



①9



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

①1 Número de publicación: **2 276 814**

⑤1 Int. Cl.:
A61B 5/05 (2006.01)

①2

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA MODIFICADA

T5

⑨6 Número de solicitud europea: **01962724 .9**

⑨6 Fecha de presentación : **08.06.2001**

⑨7 Número de publicación de la solicitud: **1292224**

⑨7 Fecha de publicación de la solicitud: **19.03.2003**

⑤4 Título: **Método y aparato para presentar en pantalla información obtenida por datos de tomografía de impedancia eléctrica.**

③0 Prioridad: **09.06.2000 EP 00111879**

④5 Fecha de publicación de la mención y de la traducción de patente europea: **01.07.2007**

④5 Fecha de la publicación de la mención de la patente europea modificada BOPI: **29.04.2010**

④5 Fecha de publicación de la traducción de patente europea modificada: **29.04.2010**

⑦3 Titular/es: **Stephan Böhm**
Kegelhofstrasse 22
20251 Hamburg, DE
Marcelo B.P. Amato

⑦2 Inventor/es: **Sipmann Suarez, Fernando**

⑦4 Agente: **Ungría López, Javier**

ES 2 276 814 T5

DESCRIPCIÓN

Método y aparato para presentar en pantalla información obtenida por datos de tomografía de impedancia eléctrica.

5 La invención se refiere a un aparato para presentar en pantalla información obtenida por los datos de tomografía de impedancia eléctrica (EIT) a partir de una parte del cuerpo de un paciente.

10 La tomografía de impedancia eléctrica se aprovecha de la diferencia en la conductividad específica de los tejidos humanos, que varía entre 15,4 mS/cm para el fluido cefalorraquídeo hasta 0,06 mS/cm para los huesos. La diferencia en el valor de la conductividad es grande entre diferentes tejidos. Las imágenes de la distribución de conductividad o alternativamente la resistencia específica de una sección muestra por lo tanto un buen contraste. El objetivo de la tomografía de impedancia eléctrica es producir imágenes de esos contrastes.

15 Un ejemplo de realización de una medida de EIT es el análisis de los pulmones de un paciente. Se sitúan varios electrodos alrededor del tórax, en los que se aplica una corriente alterna de por ejemplo 50 kHz y una amplitud de 5nA de pico a pico entre los electrodos respectivamente adyacentes. Los otros electrodos se usan respectivamente con la corriente alterna para realizar la medida de impedancia frente a un potencial definido de referencia. Tan pronto como se han utilizado todos los electrodos, uno tras otro, como electrodos de conducción de corriente, concluye un ciclo de detección de datos. Para eliminar las distorsiones estadísticas como regla se promedian una pluralidad de ciclos de

20 detección de datos, para obtener la imagen correspondiente. Los máximos cambios de impedancia en la zona del tórax están causados por la entrada y salida de aire de la respiración. En este contexto puede observarse que el cambio de impedancia que se mide por los electrodos es una medida del cambio del volumen de los pulmones. Por consiguiente, de acuerdo con el proceso de EIT, las medidas pueden realizarse también con respecto a la relación presión-volumen de los pulmones.

25 El problema de reconstrucción completa es no lineal y requiere iteración. Sin embargo, cada etapa en el proceso iterativo es lineal. Las imágenes reconstruidas utilizan sólo la primera etapa de la iteración para tratar eficazmente la formación de imagen como un proceso lineal, una suposición justificada de modo aproximado por los pequeños cambios en la conductividad desde la uniformidad. La mayor parte de las imágenes clínicas producidas hoy en día usan un algoritmo de reconstrucción de una etapa única.

30 Un objetivo de la EIT es reconstruir las imágenes de la distribución absoluta de la conductividad. Estas imágenes se conocen como imágenes absolutas. No obstante, esto requiere que el problema anterior puede resolverse con un alto grado de precisión, y esto puede ser difícil. La magnitud del voltaje medido de la señal en un electrodo o entre electrodos puede depender de la forma del cuerpo, la forma y la posición del electrodo, y la distribución de conductividad interna. La magnitud de señal está determinada en efecto por los dos primeros efectos en lugar de por la conductividad. No obstante, si se produce un cambio en la conductividad dentro del objeto, puede asumirse a menudo que el cambio en el voltaje de superficie está determinado por este cambio en la conductividad. En la representación visual diferencial, el objetivo es reflejar los cambios en lugar de los valores absolutos.

35 Los algoritmos diferenciales sólo pueden reflejar cambios en la conductividad. Las distribuciones absolutas de conductividad no se pueden producir usando estos métodos. Además, cualquier movimiento de cruce de electrodos, bien porque se han quitado y recolocado o incluso debido a un movimiento significativo del paciente, hace que el uso de esta técnica sea difícil para medidas de cambios de larga duración. Como alternativa a los cambios en el tiempo, algoritmos diferenciales pueden reflejar cambios en la conductividad con la frecuencia. Las medidas pueden realizarse sobre un intervalo de frecuencias y las imágenes diferenciales pueden producirse usando los datos a partir de la frecuencia más baja y las otras frecuencias en el periodo. Una medida de multi-frecuencia por lo mismo hace uso de la resistencia compleja de un tejido que depende de la frecuencia.

