a través de un tubo de bomba 305. Las mediciones del instrumento para medir el flujo de aire 302 se envían al dispositivo de obtención de un parámetro o parámetros torácicos individuales 200 para su procesamiento como se ha descrito en el presente documento, por ejemplo, a través de una conexión de datos 303.

Tales cambios controlados o medidos de los volúmenes de aire indican parámetros torácicos individuales, en concreto, propiedades relacionadas con la dielectricidad de los pulmones, opcionalmente de una manera que se describe en un modelo dieléctrico de tórax, por ejemplo, como se describe más adelante. Esto permite calibrar las mediciones basadas en el modelo.

Según algunas realizaciones de la presente invención, los metadatos se reciben y utilizan para ajustar los parámetros torácicos individuales calculados. Los metadatos pueden incluir metadatos generados por el usuario, como parámetros demográficos que describen al sujeto, por ejemplo, edad, sexo, altura, peso y/o dimensiones anatómicas. Los metadatos pueden incluir y/u obtenerse utilizando datos medidos por dispositivos de medición mecánicos, deducidos

a partir de imágenes radiográficas y/o extraídos por otros medios. Usando esta información, el aparato puede calcular los parámetros torácicos individuales con mayor precisión.

En algunas realizaciones de la presente invención, el dispositivo de obtención de un parámetro o parámetros torácicos individuales 200 utiliza uno o más sensores unidos al cuerpo para obtener mediciones EM, mientras que las mediciones de las cantidades de aire que inhala y exhala el sujeto se envían al dispositivo de obtención de parámetros torácicos individuales 200 a través de un medidor de flujo.

Opcionalmente, se utiliza un modelo que describe las propiedades dieléctricas del pulmón a diferentes valores de volumen torácico para generar un conjunto de ecuaciones para obtener uno o más parámetros torácicos individuales. En dicha realización, este modelo representa opcionalmente una relación entre los parámetros dinámicos del contenido pulmonar, como aire pulmonar y fluido pulmonar, por ejemplo, sangre, y los parámetros torácicos individuales opcionalmente en diferentes volúmenes torácicos.

Opcionalmente, el modelo dieléctrico puede describir la propiedad relacionada con la dielectricidad del pulmón en función de las propiedades relacionadas con la dielectricidad del aire, los fluidos pulmonares y los tejidos pulmonares, y sus respectivos volúmenes, composición y/o concentración. Por ejemplo, el pulmón de una persona normal se compone de aproximadamente 0,5 l a 0,8 l (litros) de sangre, aproximadamente 0,5 l de tejido pulmonar y aproximadamente 1,5-5 l de aire, dependiendo de la cantidad de aire inhalado y exhalado en el proceso de respiración.

El coeficiente dieléctrico total del pulmón se puede estimar como el promedio de los coeficientes dieléctricos de los tres componentes (aire, sangre y tejido) según su respectivo volumen y concentración. Otra opción es estimar el coeficiente dieléctrico equivalente promediando una raíz cuadrada de los coeficientes dieléctricos según una concentración de volumen respectiva y calculando un cuadrado del total. Existen otros modelos dieléctricos para estimar el coeficiente dieléctrico equivalente de una mezcla. Dichos métodos pueden usarse para modelar las propiedades dieléctricas del pulmón y/u otros tejidos torácicos y/u órganos en diferentes períodos a lo largo del ciclo respiratorio y para diferentes estados de edema u otros cambios pulmonares. Por ejemplo, al final de la inspiración, un modelo puede suponer que hay 2 litros de aire en los pulmones y 1,5 litros de contenido de aire al final de la espiración.

A continuación, se hace referencia a un cálculo que se basa en un modelo dieléctrico de tórax que adopta una configuración anatómica en la que una agrupación de tejidos, incluido el pulmón, constituye un medio que atraviesan las señales EM. Por ejemplo, el modelo dieléctrico del tórax se define como un modelo de pared torácica como el que se describe en la publicación de patente internacional número WO2009/031150 presentada el 4 de septiembre de 2008.

A continuación, se hace referencia a las ecuaciones 1-7, que son una descripción matemática de un modelo dieléctrico de tórax a modo de ejemplo y de un proceso de adquisición de parámetros torácicos individuales que se sustituyen en el modelo dieléctrico del tórax para la calibración.

Opcionalmente, el modelo se basa en la siguiente suposición:

Ecuación 1:

$$E_{relación} = \frac{E_r}{E_t}$$

Donde $\frac{E_r}{E_t} = f(V, V_{fluido}, V_{aire}, \text{Propiedades dieléctricas de los tejidos torácicos, parámetros anatómicos})$

donde V indica el volumen total de tejido pulmonar compuesto por gas (es decir, aire) y fluido pulmonar, V_{fluido} indica el volumen total de fluidos en el pulmón, por ejemplo, medido en centímetros cúbicos (CC), donde el contenido de fluido comprende una combinación de fluido extravascular, intravascular e intracelular, y V_{aire} indica el contenido de aire en los pulmones en unidades de volumen. $E_{relación} = \frac{E_r}{E_t}$ indica la relación entre una señal recibida (es decir, interceptada; E_r) y una señal transmitida (es decir, inducida; E_t) en términos del componente eléctrico del campo EM. Cabe señalar que el fluido pulmonar incluye contenido tisular y fluidos, incluida la sangre.

Cabe señalar que algunas realizaciones de la presente invención no se limitan a un modelo u otro y pueden utilizar varios modelos que describan el contenido de fluido del pulmón como parte de sus parámetros.

Opcionalmente, el modelo dieléctrico del tórax se modela en capas apiladas, por ejemplo, piel, grasa, músculo y pulmón, donde cada capa tiene una propiedad dieléctrica diferente, por ejemplo, como se muestra en la figura 5A. Opcionalmente, el modelo de pared torácica de referencia mapea los coeficientes dieléctricos esperados de los tejidos de un modelo de referencia a modo de ejemplo de las propiedades EM de los tejidos de una sección de tórax. Por ejemplo, el modelo de la figura 5A incluye las siguientes capas con los siguientes grosores posibles: una capa de tejido cutáneo (1-3 mm), una capa de tejido graso (50-500 mm), una capa de tejido muscular (50-200 mm), una capa de hueso (30-60 mm) y una capa de tejido pulmonar (~100 mm). Otro ejemplo se representa en la figura 5B, que es un modelo de lado a lado que incluye las siguientes capas con los siguientes grosores posibles: una capa de tejido cutáneo (1-3 mm), una capa de tejido graso (1-5 cm), una capa de tejido muscular (1-2 cm), una capa de hueso (0,5 cm), una capa de tejido pulmonar (~100 mm), una capa de hueso (0,5 cm), una capa de tejido muscular (1-2 cm),

una capa de tejido graso (1-5 cm) y una capa de tejido cutáneo (1-3 mm).

Para algunas o todas las capas, el modelo de pared torácica de referencia incluye uno o más de los siguientes parámetros: un coeficiente dieléctrico relativo, grosor, por ejemplo, como se ha descrito anteriormente, una forma de señal estimada y una respuesta de frecuencia equivalente de una capa que captura un efecto impuesto sobre una señal EM que se propaga a través de ella, por ejemplo, una estimación de la atenuación y dispersión de un pulso que se propaga a través de la capa respectiva. Tal modelo puede representarse en notación fasorial de la siguiente manera:

$$\text{Ecuación 2: } \overline{E_{relación}} = e^{-j2\pi \frac{f}{c} \sum_{i \in \text{tejidos}} D_i \cdot \sqrt{\epsilon_i + j \cdot \epsilon'_i}}$$

donde $\overline{E_{relación}}$ indica una relación fasorial medida entre una señal transmitida y una señal recibida que representa los componentes eléctricos de la radiación electromagnética a una frecuencia determinada, D_i indica una distancia de propagación dentro de la i^{a} capa (grosor de la capa), por ejemplo, capa de piel o capa de grasa, ϵ_i y ϵ'_i indican las partes real e imaginaria de la permitividad dieléctrica (coeficiente dieléctrico) de la i^{a} capa, f indica una frecuencia para la que se calcula el cambio de fase, π indica una Pi constante y C indica una velocidad de la luz en el vacío constante.

Así, el análisis puede basarse en $\varphi = \text{Fase}(\overline{E_{relación}})$ y/o $\text{Amp} = |\overline{E_{relación}}|$.

En algunas realizaciones, un modelo dieléctrico de tórax que describe una determinada fase se puede analizar de la siguiente manera:

$$\text{Ecuación 3: } \varphi = \sum_{i \in \text{tejidos}} 2\pi \cdot D_i \cdot \sqrt{\epsilon_i} \cdot \frac{f}{c}$$

donde $\sqrt{\epsilon_i} \approx \text{Re} \sqrt{\epsilon_i + j \cdot \epsilon'_i}$ cuando la región de interés (RDI) son los pulmones, se puede analizar una determinada fase de la siguiente manera:

$$\text{Ecuación 4: } \varphi = \hat{\varphi} + 2\pi \cdot D_{pulmón} \cdot \sqrt{\epsilon_{pulmón}} \cdot \frac{f}{c}$$

donde $\hat{\varphi}$ indica un cambio de fase es el resultado de que todas las capas no sean la capa de pulmón, incluyendo el cambio de fase efectuado por una o más sondas EM 205, y $D_{pulmón}$ indica la longitud del pulmón, definida como la longitud de la región de tejido pulmonar medida por el aparato usando campos EM, y, en este modelo, se adopta una constante dieléctrica de los pulmones por sujeto en una postura corporal similar repetida con un posicionamiento similar de la una o más sondas EM 205, por ejemplo, transductores.

En algunas realizaciones de la presente invención, la constante dieléctrica de los pulmones viene determinada por un modelo de mezcla de materiales lineal, por ejemplo, un modelo de mezcla de materiales definido de la siguiente manera:

$$\text{Ecuación 5: } \epsilon_{pulmón} = \frac{V_{aire} \cdot \epsilon_{aire} + V_{fluido} \cdot \epsilon_{fluido}}{V}$$

donde, cuando $\epsilon_{aire} = 1$ y $\epsilon_{fluido} \approx 50$, $V_{aire} \cdot \epsilon_{aire}$ es poco significativo en comparación con $V_{fluido} \cdot \epsilon_{fluido}$. Si se selecciona una frecuencia de $f = 3$ GHz, entonces la ecuación 4 es igual a:

$$\text{Ecuación 6: } \varphi \cong \hat{\varphi} + 450 \cdot D_{pulmón} \cdot \sqrt{\frac{V_{fluido}}{V}}$$

donde puede hacerse referencia a $\sqrt{\frac{V_{fluido}}{V}}$ como una concentración de fluido de raíz (CFR), por lo que en la ecuación 6 es evidente que los cambios en φ , suponiendo que otros parámetros del modelo son relativamente constantes, se correlacionan linealmente con los cambios en la CFR, lo que indica cambios en el fluido pulmonar.