40 Como resultará obvio, el análisis de los pulmones de un paciente por tomografía de impedancia eléctrica produce una gran cantidad de datos. Una imagen EIT consiste de una pluralidad de puntos, en la que cada punto puede determinarse por diferentes técnicas de reconstrucción como las que se han descrito anteriormente, es decir por la determinación de una distribución absoluta, la distribución relativa o distribución sobre un intervalo de frecuencias.

45 Por el contrario, hay también una pluralidad de afecciones pulmonares que se tienen que determinar a partir de la pluralidad de datos de la EIT. Básicamente, esto deriva del hecho de que en los pulmones hay teóricamente cuatro tipos de alvéolos, que se muestran en la Fig. 1. Los alvéolos normales (A) están ventilados y perfundidos con la sangre. Hay alvéolos que están ventilados, pero no perfundidos (B); tales alvéolos contribuyen significativamente al espacio muerto fisiológico. Hay alvéolos que no están ventilados pero perfundidos (C); tales alvéolos no proporcionan el intercambio de gases de respiración. Finalmente hay alvéolos que están mal ventilados y mal perfundidos (D); tales alvéolos contienen un alto contenido de CO₂, N₂ y O₂. Estos alvéolos son los últimos en expulsar su CO₂ y N₂ en ensayos de eliminación.

50 Un doctor experimentado es capaz de usar la pluralidad de datos de la EIT para determinar la pluralidad de diferentes afecciones pulmonares. Esto se hace convencionalmente analizando diferentes tipos de imágenes de reconstrucción de acuerdo con la distribución absoluta, la distribución relativa y la distribución sobre un cierto intervalo de frecuen-

cias. No obstante, incluso para un doctor experimentado es aún muy laborioso usar un monitor de EIT convencional para obtener resultados suficientes.

El documento US-A-5.810.742 describe mediciones de impedancia del pecho en el que se sugieren diversas configuraciones de pantalla en las figuras. En particular, se sugiere posicionar una sonda contra el tejido y energizar selectivamente los electrodos para producir una o más imágenes de impedancia bidimensionales.

El documento US-A-5.311.878 describe una pantalla con una combinación superpuesta de una imagen física y la llamada representación del cuerpo del paciente. Se obtiene una combinación visual entre la estructura física y la imagen EIT para hacer la interpretación visual de la imagen EIT más fácilmente. Además se sugieren diversas mediciones para mejorar la velocidad de cálculo y la reducción del ruido.

Es un objeto de esta invención proporcionar un aparato para presentar en pantalla la información obtenida por datos de tomografía de impedancia eléctrica a partir de una parte del cuerpo de un paciente que puede usarse inmediatamente para determinar la afección patológica respectiva de dicha parte.

Este objeto se resuelve por un aparato de acuerdo con la reivindicación 1.

A continuación, se explican seis modos de procesamiento predeterminado de acuerdo con la invención en el caso de analizar el pulmón de un paciente. Estos modos son

- el modo relativo,
- el modo de retardo de fase,
- el modo de perfusión,
- el modo absoluto,
- el modo de la constante de tiempo y
- el modo de la espirometría regional.

Modo Relativo

El modo relativo calcula los cambios regionales de una distribución bidimensional de la ventilación del volumen corriente durante un periodo de tiempo en el pasado. Los cambios regionales en la impedancia se obtienen fuera del control por tomografía de impedancia eléctrica a intervalos discretos de tiempo utilizando una técnica capaz de estimar las variaciones relativas en la impedancia (variaciones porcentuales, por ejemplo). Las variaciones relativas en la impedancia se calculan usando un modelo simplificado de la región, representando matemáticamente el plano de sección transversal del tórax que contiene los electrodos. El modelo simplificado se obtiene a través de una diversidad de métodos, tales como el método del elemento finito, o diferencias finitas, o incluso la superposición de la función de Eigen. La computación de los cambios relativos en la impedancia implica la elección de una referencia. Esta referencia puede ser un conjunto de voltajes límite o un vector de distribuciones de impedancia en la región de interés, obtenida en un momento pasado o durante un intervalo de tiempo en el pasado. Este momento particular o intervalo de referencia se elige manual o automáticamente. Después de completarse un cierto periodo de tiempo, está disponible una secuencia de mediciones de impedancia relativa para cada punto de imagen, y se calculan algunas mediciones de su varianza a lo largo del tiempo. La estimación de la varianza es una medida estadística de la dispersión, como la amplitud, la desviación típica, u otros.

Modo de Retardo de Fase

El modo de retardo de fase procesa la dinámica de la ventilación de volumen corriente y es un índice de la homogeneidad de la dinámica pulmonar. Pueden presentarse en pantalla los valores para inspiración, expiración o para todo el ciclo respiratorio. Intervalos estrechos representan el comportamiento homogéneo típico de los pulmones con vías respiratorias y alvéolos sanos. Mayores intervalos de variación son indicativos de enfermedad grave en las vías respiratorias y en los alvéolos.

La Fig. 2 muestra el proceso de datos EIT de acuerdo con el modo de retardo de fase.