En algunas realizaciones, el uso de cambios controlados y/o medidos en el contenido de aire permite la extracción de otras indicaciones del fluido pulmonar. Como se ha descrito con anterioridad, cada uno de un conjunto de valores de volumen torácico se mide durante otro de un conjunto de diferentes volúmenes torácicos que se consiguen de manera controlable.

En algunas realizaciones de la presente invención, los cambios controlados y/o medidos en el contenido de aire permiten la extracción de parámetros torácicos individuales. Por ejemplo, si las mediciones EM se toman con cantidades conocidas de aire inhalado con respecto a, por ejemplo, un volumen desinflado, por ejemplo, volumen al final de la espiración, también conocido como estado de capacidad residual funcional (CRF) del pulmón, entonces, utilizando la notación de

$$\text{Ecuación 7: } \varphi_i \cong \hat{\varphi} + 450 \cdot D_{\text{pulmón}} \cdot \sqrt{\frac{V_{\text{fluido}}}{V_{\text{desinflado}} + \Delta V_i}}$$

que es una ecuación de seis variables, se puede resolver para obtener los parámetros $\hat{\varphi}$, $V_{\text{desinflado}}$, y el término $D_{\text{pulmón}} \cdot \sqrt{V_{\text{fluido}}}$, donde $V_{\text{desinflado}}$ indica la capacidad pulmonar total al final de la espiración mediante la sustitución de valores conocidos de cantidades inhaladas, por ejemplo, tres o más, por ejemplo ΔV_1 , ΔV_2 y ΔV_3 y las mediciones de fase correspondientes, por ejemplo φ_1 , φ_2 y φ_3 .

Opcionalmente, durante el uso, se indica al sujeto que realice, por ejemplo, secuencialmente, una combinación de patrones de respiración, por ejemplo, el patrón de exhalación forzada, el patrón de inhalación máximo y los patrones de respiración normales y los valores de respiración estimados que se utilizan para inferir valores para ΔV_1 , ΔV_2 y ΔV_3 ,

permitiendo la obtención de una medición o estimación de $D_{\text{pulmón}}$ calcular V_{fluido} . Aquí se proporcionan algunos ejemplos de cómo obtener $D_{\text{pulmón}}$. Cabe señalar que los parámetros torácicos individuales adquiridos pueden utilizarse para la calibración. En tales realizaciones, el $V_{\text{desinflado}}$ (es decir, CRF) y el V_{fluido} extraídos son dos parámetros torácicos individuales que permiten deducir otro parámetro torácico individual, la concentración de fluido (CF). Por ejemplo, CF se calcula de la siguiente manera:

$$\text{Ecuación 8: } CF = \frac{V_{\text{fluido}}}{V_{\text{desinflado}}}$$

Opcionalmente, los parámetros torácicos individuales se utilizan para ajustar el análisis de las mediciones EM obtenidas durante la monitorización de los tejidos torácicos intracorporales.

A continuación, se hace referencia a las ecuaciones 9-19, que son una descripción matemática de un modelo dieléctrico de tórax a modo de ejemplo, un modelo de mezcla no lineal y un proceso de adquisición de parámetros torácicos individuales que se sustituyen en el modelo de mezcla no lineal para la calibración. En estas realizaciones, los parámetros torácicos individuales son constantes pulmonares dieléctricas. Opcionalmente, un modelo de mezcla de materiales no lineal se define de la siguiente manera:

$$\text{Ecuación 9: } \sqrt{\varepsilon_{\text{pulmón}}} = \frac{V_{\text{aire}} \cdot \sqrt{\varepsilon_{\text{aire}}} + V_{\text{fluido}} \cdot \sqrt{\varepsilon_{\text{fluido}}}}{V}$$

donde, si $\varepsilon_{\text{aire}} = 1$ y $\varepsilon_{\text{fluido}} \approx 50$, y $f = 3$ GHz, entonces la ecuación se convierte en:

$$\text{Ecuación 10: } \varphi_i \cong \hat{\varphi} + 63 \cdot D_{\text{pulmón}} \cdot \frac{V_{\text{aire}} + V_{\text{fluido}} \cdot \sqrt{50}}{V}$$

En algunas realizaciones de la presente invención, los cambios controlados y/o medidos en el contenido de aire permiten la extracción de parámetros torácicos individuales. Por ejemplo, si las mediciones EM se toman con cantidades conocidas de aire inhalado con respecto a, por ejemplo, un volumen desinflado, por ejemplo, volumen al final de la espiración, también conocido como estado CRF del pulmón, entonces, usando la notación de:

$$\text{Ecuación 11: } \varphi_i \cong \hat{\varphi} + 63 \cdot D_{\text{pulmón}} \cdot \frac{V_{\text{aire, desinflado}} + \Delta V_i + V_{\text{fluido}} \cdot \sqrt{50}}{V_{\text{desinflado}} + \Delta V_i}$$

donde $V_{\text{desinflado}} = V_{\text{aire, desinflado}} + V_{\text{fluido}}$, lo que indica una capacidad pulmonar total al final de la espiración.

En este ejemplo, los valores de las cantidades inhaladas, por ejemplo, tres, por ejemplo ΔV_1 , ΔV_2 y ΔV_3 y las mediciones de fase correspondientes (φ_1 , φ_2 y φ_3) se pueden utilizar para resolver y obtener los parámetros $\hat{\varphi}$, $V_{\text{desinflado}}$ y el término $D_{\text{pulmón}} \cdot \sqrt{V_{\text{fluido}}}$. De manera similar a lo anterior, la concentración de fluido (CF) se puede calcular de la siguiente manera:

$$\text{Ecuación 12: } CF = \frac{V_{\text{fluido}}}{V_{\text{desinflado}}}$$

Según algunas realizaciones de la presente invención, se extraen los parámetros relativos; por ejemplo, un cambio de fluido pulmonar. La medición relativa se puede calcular de la siguiente manera (teniendo en cuenta las ecuaciones 4 y 5):

$$\text{Ecuación 13: } \varphi = \hat{\varphi} + 2\pi f / c \cdot D_{\text{pulmón}} \cdot \sqrt{\frac{V_{\text{aire}} \cdot \varepsilon_{\text{aire}} + V_{\text{fluido}} \cdot \varepsilon_{\text{fluido}}}{V}}$$

donde los cambios controlados y/o medidos en el contenido de aire con respecto a, por ejemplo, un estado de volumen desinflado del pulmón, se pueden calcular de la siguiente manera:

$$\text{Ecuación 14: } \varphi = \hat{\varphi} + 2\pi f/c \cdot D_{\text{pulmón}} \cdot \sqrt{\frac{(V_{\text{aire,desinflado}} + \Delta V) \cdot \varepsilon_{\text{aire}} + V_{\text{fluido}} \cdot \varepsilon_{\text{fluido}}}{V_{\text{desinflado}} + \Delta V}}$$

Usando un cambio medido o controlado en V_{aire} (es decir ΔV) y suponiendo que es lo suficientemente pequeño, y usando una aproximación lineal, $\Delta\varphi = \text{Const} \cdot (\Delta V)$, donde *Const* puede calcularse usando un proceso de calibración. Así, según las suposiciones anteriores, y viendo a partir de las ecuaciones anteriores que ΔV puede sustituirse por $(\Delta V_{\text{fluido}} \cdot \varepsilon_{\text{fluido}})$, los cambios en el contenido de fluido pulmonar (es decir, ΔF_{fluido}) pueden estimarse de la siguiente manera: $\Delta V_{\text{fluido}} = \Delta\varphi / (\text{Const} \cdot \varepsilon_{\text{fluido}})$.

Como se ha descrito con anterioridad, los valores de volumen torácico se toman durante el conjunto de diferentes volúmenes torácicos que se consiguen opcionalmente durante la modificación del volumen torácico.

Según algunas realizaciones de la presente invención, se le indica al sujeto que realice una maniobra de Valsalva y/o una maniobra de Miller (también conocida como maniobra de Muller) mientras se miden las ondas electromagnéticas, opcionalmente utilizando un aparato de cámara de volumen cerrada. Al sujeto se le puede indicar, por ejemplo, que exhale con normalidad y que, desde el final de la espiración o el final del estado de inspiración, realice una maniobra de Valsalva y/o Miller. La maniobra de Valsalva se realiza cuando el sujeto exhala contra una vía respiratoria cerrada, por lo general, al cerrar la boca y tapar la nariz. La maniobra de Miller se realiza cuando el sujeto inhala contra una vía respiratoria cerrada, normalmente cierra la boca y se tapa la nariz, opcionalmente al final de la espiración. Opcionalmente, se le indica al sujeto que realice la maniobra durante un tiempo determinado. Estas maniobras afectan a la presión en las vías respiratorias del pulmón y, en consecuencia, afectan a la sangre y al volumen de sangre en los pulmones. Dado que en la maniobra de Valsalva, por ejemplo, se elimina un volumen de sangre específico de la región pulmonar debido al aumento de la presión durante un período de tiempo, esta maniobra induce un cambio controlado en las propiedades dieléctricas del pulmón. Dada una presión específica que se mantiene durante un período suficientemente largo, los pulmones alcanzan un equilibrio en el que se elimina una cantidad específica de sangre. Por ejemplo, cuando se aplica una presión de 40 milímetros de mercurio (mmHg) durante 10 segundos (s) o más, se eliminan 200 cc de sangre de los pulmones, y cuando se aplica una presión de 50 mmHg durante 10 segundos o más, se eliminan 250 cc de sangre. Se pueden crear varios niveles de presión y los correspondientes volúmenes de fluido sanguíneo eliminados, véase también Dougal McClean *et al.* titulada: "Noninvasive Calibration of Cardiac Pressure Transducers in Subjects With Heart Failure: An Aid to Implantable Hemodynamic Monitoring and Therapeutic Guidance", Journal of Cardiac Failure, vol. 12, n.º 7 2006.

En este caso de ejemplo, la maniobra de Valsalva y/o Miller cambia la cantidad de fluido en los pulmones y, por lo tanto, la ecuación 6 se puede configurar de la siguiente manera:

$$\text{Ecuación 15: } \varphi \cong \hat{\varphi} + 450 \cdot D_{\text{pulmón}} \cdot \sqrt{\frac{V_{\text{fluido}} + \Delta VF_i}{V_{\text{desinflado}}}}$$

donde ΔVF indica una cantidad de fluido sanguíneo eliminado y/o agregado por la maniobra. Como se ha descrito con anterioridad, se pueden generar diferentes parámetros para una serie de ecuaciones indicando al sujeto que realice varias maniobras. Similar a lo anterior, tres de estas ecuaciones permiten deducir los siguientes parámetros torácicos individuales: $\hat{\varphi}$, V_{fluido} , y un término $D_{\text{pulmón}} / \sqrt{V_{\text{desinflado}}}$. La obtención $D_{\text{pulmón}}$ permite calcular $V_{\text{desinflado}}$. Este método puede combinarse con otros métodos para crear cambios controlados y/o medidos en las características del tórax o el pulmón y los parámetros del modelo correspondiente.

Opcionalmente, se indica al sujeto que realice una maniobra de Miller y/o Valsalva mientras se miden las ondas electromagnéticas, opcionalmente utilizando un aparato de cámara de volumen cerrada.

La maniobra de Miller implica la inhalación forzada contra una vía aérea cerrada. Puede realizarse de manera similar a la maniobra de Valsalva con resultados similares (aumentar la cantidad de fluido sanguíneo en los pulmones). Puede realizarse con o sin definiciones de duración, con o sin medición adicional de la presión de la intensidad y/o control de la presión de aire negativa; y puede controlarse utilizando un aparato de cámara de volumen cerrada similar.

También se pueden usar otras maniobras para cambiar la cantidad de fluido en el pulmón de manera controlada. Por ejemplo, un cambio de postura, un cambio de posición, un cambio del ángulo en estado acostado, un cambio de postura de sentado a acostado o viceversa, la elevación de las piernas en una posición acostada y/o similares. Estas maniobras pueden controlarse y/o medirse para mejorar la precisión, por ejemplo, la postura o el cambio de postura pueden medirse y cronometrarse, por ejemplo, usando medidores de inclinación, acelerómetros, giroscopios y/o similares. Por ejemplo, el ángulo del tronco y/o el ángulo de las piernas puede medirse o controlarse durante la maniobra. También se puede medir la duración de la maniobra o de sus partes. Así mismo, pueden medirse los efectos periféricos, por ejemplo, la presión arterial, frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria, antes, durante o después de la maniobra, para así ayudar a evaluar la extensión de la maniobra y el cambio esperado en el contenido de fluido de los pulmones. Al igual que con la maniobra de Valsalva, una maniobra determinada crea un nuevo estado de equilibrio que elimina o agrega una cantidad determinada de fluido al tórax.

El cambio, medido en la señal EM interceptada, durante el cambio controlado inducido en el sujeto, se puede analizar utilizando un modelo dieléctrico de tórax para estimar los parámetros torácicos individuales para el modelo dieléctrico del tórax. Por ejemplo, como se ha descrito anteriormente, los parámetros torácicos individuales se pueden utilizar para calibrar el dispositivo de análisis torácico. Por lo tanto, induciendo un cambio controlado de las propiedades relacionadas con la dielectricidad de un pulmón monitorizado, por ejemplo, mientras se realizan las mediciones EM del pulmón, es posible rastrear los cambios en la señal EM recibida en vista del cambio inducido. Este método se puede emplear para calcular los parámetros del modelo para el sujeto que se está monitorizando usando las mediciones EM.

Estos cambios controlados se pueden inducir una vez, varias veces, periódicamente y/o de forma continua a lo largo de una sesión de medición EM y/o un período de monitorización, de una o varias maneras, y utilizando uno o más grados de intensidad. Estos cambios controlados pueden incluir el uso de los métodos anteriores y/u otras técnicas para cambiar las propiedades relacionadas con la dielectricidad del tejido medido, como se ha mencionado anteriormente.

Opcionalmente, la señal EM se mide mientras el sujeto realiza las maniobras anteriores. Por ejemplo, la figura 6 representa la fase 171 y la amplitud 172 de una señal de medición EM capturada mientras el sujeto realizaba una maniobra de Valsalva y analizada durante un período de unos pocos minutos y modulada con la respiración del sujeto. En 173-175 se ven tres períodos en los que se realiza la maniobra de Valsalva y la respectiva eliminación de un volumen específico de sangre del pulmón del sujeto. Las mediciones EM pueden tomarse durante una o más de las maniobras y/o en un momento en que no se realice la maniobra.

Según algunas realizaciones de la presente invención, los valores de volumen torácico se obtienen durante el conjunto de diferentes volúmenes torácicos que se adquieren utilizando un aparato de cámara de volumen cerrada, por ejemplo, el aparato de cámara de volumen 161 representado en la figura 7. El aparato de cámara de volumen cerrada 161 indica la presión de aire en el pulmón del sujeto durante una cantidad de tiempo medida.

Opcionalmente, se le indica al sujeto que inhale o exhale contra la cámara cerrada 162 a través de una sola abertura de flujo de aire, por ejemplo, una boquilla 163, mientras que el aparato 161 induce y/o mide la presión del aire en la cámara 162 usando una bomba de aire 165 y/o un sensor de presión 164. La bomba 165 y el sensor de presión pueden conectarse a través de enlaces de datos 167/8 a un dispositivo de obtención de un parámetro o parámetros torácicos individuales 200. El aparato 161 puede ser controlado por una unidad de procesamiento que puede estar integrada en el aparato de cámara de volumen cerrada 161. La unidad de procesamiento puede registrar las mediciones de presión y/o medir la duración en que se mantiene la presión y/o controlar la bomba de aire para crear la presión deseada en la cámara. La unidad de procesamiento puede comunicarse con una unidad de interfaz de sujeto para proporcionar información que se utilizará como base para indicar al o a la sujeto el comportamiento que se requiere de él/ella (inhalar o exhalar contra la cámara cerrada para crear la presión deseada) durante la duración deseada.

Durante el uso, el aparato 161 se puede utilizar para extraer los valores de volumen torácico de un conjunto de volúmenes torácicos identificados.

Según algunas realizaciones de la presente invención, los parámetros torácicos individuales incluyen parámetros fisiológicos estimados del sujeto. Por ejemplo, también puede suponerse la relación entre la profundidad de un pulmón (por ejemplo, la dimensión anteroposterior del pulmón) y la raíz cuadrada del volumen pulmonar en función de la población general y/o ajustarse en función de las características específicas del sujeto, por ejemplo, el peso, la altura, la circunferencia del tórax y datos similares.

En otro ejemplo, se supone que el volumen corriente es un volumen promedio, por ejemplo, para un adulto de 500 centímetros cúbicos (cc) y/o se ajusta en función del peso del sujeto, por ejemplo, suponiendo un valor para una persona normal en reposo de 7 mililitros (ml) por kilogramo (kg) de peso corporal y/o en correlación con el IMC o el nivel de condición física y/o cualquier otra característica específica del sujeto. El volumen corriente se puede estimar en función de la ventilación por minuto promedio (definida como el volumen corriente multiplicado por la frecuencia respiratoria dada como respiraciones por minuto) de, por ejemplo, 6 litros por minuto, y ajustarse en función de una frecuencia respiratoria medida, véase "Tintall's Emergency Medicine, Ch. 22"; Todd L. Slesinger, M.D.; 2011. De igual manera, se puede estimar el volumen residual funcional respiratorio con el valor promedio de la población general de 2500 cc y/o en función del peso y la edad del sujeto, por ejemplo $(0,0275 * \text{Edad}[\text{años}] + 0,0189 * \text{Altura}[\text{cm}] - 2,6139)$ litros en personas con peso normal y $(0,0277 * \text{Edad}[\text{años}] + 0,0138 * \text{Altura}[\text{cm}] - 2,3967)$ litros en personas con sobrepeso, véase MILLER, WAYNE C.; SWENSEN, THOMAS; WALLACE, JANET P. (February 1998). "Derivation of prediction equations for RV in overweight men and women", Medicine & Science in Sports & Exercise 30 (2): 322-327.

Según algunas realizaciones de la presente invención, los parámetros clínicos incluyen parámetros respiratorios como la frecuencia respiratoria, la ventilación por minuto, un volumen corriente, un volumen residual y/o la CRF.

Opcionalmente, los valores de respiración, utilizados como valores de volumen torácico, por ejemplo, el volumen corriente, se utilizan para la calibración empleando una sonda EM que captura señales EM procedentes de los pulmones. Después de la calibración, las mediciones EM se pueden usar para continuar y proporcionar las mediciones

del volumen corriente; y, además, se puede obtener la ventilación por minuto empleando la medición del volumen corriente multiplicada por un valor de la frecuencia respiratoria. El valor de la frecuencia respiratoria puede evaluarse usando uno o más métodos de análisis de frecuencia aplicados a la señal EM medida. Por ejemplo, buscando un pico de potencia máximo en el dominio de la frecuencia, una representación de la fase de la señal EM medida en un intervalo entre 2/60 Hz y 1 Hz (hercios), después de emplear métodos para suprimir de la señal los efectos de los latidos del corazón.

Opcionalmente, el volumen residual (VR) se puede calcular usando el método anterior mientras el sujeto exhala tanto como puede. En este caso, la ecuación resultante $\varphi_i \cong \hat{\varphi} + 450 \cdot D_{pulmón} \cdot \sqrt{\frac{V_{fluido}}{V_{VR} + \Delta V_i}}$ puede utilizarse con los cambios controlados y/o medidos en el contenido de aire para obtener el VR.

Los parámetros respiratorios son importantes en relación con varias patologías y afecciones médicas, por ejemplo, insuficiencia cardíaca, enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), enfermedad pulmonar intersticial (EPI) y/o lesión pulmonar aguda (LPA).

Opcionalmente, se genera un modelo de ruido y se utiliza para mejorar el cálculo de los parámetros torácicos individuales, por ejemplo, utilizando un método de error de mínimos cuadrados.