Durante la ventilación de volumen corriente monótona, el ángulo de fase de cada punto de imagen se calcula comparado con la función sinusoidal o alguna otra función de aproximación de la oscilación de la impedancia global durante las respiraciones de volumen corriente. Considerando todos los puntos de imagen que representan un área pulmonar, la oscilación de la impedancia global representa la oscilación de la impedancia media. Las oscilaciones de los puntos de imagen individuales se comparan con esta oscilación global para la detección del retardo de fase. La oscilación de impedancia global, así como la oscilación de cada punto de imagen individual, se calcula por la tomografía de impedancia eléctrica relativa en intervalos de tiempo discretos, como se ha descrito anteriormente. Un ángulo de fase negativo significa que cierto punto de imagen se está inflando/desinflando antes que la oscilación pulmonar

ES 2 276 814 T5

media, mientras que un ángulo de fase positivo significa que el punto de imagen representa una zona pulmonar con un patrón de inflado/desinflado retardado. Cada punto de imagen tiene un ángulo de fase que lo representa.

Modo de Perfusión

El modo de perfusión procesa la distribución bidimensional de la perfusión pulmonar durante un periodo de tiempo en el pasado. Los mismos principios usados para el modo relativo (descritos anteriormente) se aplican aquí. Los únicos aspectos particulares son los siguientes: La velocidad de muestreo tiene que ser > 20 Hercios. Los cambios relacionados con los movimientos cardiacos en la resistividad de los pulmones son menores (aproximadamente el 5-10% de los relacionados con los movimientos de la respiración) y suceden a una frecuencia de oscilación que es diez veces mayor. El ciclo completo de la oscilación de perfusión tiene precisamente la longitud de un ciclo cardiaco eléctrico (habitualmente en el intervalo de 0,5 a 1 segundo). Después de completarse una cierta ventana de tiempo, está disponible una secuencia de cambios de impedancia relativa relacionados con el ciclo cardiaco y se calcula alguna medición de su varianza a lo largo del tiempo fuera del control. La estimación de la varianza puede ser cualquier medición estadística de la dispersión como la desviación típica, varianza *per se* u otras. Los valores del punto de imagen serán proporcionales a esta estimación de dispersión (para cada punto de imagen) durante el periodo de tiempo en cuestión.

Para mejorar la calidad de las señales de perfusión de la EIT se introduce un periodo de apnea. Durante la apnea, se asume que la medición de la dispersión es proporcional a la perfusión regional. Como alternativa, el paciente puede estar ventilado a una velocidad de respiración bastante por debajo (menor que $1/3$) del ritmo cardiaco, y puede usarse un filtro paso elevado para eliminar los cambios en la impedancia relacionados con la respiración.

Considerando una salida cardiaca fija, la amplitud de las oscilaciones de la impedancia a lo largo del ciclo cardiaco es proporcional a la perfusión de sangre relativa dentro de una cierta región pulmonar. Considerando dos regiones pulmonares o puntos de imagen dimensionados por igual, la que muestra la mayor oscilación relacionada con los ciclos cardiacos es la que recibe una mayor proporción de la salida cardiaca.

Para aumentar incluso más la cantidad de información obtenida a partir de la imagen EIT de perfusión pulmonar es aconsejable subdividir el ciclo cardiaco completo en sus componentes. Como ejemplo, consideremos un paciente con un ritmo cardiaco de 60 pulsaciones/minuto y una velocidad de muestreo de 50 Hercios. La colección hipotética de conjuntos posteriores de distribuciones de impedancia, en intervalos de tiempo iguales, comenzando desde el pico de QRS (la despolarización eléctrica detectada en el ECG relacionada con el ventrículo) y terminando 20 mseg. antes del siguiente complejo QRS revelará 3 ondas de cambio de impedancia;

En primer lugar, una pequeña caída en la impedancia está relacionada con la contracción de la aurícula izquierda impulsando la sangre de vuelta hacia los pulmones. La segunda gran caída en la impedancia está relacionada con el volumen de impulso suministrado a las arterias pulmonares por el ventrículo derecho; y finalmente la tercera caída intermedia se debe a la recuperación elástica de la energía almacenada en las arterias pulmonares, empujando la sangre a través de los capilares y venas pulmonares. El ciclo completo se repetirá, comenzando desde el siguiente complejo QRS. El análisis de cada una de estas sub-fases del ciclo cardiaco puede realizarse por separado usando las mismas funciones de presentación en pantalla que se han descrito previamente para otros modos.

Modo Absoluto

El modo absoluto procesa la impedancia absoluta estimada de cada punto de imagen, después de la corrección del ruido y de los problemas de la impedancia electrodo/piel. A diferencia de los algoritmos para el cálculo de los cambios relativos en la impedancia, se aplican algoritmos matemáticos iterativos para converger paso a paso hacia la solución correcta (definida, por ejemplo, como la distribución de impedancia en un ROI, generando el menor error cuadrático posible entre los voltajes límite predichos y los medidos realmente). La convergencia puede guiarse por algunos análisis de ruido. Los valores de los puntos de imagen representan una estimación de la impedancia absoluta para cada punto de imagen - el valor medio durante el tiempo de recogida de datos.

Como se ha descrito anteriormente, el modo absoluto procesa la impedancia absoluta estimada de cada punto de imagen. Los cambios relativos en la impedancia se computan directamente usando métodos de una etapa; las medidas de la impedancia absoluta, no obstante, se obtienen por algoritmos matemáticos iterativos. La mejor distribución estimada es siempre una distribución de impedancia sobre el ROI que minimiza un cierto índice de error. El índice de error puede definirse de diferentes modos, de acuerdo con las diferencias observadas entre los voltajes límite predichos y los medidos realmente. La convergencia del algoritmo puede guiarse por algunos análisis de ruido, tal como el algoritmo de filtrado de Kalman. Pueden usarse varios procedimientos para filtrar el ruido como el truncado o un medio coherente de valores singulares de los voltajes medidos.