Según algunas realizaciones de la presente invención, un dispositivo de análisis torácico se calibra en función del parámetro o parámetros torácicos individuales que se calculan independientemente de la información sobre los volúmenes torácicos actuales. Por ejemplo, el parámetro o parámetros torácicos individuales pueden incluir el diámetro del pulmón, que se aproxima según el promedio de la población estimado en aproximadamente 17,1 centímetros (cm) o cualquier otro promedio estimado apropiado. Esta y otras aproximaciones pueden ser más precisas si se estiman en función de los parámetros físicos generales del sujeto, tal como la altura, el peso, el índice de masa corporal (IMC), la edad, el sexo y/o la relación grasa-músculo. Otra opción es aproximar el diámetro del pulmón según el perímetro torácico del sujeto. El perímetro torácico puede medirse bajo las axilas del sujeto y multiplicarse por un factor como 0,164 (o cualquier otro factor apropiado). Opcionalmente, el diámetro del pulmón se aproxima según la profundidad del tórax del sujeto. Opcionalmente, el tórax (es decir, la profundidad de delante hacia atrás) se puede medir usando una herramienta mecánica determinada. La medición se correlaciona opcionalmente con la medición de cambio de fase y, opcionalmente, se multiplica por un factor.

Otro ejemplo de parámetro o parámetros torácicos individuales calculados de forma independiente son los parámetros torácicos individuales medidos utilizando una modalidad de formación de imágenes, como tomografía computarizada (TC), formación de imágenes por resonancia magnética (RM), formación de imágenes por ultrasonido, y/o radiografía, y/u otros métodos de formación de imágenes o cualquier otro sistema conocido para hallar el ancho del pulmón a lo largo de la trayectoria de medición. Por ejemplo, se pueden estimar las propiedades relacionadas con la dielectricidad de los tejidos en el tórax y, específicamente, en las regiones de interés.

Por ejemplo, la relación de fluido y aire del tejido pulmonar, el tejido adiposo y/u otros tejidos se puede estimar en función del análisis de los niveles de gris de la imagen en regiones de interés en una imagen de TC u otras modalidades de formación de imágenes. Dicho análisis de una imagen de TC para evaluar la concentración de fluido pulmonar se puede realizar extrayendo una región tridimensional (3D) de interés de la imagen, digamos, de dentro del pulmón o de toda la región pulmonar; y calcular el nivel de atenuación promedio de la región en unidades Hounsfield (UH). Las UH pueden convertirse en concentración de fluido (es decir, la relación entre el volumen de sangre, el parénquima y cualquier fluido patológico con el volumen total) utilizando una escala lineal. La transformación de UH a porcentaje de concentración de fluido se puede realizar asignando un valor entre 0 % y 100 % a lo largo del intervalo de valores de UH, entre 1000 UH (la radiodensidad calibrada del aire) y 0 UH (la radiodensidad calibrada del agua), por ejemplo, 800 UH equivalen al 80 % de contenido de aire y al 20 % de concentración de fluido.

Otro ejemplo de un parámetro o parámetros torácicos individuales calculados de forma independiente son los parámetros torácicos individuales medidos usando una señal EM reflejada desde el tórax, por ejemplo, la medición de D como se describe en Staderini EM, UWB radars in medicine, IEEE Aerospace and Electronic Systems, volumen: 17 (1) 2002.

Según algunas realizaciones de la presente invención, los valores de respiración se cuantifican procesando la amplitud de una señal interceptada en relación con la señal proporcionada y se utilizan, junto con un modelo, como el modelo de tórax dieléctrico anterior, para calcular parámetros torácicos individuales.

A continuación, se hace referencia a un modelo que está definido para las señales de banda estrecha que atraviesan los pulmones del sujeto. Este modelo puede ajustarse para el análisis de otras señales, por ejemplo, señales EM que se transmiten y capturan desde una sonda que se instala en la espalda, el tórax y/o debajo del brazo del sujeto. En tales realizaciones, el modelo se puede definir de la siguiente manera:

$$\text{Ecuación 16: } Amp = |E_{relación}| = e^{-j2\pi f_c \sum_{i \in \text{tejidos}} D_i \cdot Im(\sqrt{\epsilon_i + j \cdot \epsilon_i'})}$$

donde $Amp = |E_{relación}|$ indica una relación de amplitud medida entre una señal transmitida y una señal recibida que representa un componente eléctrico de la señal electromagnética.

5 La siguiente ecuación,

Ecuación 17:

$$\ln(Amp) = \ln(Amp_0) - j2\pi \frac{f}{C} \cdot D_{pulmón} \cdot \text{Im}(\sqrt{\varepsilon_{pulmón} + j \cdot \varepsilon'_{pulmón}})$$

10 con el uso de la notación $\varepsilon^c = \varepsilon + j \cdot \varepsilon'$, puede utilizar un modelo, como el de la ecuación 5, por ejemplo, $\varepsilon^c_{pulmón} = \frac{V_{aire} + V_{fluido} \cdot \varepsilon^c_{fluido}}{V}$, y de manera similar a la descripción anterior aproximada $\varepsilon^c_{pulmón} \approx \frac{V_{aire} + V_{fluido} \cdot \varepsilon^c_{fluido}}{V}$. Con el uso de un logaritmo natural, se recibe lo siguiente:

Ecuación 18:

15

$$\ln(Amp) = \ln(Amp_0) - j2\pi \frac{f}{C} \cdot D_{pulmón} \cdot \text{Im}(\sqrt{\frac{V_{aire} + V_{fluido} \cdot \varepsilon^c_{fluido}}{V}})$$

aunque se menciona en otras realizaciones descritas, los cambios controlados y/o medidos en el contenido de aire (Av_i) permiten la extracción de otros parámetros torácicos individuales. Por ejemplo, como se ha descrito anteriormente, si se toman varias mediciones con cantidades conocidas de aire inhalado (Av_i) con respecto al estado desinflado del pulmón (es decir, después de la exhalación), se recibe lo siguiente:

Ecuación 19:

25

$$\ln(Amp)_i = \ln(Amp_0) - j2\pi \frac{f}{C} \cdot D_{pulmón} \cdot \text{Im}(\sqrt{\frac{V_{desinflado} + \Delta v_i + V_{fluido} \cdot \varepsilon^c_{fluido}}{V_{desinflado} + \Delta v_i + V_{fluido}}})$$

Usando los valores conocidos de cuatro o más cantidades inhaladas (Av_i) y sus correspondientes mediciones de fase $\ln(Amp)_i$ se pueden resolver y obtener los siguientes parámetros $\ln(Amp_0)$, $V_{desinflado}$, V_{fluido} y $D_{pulmón}$.

En estas realizaciones, el $V_{desinflado}$ y el V_{fluido} extraídos son dos de los parámetros torácicos individuales de interés.

Según algunas realizaciones de la presente invención, los modelos anteriores comparten parámetros para crear un modelo híbrido que pueda mejorar la precisión de los resultados de la estimación de los parámetros torácicos individuales. Las combinaciones de los modelos se pueden implementar como conjuntos extendidos de ecuaciones resueltas en cualquiera de los métodos mencionados u otros conocidos en la técnica. De forma similar, cualesquiera de los modelos anteriores se pueden combinar entre sí y/o con otros modelos.

Según algunas realizaciones de la presente invención, un dispositivo de monitorización torácica y/o un dispositivo de análisis torácico pueden utilizar múltiples frecuencias. Los modelos anteriores y otros posibles modelos se pueden utilizar con un contenido de frecuencia variado para obtener una estimación precisa de los parámetros en vista de los errores de medición.

Por ejemplo, la ε^c_{fluido} , determinada en los modelos anteriores y que adopta una frecuencia determinada, tiene diferentes valores a diferentes frecuencias. La ejecución de mediciones en múltiples frecuencias crea una pluralidad de conjuntos de ecuaciones linealmente independientes, permitiendo estimaciones más precisas de los parámetros torácicos individuales. Las diversas mediciones de frecuencia pueden medirse de manera sustancialmente simultánea para crear ecuaciones adicionales con el mismo estado de contenido de aire del pulmón en el mismo momento.

Se pueden usar modelos de tórax similares a los anteriores con dispositivos de análisis de tórax basados en múltiples frecuencias para modelar los efectos de los parámetros torácicos individuales y obtener parámetros clínicos. Además, de manera similar, se pueden emplear métodos similares para obtener parámetros torácicos individuales utilizando múltiples frecuencias.

Opcionalmente, las mediciones en múltiples frecuencias se utilizan para resolver uno o más problemas de ambigüedad de fase, por ejemplo la incertidumbre $2\pi P_i$ en la fase medida en presencia de ruido de medición que puede aparecer al analizar una fase de una señal de ancho de banda bajo. Por ejemplo, es posible estimar un retardo de grupo de fase de una señal modulada de banda ancha para resolver las ambigüedades de fase y luego extraer los cambios de

fase específicos de frecuencia que se utilizarán en uno o más de los modelos anteriores. Por ejemplo, la ecuación 19 se puede usar con mediciones simultáneas de múltiples frecuencias F_i para producir el siguiente conjunto de ecuaciones:

5 Ecuación 20: (f_i)

$$\ln(Amp)_{i,j} = \ln(Amp_0) - j2\pi \frac{f}{C} \cdot D_{pulmón} \cdot \operatorname{Im} \left(\sqrt{\frac{V_{desinflado} + \Delta v_i + V_{fluido} \cdot \varepsilon^C(f_j)_{fluido}}{V_{desinflado} + \Delta v_i + V_{fluido}}} \right)$$

10 Según algunas realizaciones de la presente invención, las señales EM de múltiples transductores que se colocan en varias ubicaciones para monitorizar al sujeto (por ejemplo, varias ubicaciones en el tórax del sujeto) se analizan por separado. Opcionalmente, dos transductores de señal se colocan en dos ubicaciones diferentes que se utilizan para transmitir señales EM entre ellos. Sin embargo, uno o más de estos pueden transmitir una señal y medir, además o en su lugar, su reflejo. Cuando se usan más de dos transductores, se pueden emplear trayectorias adicionales. Esto puede permitir, por ejemplo, reducir los errores de medición. Las diversas ubicaciones pueden permitir recibir señales EM que atraviesen múltiples trayectorias. Suponiendo que las trayectorias estén en la misma región general, se puede suponer que el contenido de fluido en cada trayectoria es el mismo. Así, con cada una de esas trayectorias, se puede resolver una ecuación diferente para calcular los parámetros torácicos individuales de interés. Por ejemplo, en cualquiera de los modelos anteriores, cada trayectoria está asociada a un parámetro $D_{pulmón}$ diferente. Se pueden emplear mediciones simultáneas en un sistema de ecuación simple, con ecuaciones más linealmente independientes, 20 que pueden utilizarse para estimaciones más contundentes en determinadas condiciones de ruido de medición.