Para conseguir la mejor calidad de datos, el paciente debe estar en condiciones estáticas durante el periodo de adquisición de datos, o el intervalo de adquisición de datos debe ser corto en relación con el ciclo respiratorio. Como alternativa, puede usarse un periodo largo de tiempo de adquisición de datos y usarse algún proceso de filtrado de paso bajo.

Para potenciar la calidad de la información obtenida, se sugiere usar juntos más de un algoritmo para la estimación de la distribución de impedancia, teniendo dos o más procedimientos de cálculo funcionando en paralelo. Puede usarse un algoritmo más lento pero más preciso como un procedimiento de comprobación para el más rápido. Pueden usarse algoritmos genéticos, redes neurales, métodos de Newton Raphson o algoritmos basados en el Filtro de Kalman. Las ambigüedades en la solución de un algoritmo rápido pueden resolverse por algoritmos genéticos, que mejoran progresivamente su rendimiento a lo largo del tiempo. Las redes neurales, entrenadas previamente con los datos recogidos de un CT convencional o datos clínicos de cabecera pueden mejorar la definición de las estructuras comunes en el interior del tórax.

Una vez que se computa una secuencia de tiempo de distribuciones de impedancia absoluta, la distribución de impedancia relativa puede obtenerse restando algebraicamente dos distribuciones absolutas posteriores. Los cambios de impedancia relativa computados por los modelos no lineales mencionados anteriormente son una mejor estimación de los cambios reales que los calculados por técnicas de retro-proyección tradicionales.

En el modo absoluto, las zonas aireadas se asignarán con un valor del punto de imagen alto, mientras que las zonas líquidas/sólidas se asignarán con un valor de impedancia baja, independientemente de su variación a lo largo de la respiración de volumen corriente. Burbujas de aire atrapadas (neumotórax o burbujas de enfisema, por ejemplo) se representarán por valores de impedancia elevada, a pesar del hecho que se asignarían valores bajos para la varianza/dispersión en el modo relativo.

Como la impedancia absoluta puede definirse como un número absoluto, con una dimensión como Voltios/Amperios/Volumen del punto de imagen, los colores, tonalidades, o elevaciones pueden tener una escala absoluta. Por lo tanto, el color global de la región de interés del interior pulmonar proporcionará información inmediata acerca del grado de aireación pulmonar/edema. Las correcciones apropiadas para la circunferencia torácica y grasa subcutánea y músculo pueden proporcionarse con la ayuda de un extensómetro o pletismógrafo.

Modo Constante de Tiempo

La Fig. 3 muestra el procesamiento de los datos de la EIT de acuerdo con el modo de la constante de tiempo. Durante la ventilación mecánica controlada o durante las maniobras especiales en el despertar y la respiración espontánea del paciente (digamos una maniobra de capacidad vital forzada) se usa una función de aproximación exponencial especial.

El proceso de ajuste exponencial se aplicará para el cambio global de impedancia (la región completa de interés), así como los cambios de impedancia regional (por punto de imagen). Usando una aproximación exponencial durante una expiración relajada, puede estimarse la constante de tiempo total y las constantes de tiempo para cada punto de imagen: es decir el periodo de tiempo hasta un cambio que corresponde al 63,2% del cambio de la impedancia total durante una exhalación larga (suficiente para conseguir una meseta estable de impedancia). El comienzo de la ventana de funcionamiento puede sincronizarse con el comienzo de la exhalación usando un disparo manual o automático.

En este caso particular, los valores de los puntos de imagen representarán constantes de tiempo representadas como colores o tonalidades en una pantalla gráfica bidimensional (o por elevación sobre el eje z, en una pantalla tridimensional). Como la constante de tiempo puede definirse como un número absoluto - con su dimensión de segundos - los colores, tonalidades, o elevaciones pueden tener una escala absoluta. Por lo tanto, el color global del pulmón dentro de la región de interés proporcionará información inmediata acerca del grado de obstrucción pulmonar. Pueden realizarse cálculos de separaciones y proporción de zonas.

Adicionalmente, puede usarse la dispersión de las constantes de tiempo también como un índice de enfermedad de las vías respiratorias. Cualquiera de las medidas estadísticas de dispersión mencionadas anteriormente puede usarse para este propósito.

Finalmente, la presencia de unidades que no consiguen una meseta estable de impedancia, incluso después de una larga expiración constituye también un signo de enfermedad grave de las vías respiratorias.

Modo de Espirometría Regional

La espirometría es una de las pruebas del funcionamiento pulmonar más importantes. Se usa para determinar volúmenes definidos específicamente y normalizados - como el volumen corriente - de los gases de respiración inhalados o exhalados. Añadiendo uno o más de estos volúmenes se determinaron las capacidades pulmonares - tal como la capacidad vital (VC) -. Hasta la fecha no ha sido posible un análisis regional de estos volúmenes y capacidades sin métodos invasivos o radioactivos.

Un monitor de EIT puede potenciar la espirometría tradicional añadiendo información acerca de la distribución regional de los volúmenes totales dentro de los pulmones. En analogía con la espirometría tradicional, por EIT pueden obtenerse los volúmenes y capacidades totales pero también los regionales. Los volúmenes dependientes del tiempo, tales como el FEV₁ (volumen forzado de expiración dentro del primer segundo de exhalación) pueden determinarse sobre una región así como sobre una base global. Cuando se observan los cambios de volumen frente al tiempo, puede calcularse y analizarse un flujo para el pulmón entero, pero también para una región más pequeña de interés dentro del

pulmón. De este modo, se detectan patologías con respecto a la conformidad y resistencia no sólo de una forma global sino también a nivel regional del pulmón y puede identificarse la predominancia regional de tal patología.

5 Cada afección patológica o cada afección pulmonar puede determinarse respectivamente para todo el pulmón o para una región de interés del pulmón. En el último caso las afecciones pulmonares con propagación local pueden determinarse con más precisión. Por ejemplo, los pulmones de los pacientes pueden dividirse en cuatro regiones de interés, en las que para cada región de interés la determinación total de cada afección pulmonar se realiza ejecutando todos los modos de procesamiento respectivos. Como resultado, para cada región de interés se determinan las afecciones pulmonares respectivas en las que las afecciones pulmonares determinadas pueden diferir entre las diversas regiones de interés.

15 De acuerdo con un aspecto de la invención, la determinación de las afecciones pulmonares específicas de acuerdo con los resultados de los modos de procesamiento predeterminados puede basarse en el conocimiento basado en bancos de datos que contienen ciertas reglas de decisión para cada afección pulmonar específica. Las reglas de decisión pueden basarse, por ejemplo, en la Lógica Difusa.

Respecto a los diferentes tipos de modos de pantalla, de acuerdo con la invención pueden distinguirse los siguientes tipos de modos de pantalla en el caso de analizar los pulmones de un paciente:

- 20 - imágenes funcionales,
- gráficos,
- 25 - valores numéricos y
- otros.

Imágenes funcionales

30 Una imagen funcional es una representación visual bajo control de los pulmones de un paciente sobre la base de un modo de procesamiento en curso. De este modo, las imágenes funcionales forman un modo de pantalla que es una representación gráfica de los datos subyacentes para la determinación automática de las afecciones pulmonares específicas. Cada punto de imagen se representa de acuerdo con su distribución y preferiblemente se promedia en el tiempo aplicando una ventana de funcionamiento de por ejemplo 0,5-30 segundos. La localización de cada punto de imagen en la imagen funcional presenta la estimación de su localización espacial dentro del tórax, considerando el plano que abarca todos los electrodos. Como alternativa, el valor de un punto de imagen puede representarse por su evaluación en un tercer eje, usando una pantalla tridimensional.

40 Tomando como ejemplo la distribución relativa o diferencial de conductividad, durante la ventana temporal de funcionamiento se localizan los cambios regionales de impedancia eléctrica en cada punto de imagen dentro del plano bidimensional que abarca todos los electrodos. Después de completarse cierta ventana temporal, está disponible una secuencia de cambios de impedancia relativa para cada punto de imagen y pueden calcularse algunas mediciones de su varianza a lo largo del tiempo. Los valores de los puntos de imagen pueden representarse mediante colores o tonalidades en una pantalla gráfica de bidimensional.

45 En resumen, pueden presentarse en pantalla las siguientes distribuciones:

- impedancia absoluta,
- 50 - impedancia relativa,
- perfusión pulmonar y
- retardo de fase.

55 Además, aparte de estos modos básicos de imágenes funcionales, los valores de los puntos de imagen en la pantalla gráfica pueden también determinarse por cualquier operación matemática y/o lógica entre los diferentes modos básicos. Esto conduce, por ejemplo, a la ventilación/perfusión, dispersión sobre constantes de tiempo y/o sustracciones de imágenes a partir de la comparación de dos modos.

60 Como puede observarse, los modos básicos de las imágenes funcionales corresponden a los cuatro modos de procesamiento que se han descrito anteriormente. Como norma general, puede asumirse que la imagen funcional correspondiente de un modo de procesamiento se presenta siempre en pantalla, si el modo de procesamiento correspondiente conduce a la determinación de un mal estado pulmonar. Por el contrario, si se determina un estado pulmonar sano, es aconsejable la reducción adicional de la cantidad de datos de modo que no se presenten en pantalla las imágenes funcionales básicas, sino los gráficos apropiados o valores numéricos.

Gráficos

Un gráfico es en principio una reducción de datos adicional respecto a la imagen funcional y se selecciona preferiblemente, si se determina un estado pulmonar sano. En principio, un gráfico es una presentación en pantalla bajo control de los datos medidos o calculados que representa las regiones seleccionadas de interés. Puede elegirse cualquier forma de gráfico, como un gráfico de líneas o un gráfico de barras.

Preferiblemente, existen las siguientes representaciones gráficas;

- ventilación de volumen corriente del pulmón total,
- ventilación del volumen corriente dentro de una región de interés,
- ventilación del volumen corriente dentro de una pluralidad de regiones pulmonares,
- proporción de ventilación entre dos regiones de interés,
- retardo de fase medio del pulmón total,
- retardo de fase medio dentro de una región de interés,
- retardo de fase medio dentro de una pluralidad de regiones pulmonares.
- proporción de ventilación entre dos regiones de interés,
- curva exponencial para maniobras de capacidad vital forzada como durante las pruebas de la función pulmonar para el pulmón total y para cualquier región de interés.