Como ejemplo, la ecuación 6 se usa con cambios controlados en el contenido de aire de los pulmones y mediciones simultáneas de 2 trayectorias para producir lo siguiente:

25 Ecuación 21: $\varphi_{i,j} \cong \hat{\varphi} + 150 \cdot D_{pulmón_j} \cdot \sqrt{\frac{V_{fluido}}{V_{desinflado} + \Delta v_i}}, j = 1,2$

Opcionalmente, en este ejemplo, se utilizan menos de tres mediciones, por ejemplo, cuando los parámetros son de diferentes fuentes, por ejemplo, cuando el volumen de los pulmones se recibe desde un dispositivo externo y/o lo introduce el sujeto y/o cualquier operario.

30 Opcionalmente, se pueden combinar varias ubicaciones y frecuencias para crear uno o más sistemas de ecuaciones que aumenten la contundencia de la estimación de los parámetros torácicos individuales.

Por ejemplo, a continuación se hace referencia a la figura 8, que es un gráfico de experimento que refleja el cálculo de la concentración de fluido pulmonar 311 en función de la medición EM de un sujeto animal, en comparación con una estimación basada en TC 312 del mismo parámetro basado en múltiples imágenes adquiridas a lo largo del experimento. El experimento se lleva a cabo al mismo tiempo que las mediciones del espirómetro del volumen de respiración, y utilizando el modelo mencionado anteriormente que describe la fase de la señal y la amplitud de la señal, con un modelo de mezcla lineal y una estimación de D basada en mediciones mecánicas. El gráfico muestra la estimación del parámetro de concentración de fluido, también conocida como contenido de fluido, realizada varias veces en el transcurso de cuatro horas mientras el fluido pulmonar animal ha cambiado rápidamente utilizando un protocolo de experimento de sobrecarga salina sistémica.

45 Cabe señalar que cuando la señal EM es una señal reflejada, por ejemplo, cuando se utiliza un único transceptor o cuando un elemento receptor y un elemento transmisor están montados en el mismo lado del cuerpo del sujeto (denominado en el presente documento sonda S_{11}), puede emplearse un modelo que tenga en cuenta el recorrido de ida y vuelta de la onda EM. Por ejemplo, cuando una onda se refleja entre dos capas de medios dieléctricos, el coeficiente de reflejo es el siguiente:

50 Ecuación 22: $R = \frac{E_R}{E_T} = \frac{\sqrt{\varepsilon_1} - \sqrt{\varepsilon_2}}{\sqrt{\varepsilon_1} + \sqrt{\varepsilon_2}}$

donde ε_1 indica un coeficiente dieléctrico de la primera capa y ε_2 indica un coeficiente dieléctrico de la segunda capa.

Así, el coeficiente de S_{11} se redacta de la siguiente manera:

55 Ecuación 23: $S_{11}(V) = R_0 + C \left(\frac{\sqrt{\varepsilon_1} - \sqrt{\varepsilon_{pulmón}(V)}}{\sqrt{\varepsilon_1} + \sqrt{\varepsilon_{pulmón}(V)}} \right)$

donde ε_1 indica un coeficiente dieléctrico de la pared pulmonar, $\varepsilon_{pulmón}$ indica un coeficiente dieléctrico del tejido pulmonar, V indica un volumen pulmonar, y R_0 , C indica constantes relacionadas con otras capas de tejido que están

más cerca de la sonda y las propiedades de la sonda. Empleando el modelo, por ejemplo, como el descrito en la ecuación 8, se puede redactar lo siguiente:

$$\text{Ecuación 24: } \sqrt{\varepsilon_{\text{pulmón}}(\Delta V)} = \frac{\sqrt{\varepsilon_{\text{aire}}(V_{\text{desinflado}} - V_{\text{fluido}} + \Delta V)} + \sqrt{\varepsilon_{\text{fluido}} V_{\text{fluido}}}}{V_{\text{desinflado}} + \Delta V}$$

donde $V_{\text{desinflado}}$ indica el volumen pulmonar total en reposo (FRV, por sus siglas en inglés), de modo que

$$\text{Ecuación 25: } \sqrt{\varepsilon_{\text{pulmón}}(0)} = \frac{\sqrt{\varepsilon_{\text{aire}} V_{\text{aire}}} + \sqrt{\varepsilon_{\text{fluido}} V_{\text{fluido}}}}{V_{\text{desinflado}}}$$

La diferencia entre las señales se puede estimar para eliminar R_0 :

$$\text{Ecuación 26: } S_{11}(\Delta V_1) - S_{11}(0) = \frac{\frac{\sqrt{\varepsilon_1} - \sqrt{\varepsilon_{\text{pulmón}}(\Delta V_1)}}{\sqrt{\varepsilon_1} + \sqrt{\varepsilon_{\text{pulmón}}(\Delta V_1)}} - \frac{\sqrt{\varepsilon_1} - \sqrt{\varepsilon_{\text{pulmón}}(0)}}{\sqrt{\varepsilon_1} + \sqrt{\varepsilon_{\text{pulmón}}(0)}}}{\frac{\sqrt{\varepsilon_1} - \sqrt{\varepsilon_{\text{pulmón}}(\Delta V_2)}}{\sqrt{\varepsilon_1} + \sqrt{\varepsilon_{\text{pulmón}}(\Delta V_2)}} - \frac{\sqrt{\varepsilon_1} - \sqrt{\varepsilon_{\text{pulmón}}(0)}}{\sqrt{\varepsilon_1} + \sqrt{\varepsilon_{\text{pulmón}}(0)}}}$$

Adicionalmente, el cociente de las señales se puede evaluar para eliminar C :

$$\text{Ecuación 27: } \frac{S_{11}(\Delta V_1) - S_{11}(0)}{S_{11}(\Delta V_2) - S_{11}(0)} = \frac{\frac{\frac{\sqrt{\varepsilon_1} - \sqrt{\varepsilon_{\text{pulmón}}(\Delta V_1)}}{\sqrt{\varepsilon_1} + \sqrt{\varepsilon_{\text{pulmón}}(\Delta V_1)}} - \frac{\sqrt{\varepsilon_1} - \sqrt{\varepsilon_{\text{pulmón}}(0)}}{\sqrt{\varepsilon_1} + \sqrt{\varepsilon_{\text{pulmón}}(0)}}}{\frac{\sqrt{\varepsilon_1} - \sqrt{\varepsilon_{\text{pulmón}}(\Delta V_2)}}{\sqrt{\varepsilon_1} + \sqrt{\varepsilon_{\text{pulmón}}(\Delta V_2)}} - \frac{\sqrt{\varepsilon_1} - \sqrt{\varepsilon_{\text{pulmón}}(0)}}{\sqrt{\varepsilon_1} + \sqrt{\varepsilon_{\text{pulmón}}(0)}}}$$

Lo anterior depende únicamente de V_{fluido} , $V_{\text{desinflado}}$, ε_1 , $\varepsilon_{\text{aire}}$, $\varepsilon_{\text{fluido}}$. $V_{\text{desinflado}}$, ε_1 puede deducirse de otros medios de medición y $\varepsilon_{\text{aire}}$, $\varepsilon_{\text{fluido}}$ son constantes conocidas. Así, la ecuación anterior se puede utilizar para hallar V_{fluido} , por ejemplo, empleando un esquema numérico.

Se espera que durante la vida de una patente que se desarrolle a partir de esta solicitud se crearán muchos métodos y sistemas relevantes y el alcance de los términos sonda, transductor y antena está pensado para incluir todas esas nuevas tecnologías *a priori*.

Tal como se utiliza en el presente documento, el término "aproximadamente" hace referencia a $\pm 10 \%$.

Los verbos "comprende", "que comprende", "incluye", "que incluye", "que tiene" y sus conjugaciones significan "que incluye, pero no se limita a". Esta expresión abarca las expresiones "que consiste en" y "que consiste esencialmente en".

La expresión "que consiste esencialmente en" significa que la composición o método puede incluir ingredientes y/o etapas adicionales, pero solo si los ingredientes y/o etapas adicionales no alteran materialmente las características básicas y novedosas de la composición o método reivindicado.

Como se utiliza en el presente documento, las formas en singular "uno", "una", "el" y "la" incluyen referencias en plural a menos que el contexto indique claramente lo contrario. Por ejemplo, la expresión "un compuesto" o "al menos un compuesto" puede incluir una pluralidad de compuestos, incluyendo mezclas de estos.

La expresión "a modo de ejemplo" se usa en el presente documento para decir "que sirve como un ejemplo, caso o ilustración". Cualquier realización descrita como "a modo de ejemplo" no tiene que interpretarse necesariamente como preferida o ventajosa respecto a otras realizaciones y/o excluir la incorporación de características de otras realizaciones.

La palabra "opcionalmente" se utiliza en el presente documento para decir que "se proporciona en algunas realizaciones y no se proporciona en otras realizaciones". Cualquier realización específica de la invención puede incluir una pluralidad de características "opcionales" a no ser que dichas características sean opuestas.

A lo largo de la presente solicitud, pueden presentarse diversas realizaciones de la presente invención en un formato de intervalo. Debe entenderse que la descripción en formato de intervalo es meramente por comodidad y brevedad y no debe interpretarse como una limitación inflexible del alcance de la invención. Por consiguiente, debe considerarse que la descripción de un intervalo divulga específicamente todos los posibles intervalos secundarios, así como los valores numéricos individuales dentro de dicho intervalo. Por ejemplo, debe considerarse que la descripción de un intervalo, tal como del 1 al 6, presenta subintervalos divulgados específicamente, tales como del 1 al 3, del 1 al 4, del 1 al 5, del 2 al 4, del 2 al 6, del 3 al 6, etc., así como los números individuales dentro de ese intervalo, por ejemplo, 1, 2, 3, 4, 5 y 6. Esto se aplica independientemente de la amplitud del intervalo.

Siempre que se indique en el presente documento un intervalo numérico, se pretende que incluya cualquier número

citado (fraccionario o entero) dentro del intervalo indicado. Las expresiones "que oscila/oscila entre" un primer número de indicación y un segundo número de indicación y "que oscila/oscila de" un primer número de indicación "a" un segundo número de indicación se utilizan indistintamente en el presente documento y pretenden incluir el primer y segundo números indicados y todos los números fraccionarios y enteros entre ellos.

- 5 Se aprecia que determinadas características de la invención que, por motivos de claridad, se describen en el contexto de realizaciones separadas, también pueden proporcionarse combinadas en una única realización. Por el contrario, diversas características de la invención que, por motivos de brevedad, se describen en el contexto de una única realización, también pueden proporcionarse por separado o en cualquier subcombinación adecuada o como sea
- 10 adecuado en cualquier otra realización descrita de la invención. Ciertas características descritas en el contexto de diversas realizaciones no deben considerarse características esenciales de dichas realizaciones, a menos que la realización sea inviable sin esos elementos.

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo de análisis torácico para obtener el volumen total de fluidos en el pulmón, que comprende una combinación de fluidos extravasculares, intravasculares e intracelulares de un pulmón de un sujeto, que comprende:

una primera interfaz (202) para recibir una pluralidad de mediciones electromagnéticas (EM) de una pluralidad de señales EM, capturándose dicha pluralidad de señales EM desde un área intracorporal torácica de los pulmones de un sujeto en una pluralidad de momentos diferentes durante la modificación del volumen torácico de dicho sujeto;

una segunda interfaz (203) para recibir una pluralidad de valores de volumen torácico, en donde cada uno de dicha pluralidad de valores de volumen torácico se mide en uno de dicha pluralidad de momentos diferentes durante dicha modificación del volumen torácico de dicho sujeto; y
caracterizado por:

un procesador (201) adaptado para:

obtener al menos un parámetro torácico individual mediante la combinación de dicha pluralidad de mediciones EM y dicha pluralidad de valores de volumen torácico;

personalizar un modelo dieléctrico según el al menos un parámetro torácico individual; calibrar dicho dispositivo de análisis torácico según dicho modelo dieléctrico personalizado;

capturar, con dicho dispositivo de análisis torácico calibrado, una pluralidad de mediciones EM posteriores de una pluralidad de señales EM posteriores desde el área intracorporal torácica de los pulmones del sujeto para extraer el volumen total de fluidos en el pulmón del sujeto (V_{fluido}),

en donde un volumen total de tejido pulmonar en el pulmón está compuesto por el volumen total de fluidos (V_{fluido}) y el contenido de aire en los pulmones (V_{aire}).

2. El dispositivo de análisis torácico de la reivindicación 1, en donde dicha primera interfaz está asociada con una sonda que tiene al menos una antena para capturar dicha pluralidad de señales EM posteriores.

3. El dispositivo de análisis torácico de una cualquiera de las reivindicaciones 1 y 2, en donde dicha segunda interfaz está asociada con un instrumento para medir al menos uno de los flujos de aire de respiración de dicho sujeto para recibir dicha pluralidad de valores de volumen torácico.

4. El dispositivo de análisis torácico de una cualquiera de las reivindicaciones 1-3, en donde dicho procesador está asociado con una unidad de presentación que muestra instrucciones que indican cómo realizar dicha modificación del volumen torácico de manera correlacionada con la medición de dicha pluralidad de valores de volumen torácico.

5. El dispositivo de análisis torácico de una cualquiera de las reivindicaciones 1-4, que comprende una unidad de procesamiento configurada para obtener uno o más parámetros clínicos según el al menos un parámetro torácico individual y datos relacionados con la radiación electromagnética (EM) recibida de un tejido interno del sujeto.

6. Un método para obtener el volumen total de fluidos en el pulmón, que comprende una combinación de fluidos extravasculares, intravasculares e intracelulares de un pulmón de un sujeto, que comprende:

recibir una pluralidad de mediciones electromagnéticas (EM) de una pluralidad de señales EM que se capturan desde un área intracorporal torácica de los pulmones de un sujeto en una pluralidad de momentos diferentes mientras dicho sujeto realiza al menos una modificación del volumen torácico;

obtener una pluralidad de valores de volumen torácico medidos en dicha pluralidad de momentos diferentes y correspondientes a dicha pluralidad de mediciones EM; y

obtener al menos un parámetro torácico individual de dicho sujeto utilizando dicha pluralidad de mediciones EM y dicha pluralidad de valores de volumen torácico;
caracterizado por realizar además lo siguiente:

personalizar un modelo dieléctrico según el al menos un parámetro torácico individual;
calibrar un dispositivo de análisis torácico según dicho modelo dieléctrico personalizado;

capturar, con dicho dispositivo de análisis torácico calibrado, una pluralidad de mediciones EM posteriores de una pluralidad de señales EM posteriores capturadas desde el área torácica intracorporal de los pulmones del sujeto para extraer el volumen total de fluidos en el pulmón del sujeto;

en donde un volumen total de tejido pulmonar en el pulmón está compuesto por el volumen total de fluidos (V_{fluido}) y el contenido de aire en los pulmones (V_{aire}).

7. El método de la reivindicación 6, en donde dicha obtención de una pluralidad de valores de volumen torácico comprende determinar un valor de respiración de dicho sujeto en una pluralidad de casos separados durante dicha modificación del volumen torácico; en donde dicha pluralidad de valores de volumen torácico comprende al menos el valor de respiración de dicho sujeto.

- 5 8. El método de una cualquiera de las reivindicaciones 6 y 7, en donde dicho modelo dieléctrico se modela con una pluralidad de capas apiladas que tienen diferentes propiedades dieléctricas y se seleccionan de un grupo que consiste en piel, grasa, músculo, hueso, tejido conjuntivo y pulmón.
- 5 9. El método de una cualquiera de las reivindicaciones 6-8, en donde la información relacionada con dicho al menos un parámetro torácico individual se almacena durante una sesión de calibración del dispositivo de análisis torácico y se utiliza para analizar una pluralidad de mediciones EM posteriores que se miden durante una sesión de monitorización de dicho dispositivo de monitorización torácica.
- 10 10. El método de una cualquiera de las reivindicaciones 6-9, en donde dicho al menos un parámetro torácico individual comprende al menos uno de: un elemento de un grupo que consiste en: dimensión o dimensiones del corazón, posición del corazón, dimensiones de la capa de grasa, dimensión o dimensiones del músculo torácico, dimensión o dimensiones de la costilla torácica, posición de la costilla torácica, volumen pulmonar, dimensión o dimensiones del pulmón y dimensión o dimensiones del tórax; y las propiedades relacionadas con la dielectricidad de al menos uno de un tejido torácico y un órgano torácico de dicho sujeto.
- 15 11. El método de una cualquiera de las reivindicaciones 6-10, en donde dicha pluralidad de señales EM se reflejan desde al menos un objeto dentro del tórax de dicho sujeto y atraviesan dichos pulmones.
- 20 12. El método de una cualquiera de las reivindicaciones 6-11, en donde dicha pluralidad de señales EM comprende una pluralidad de señales EM que tienen una pluralidad de frecuencias diferentes.
- 25 13. El método de una cualquiera de las reivindicaciones 6-12, en donde dicha obtención de al menos un parámetro torácico individual se realiza según uno o más parámetros demográficos relacionados con el sujeto.
14. El método de una cualquiera de las reivindicaciones 6-13, en donde dicha obtención de al menos un parámetro torácico individual se realiza según una relación de amplitud medida entre una señal transmitida y una señal recibida.

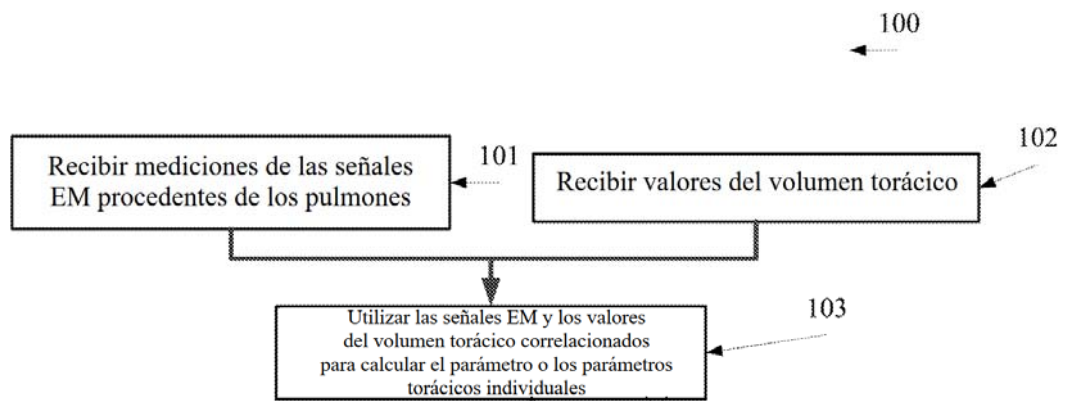
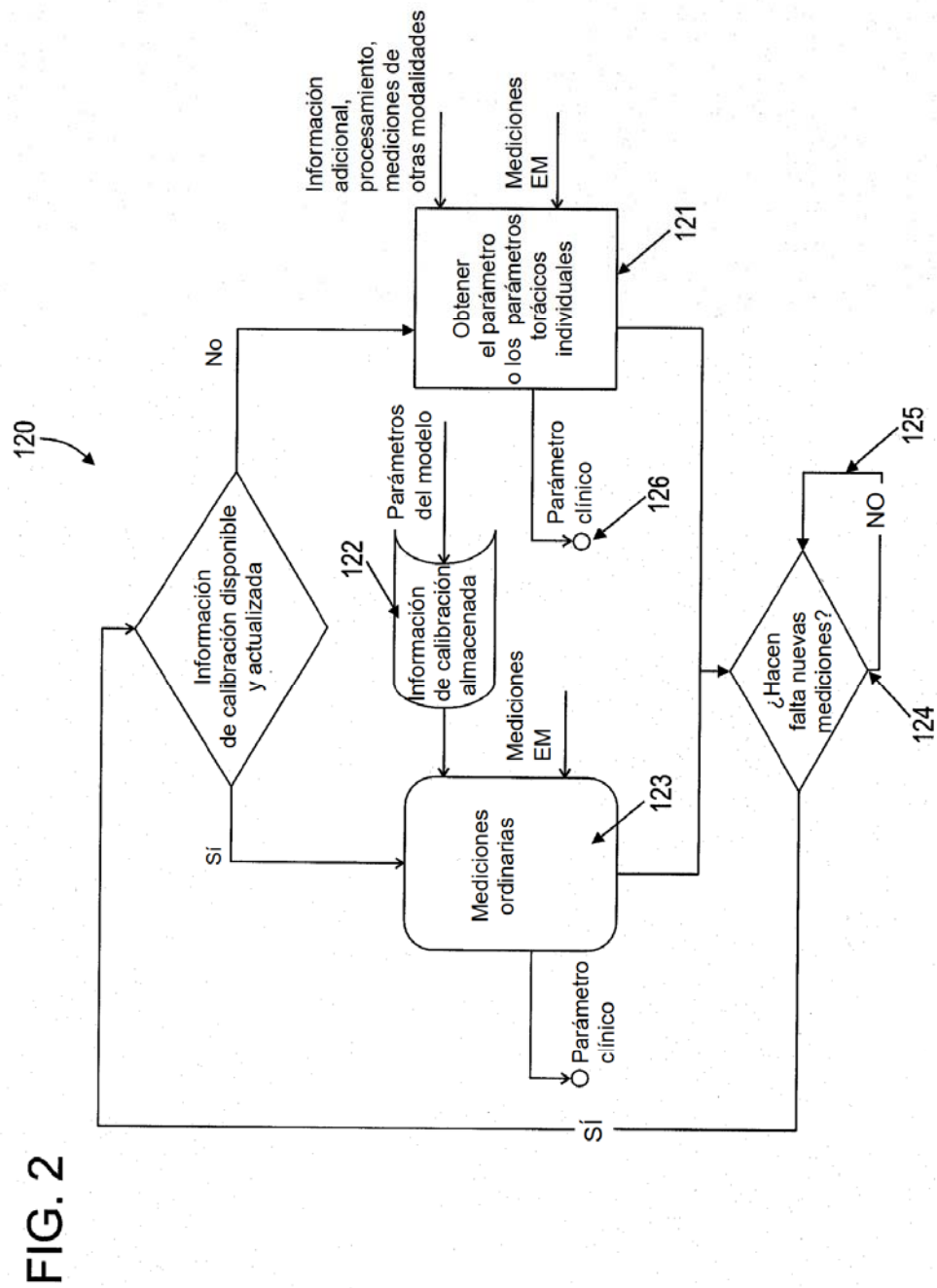