Valores Numéricos

Los valores numéricos son una reducción de datos adicional respecto a los gráficos o las imágenes funcionales. Un valor numérico es una presentación en pantalla bajo control de los valores medidos o calculados que representan información condensada sobre los pulmones enteros o sobre regiones seleccionadas de interés. Como se aplica para los gráficos, los valores numéricos pueden elegirse como un modo de pantalla seleccionado, si se determina un estado pulmonar sano de acuerdo con los resultados de los modos de procesamiento predeterminados.

Preferiblemente, se asumen los siguientes valores numéricos:

- índice de homogeneidad para la ventilación dentro del total de los pulmones.
- índice de homogeneidad para la ventilación dentro de una región de interés,
- proporción de ventilación en los cambios de impedancia usados en las partes seleccionadas del pulmón, por ejemplo, ventilación en cambios de impedancia usados de la parte superior del pulmón dividida por la parte inferior del pulmón,
- índice de homogeneidad para la perfusión dentro de la totalidad del pulmón,
- índice de homogeneidad para la perfusión dentro de una región de interés,
- proporciones de perfusión entre partes seleccionadas del pulmón tal como la proporción superior/inferior,
- índice de homogeneidad para el retardo de fase dentro de la totalidad del pulmón,
- índice de homogeneidad para el retardo de fase dentro de una región de interés,
- proporciones de perfusión entre partes seleccionadas del pulmón tal como la proporción superior/inferior,
- valor numérico o constante de tiempo para caracterizar una maniobra de capacidad vital forzada como durante las pruebas de función de los pulmones para la totalidad del pulmón y/o para cualquier región de interés.

Otros

Por supuesto, es posible cualquier otro modo de pantalla adecuado para presentar en pantalla los datos EIT de forma apropiada. Una posibilidad es una pantalla soporte de decisión adaptada que puede seleccionarse y/o adaptarse por adelantado. Una forma de una pantalla soporte de decisión adaptada puede ser una pantalla para realizar fácilmente la valoración clínica de la presión expiratoria positiva (PEEP). La pantalla puede constar de barras de colores verticales

- u horizontales. Los colores varían simétricamente desde el verde en el centro a través del amarillo y el naranja hasta el rojo oscuro en ambos extremos de la barra. El rojo indica niveles de PEEP demasiado altos o demasiado bajos, mientras que el verde indica el intervalo de PEEP óptimo. También puede usarse cualquier otra combinación de colores o sombreado de un único color. Un marcador dentro de las barras indica el nivel en curso de PEEP. Niveles demasiado
- 5 altos de PEEP situarán el marcador dentro del campo superior o rojo derecho, mientras que niveles demasiado bajos de PEEP moverán el marcador hacia abajo o hacia la izquierda. Cuando está funcionando el ventilador mecánico, el usuario sólo mirará el movimiento del marcador dentro de la barra. Una vez que el marcador ha alcanzado el medio de la zona verde, la PEEP debe haber alcanzado su nivel óptimo.
- 10 De acuerdo con un aspecto de la invención, el modo de pantalla se actualiza a petición del usuario. Esto significa que la pantalla seleccionada se congela hasta que el usuario pide otra actualización de los datos subyacentes de la pantalla.
- 15 De acuerdo con otro aspecto de la invención, los datos EIT presentados en pantalla se actualizan en tiempo real. Esto significa que cada pantalla usa los datos que se adquieren realmente del cuerpo del paciente. Si es necesario, puede usarse una ventana de funcionamiento para conseguir una reducción de ruido adicional.
- 20 De acuerdo con otro aspecto de la presente invención, se introduce por el usuario una estimación de la afección patológica, en la que el procesamiento de los datos de la EIT se realiza con una sub-combinación de modos de procesamiento predeterminados de acuerdo con la afección patológica estimada. En el caso de que el doctor tenga ya una idea de la afección patológica de la parte examinada del cuerpo del paciente, puede aprovecharse de su conocimiento para proporcionar el formato de entrada correspondiente.
- 25 De acuerdo con otro aspecto de la presente invención, dicha parte del cuerpo del paciente a examinar son los pulmones del paciente. El uso del método de tomografía de impedancia eléctrica, se muestra muy ventajoso para examinar los pulmones de un paciente debido a los cambios muy elevados de impedancia en el zona del tórax, que están causados por la entrada y salida de aire de respiración de modo que la zona del tórax muestra buenos contrastes. Usando como modos de procesamiento el modo relativo descrito anteriormente, el modo de retardo de fase, el modo de perfusión o el modo absoluto puede aplicarse la siguiente lógica para determina las afecciones pulmonares específicas:
- 30 Se determina la afección pulmonar de un infarto pulmonar, si el método relativo produce un resultado bajo, el modo de perfusión produce un resultado bajo y el modo absoluto produce un resultado bajo.
- 35 Se determina la afección pulmonar de una embolia pulmonar si el modo relativo produce un resultado normal, el modo de perfusión produce un resultado bajo y el modo absoluto produce un resultado normal.
- Se determina la afección pulmonar de una neumonía localizada, si el modo relativo produce un resultado bajo, el modo de perfusión produce un resultado alto y el modo absoluto produce un resultado bajo.
- 40 Se determina la afección pulmonar de un área similar a enfisema, si el modo relativo produce un resultado bajo, el modo de perfusión produce un resultado bajo y el modo absoluto produce un resultado alto.
- Se determina la afección pulmonar de un cierre cíclico de las vías respiratorias, si el modo relativo produce un resultado alto, el modo de retardo de fase produce un resultado muy alto y el modo absoluto produce un resultado inestable.
- 45 Se determina la afección pulmonar de un cierre persistente de las vías respiratorias con retención de aire, si el modo relativo produce un resultado muy bajo, el modo de retardo de fase produce un resultado muy alto y el modo absoluto produce un resultado inestable.
- 50 Se determina la afección pulmonar de un cierre persistente de las vías respiratorias con atelectasia de reabsorción, si el modo relativo produce un resultado muy bajo, el modo de retardo de fase produce un resultado inestable y el modo absoluto produce un resultado muy bajo.
- 55 La lógica descrita anteriormente para determinar afecciones pulmonares específicas puede basarse en los principios de la Lógica Difusa. Cada término “bajo” y “alto” se ha descrito en ciertos intervalos numéricos considerando el modo de procesamiento respectivo. Esto puede hacerse, por ejemplo examinando un paciente con pulmones sanos y determinando los intervalos numéricos para cada modo de procesamiento que pueden aplicarse para estados sanos. Las desviaciones “bajo” y “alto” de estos valores de referencia pueden expresarse también por ciertos intervalos de valores.
- 60 De acuerdo a un aspecto adicional de la presente invención, el modo de pantalla consta de elementos gráficos que se prealmacenan en un almacenamiento de datos como patrones gráficos y que se readquieren del almacenamiento de datos tan pronto como se selecciona el modo de pantalla correspondiente. Por tanto puede conseguirse una presentación gráfica más rápida ya que los elementos gráficos que implican un consumo de tiempo para la conformación de la pantalla están ya prealmacenados, en el que solamente tienen que ser actualizados los cambios respecto a los datos reales de la EIT en la presentación prealmacenada.

La invención se describirá ahora a modo de ejemplo y con referencia a los dibujos adjuntos en los que:

La Fig. 1 muestra los cuatro estados principales de un alvéolo,

la Fig. 2 muestra el procesamiento de los datos de EIT de acuerdo con el modo de retardo de fase,

la Fig. 3 muestra el procesamiento de los datos de EIT de acuerdo con el modo de la constante de tiempo,

la Fig. 4a muestra la determinación de las afecciones pulmonares específicas de acuerdo con los diferentes modos de procesamiento,

la Fig. 4b muestra la selección de los modos de pantalla de acuerdo con afecciones pulmonares específicas de acuerdo con la Fig. 4a,

la Fig. 5a muestra la determinación de afecciones pulmonares específicas de acuerdo con los diferentes modos de procesamiento,

la Fig. 5b muestra la selección de los modos de pantalla de acuerdo con afecciones pulmonares específicas de acuerdo con la Fig. 5a,

la Fig. 6a muestra la determinación de afecciones pulmonares específicas de acuerdo con diferentes modos de procesamiento,

la Fig. 6b muestra la selección de los modos de pantalla de acuerdo con las afecciones pulmonares específicas de acuerdo con la Fig. 6a,

la Fig. 7a muestra la determinación de las afecciones pulmonares específicas de acuerdo con los diferentes modos de procesamiento,

la Fig. 7b muestra la selección de los modos de pantalla de acuerdo con las afecciones pulmonares específicas de acuerdo con la Fig. 7a,

la Fig. 8a muestra la determinación de las afecciones pulmonares específicas de acuerdo con los diferentes modos de procesamiento,

la Fig. 8b muestra la selección de modos de pantalla de acuerdo con afecciones pulmonares específicas de acuerdo con la Fig. 8a,

la Fig. 9 muestra la pantalla combinada de diferentes modos de pantalla, la Fig. 10 muestra la pantalla combinada de otra combinación de modos de pantalla,

la Fig. 11 muestra un diagrama de flujo para realizar el proceso en el aparato de acuerdo a la invención y

la Fig. 12 muestra la integración de un aparato de acuerdo con la invención en un sistema de ventilación de bucle cerrado.

En cuanto a las Fig. 1 y Fig. 3 se hace referencia en la descripción anterior.

Las figuras 4 a 8 muestran la determinación de las afecciones pulmonares específicas de acuerdo con los resultados de los modos de procesamiento predeterminados y consecuentemente la selección de los modos de pantalla de acuerdo con las afecciones pulmonares determinadas. Para la determinación de las afecciones pulmonares específicas y la selección de los modos de pantalla, se usa una representación tabular. Dentro de cada campo de la tabla un indicador muestra la desviación a partir de un resultado normal de un modo de procesamiento o un intervalo normal del modo de pantalla. Un error aumentado significa una desviación a un valor que es mayor que el valor normal, mientras que un error disminuido significa una desviación del valor normal por un valor más bajo. Dos o más errores indican una fuerte desviación. Errores opuestos indican fuertes desviaciones alrededor del valor normal.