FIG. 1



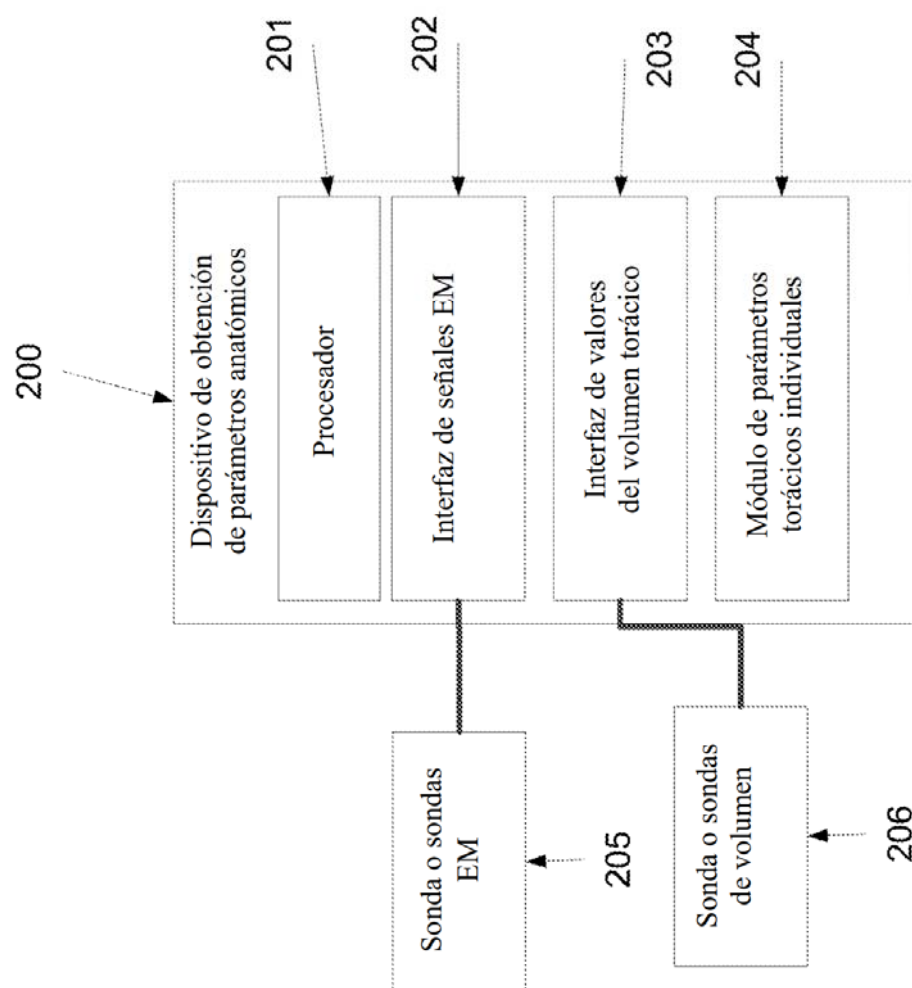


FIG. 3

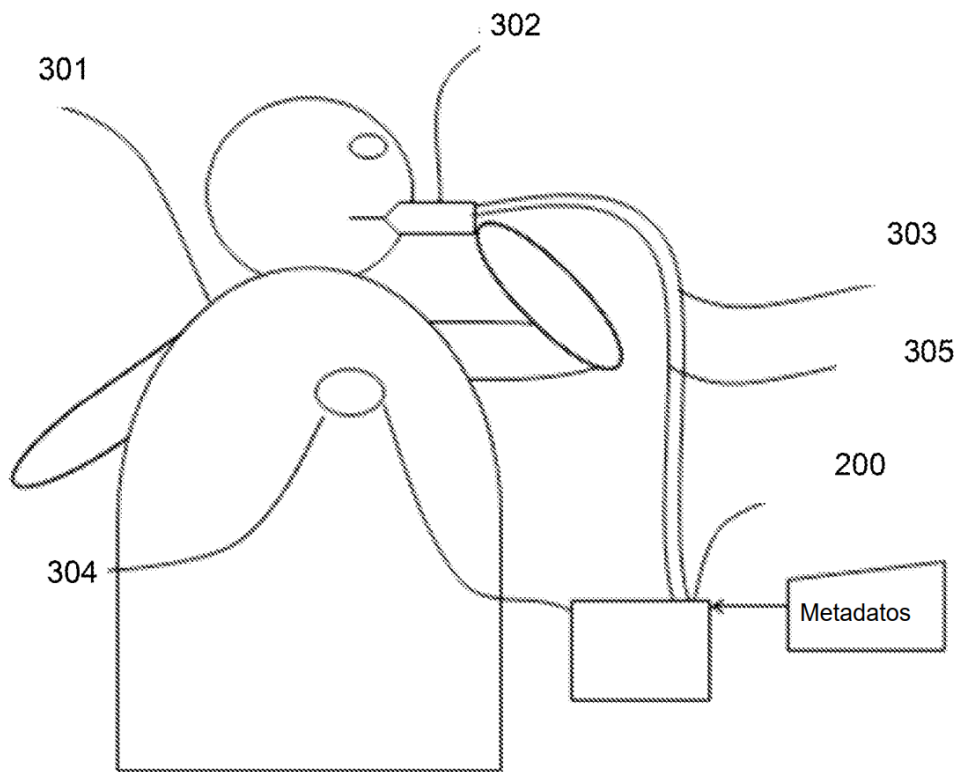


FIG. 4

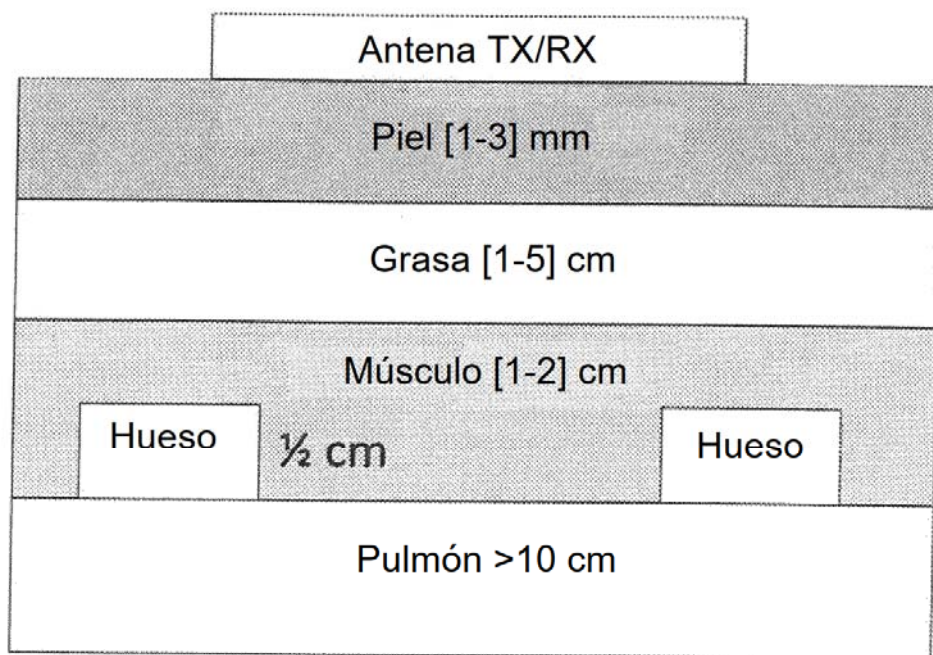


FIG. 5A

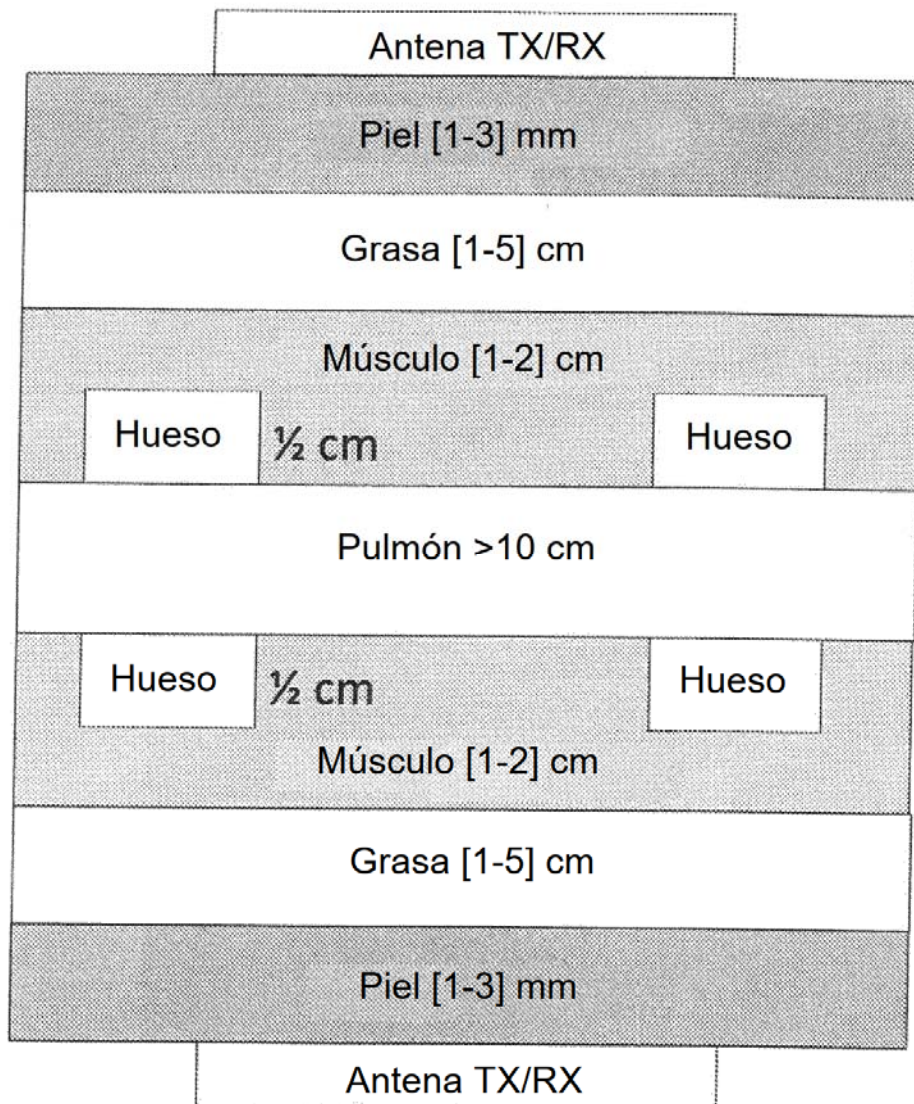


FIG. 5B

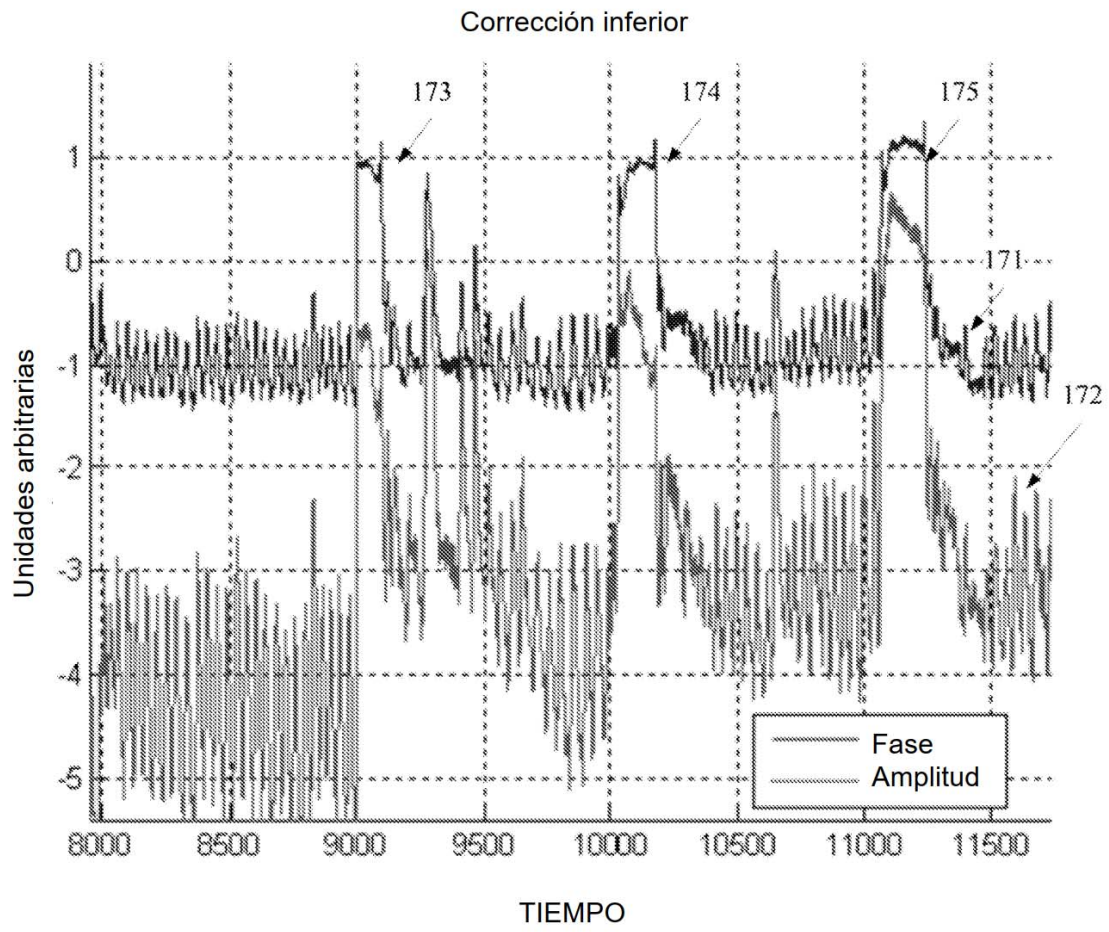


FIG. 6

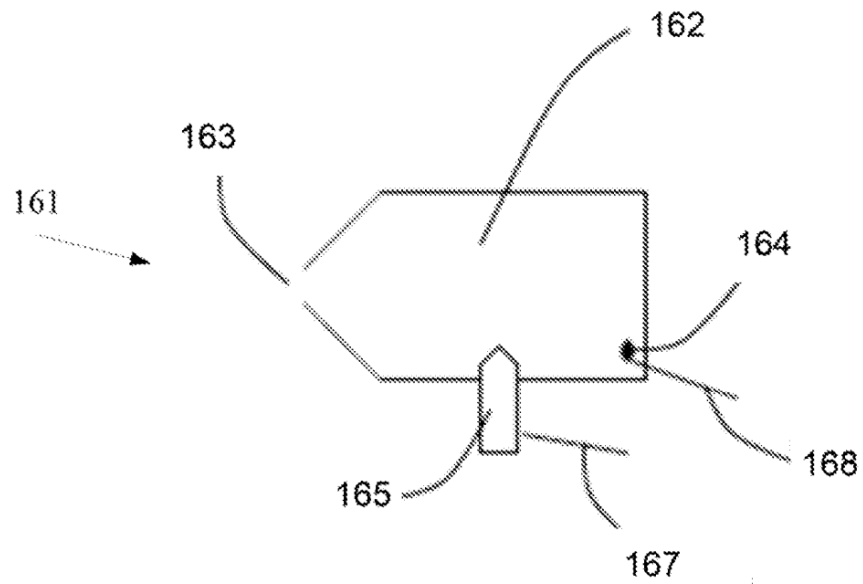


FIG. 7

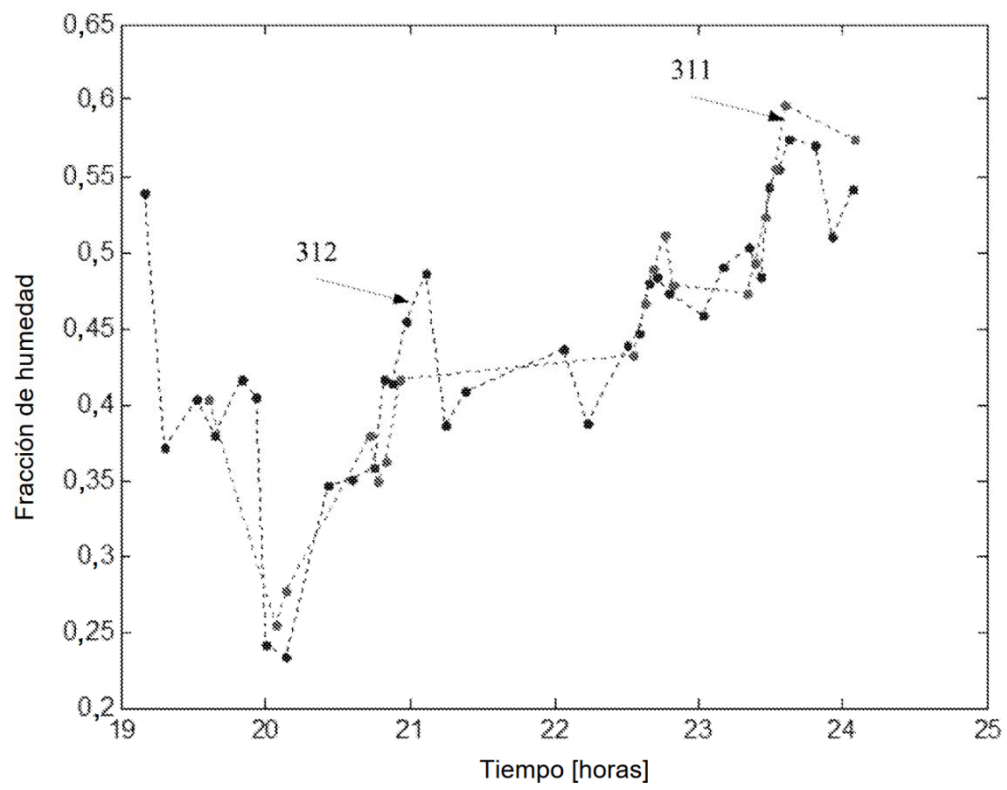


FIG. 8