Las afecciones pulmonares de acuerdo con las figuras 4 a 7 se refieren a afecciones patológicas que afectan habitualmente sólo a áreas específicas de los pulmones de un paciente. Por lo tanto, como principio general de acuerdo con las figuras 4 a 7, los modos de pantalla seleccionados corresponden a los modos de procesamiento, si los estados pulmonares específicos determinados son malos, es decir no sanos. La razón de esto es que en el caso de un estado pulmonar malo el doctor debe tener la misma información disponible que condujo a la determinación automática de dicho estado pulmonar para examinar y aprobar el estado pulmonar determinado. No obstante, si no se determina mal estado pulmonar de acuerdo con las figuras 4 a 7, se sugiere en general presentar en pantalla gráficos globales o valores numéricos globales que conducen a una reducción de datos adicional. Anteriormente ya han enumerado valores numéricos y gráficos adecuados.

Otro caso es la determinación de las afecciones pulmonares que afectan habitualmente no a un área específica de los pulmones, sino a los pulmones en total. En este caso, las afecciones pulmonares pueden caracterizarse más específicamente añadiendo los siguientes valores a la pantalla:

- valor numérico para la homogeneidad de ventilación global,
- valor numérico para la homogeneidad del retardo de fase global,
- valor numérico para la relación de ventilación entre las partes superior/inferior del pulmón - y variación de impedancia usada, y
- valor numérico para la relación del retardo de fase de las partes superior/inferior del pulmón.

La Fig. 4 muestra la determinación de las afecciones pulmonares específicas sobre la base de tres modos de procesamiento, concretamente el modo relativo, el modo de perfusión y el modo absoluto. Esto posibilita el diagnóstico del infarto pulmonar, la embolia pulmonar, neumonía localizada y/o áreas similares a enfisema. Tan pronto como se determina una afección pulmonar específica de acuerdo con la Fig. 4a, las imágenes funcionales de acuerdo con la Fig. 4b se proporcionarán de acuerdo con las afecciones pulmonares específicas determinadas y de acuerdo con los intervalos específicos de acuerdo con la Fig. 4b.

Puede conseguirse una optimización adicional en la determinación de esas afecciones pulmonares específicas usando adicionalmente el modo relativo/perfusión (V/Q) que se deriva del modo relativo y del modo de perfusión calculando la relación punto por punto de imagen entre ambos modos para cada punto. De este modo, puede conseguirse una mejor discriminación de los estados de acuerdo con la Fig. 4a. La determinación correspondiente de las afecciones pulmonares específicas se muestra en la Fig. 5a. De nuevo, la selección de los modos de pantalla de acuerdo con la Fig. 5b produce imágenes funcionales que se refieren a los modos de procesamiento correspondientes.

Las figuras 6 y 7 muestran otro ejemplo de la selección de los modos de pantalla sobre la base de otro conjunto de afecciones pulmonares específicas. Más particularmente, las afecciones pulmonares específicas son neumotórax, efusión pleural, atelectasia y sobre-distensión.

La combinación de los tres modos (relativo, absoluto y perfusión) posibilita la determinación de neumotórax o efusión pleural; ambas patologías se representan por zonas de baja varianza - las llamadas zonas silenciosas en el modo relativo. Mientras que un neumotórax se caracteriza por una zona circunscrita de valores de alta impedancia en el modo absoluto, una efusión pleural se asocia con valores bajos. La imagen obtenida en el modo absoluto puede superponerse o compararse con las imágenes obtenidas de otros modos. Un área aireada (valores absolutos altos) que se extiende fuera de las zonas de dispersiones relativas elevadas (gran oscilación de volumen corriente de impedancia relativa) representa una cantidad de aire debida posiblemente a barotraumatismos (destrucción del tejido pulmonar por ventilación mecánica o la patología). Un área condensada, con impedancia absoluta de tipo líquido que se extiende fuera de las zonas de la oscilación de volumen corriente alto (en impedancia relativa) representa una cantidad de fluido, muy probablemente una efusión pleural o una parte del pulmón totalmente colapsada.

Correspondiendo a la representación de acuerdo con la Fig. 5, la Fig. 7 muestra de nuevo la mejora del procesamiento respecto a las afecciones pulmonares específicas añadiendo un modo relativo/perfusión (V/Q), en el que cada punto de imagen representa la proporción punto por punto de imagen entre el valor del punto en el modo relativo y el valor del punto correspondiente en el modo de perfusión. No obstante, para las afecciones pulmonares anteriores, la adición del modo relativo/perfusión no añade ninguna información de presentación ya que el área de neumotórax y efusión no muestra ni ventilación ni perfusión. Además, el modo relativo/perfusión no ayuda a diferenciar entre atelectasia y sobre-distensión. Por la tanto, en la Fig. 7b sólo se sugieren las imágenes funcionales de acuerdo con el modo relativo, el modo de perfusión y el modo absoluto.

Finalmente, la Fig. 8a muestra la combinación del modo relativo, el modo de retardo de fase y el modo absoluto para la determinación de las vías respiratorias del paciente, cierre cíclico de las vías respiratorias, cierre persistente de las vías respiratorias con retención de aire y cierre persistente de las vías respiratorias con atelectasia de reabsorción.

Incluso si el modo relativo muestra una distribución homogénea de varianza inducida por la ventilación a través del plano transversal del tórax, un retardo de fase significativo significa que pueden estar presentes algunos problemas en las vías respiratorias inferiores (cierre de vías respiratorias inferiores, por ejemplo, debido a un enfisema, COPD, deficiencia de tensioactivo, o ARDS. La presencia de todas las vías respiratorias aparentes a través del parénquima pulmonar puede sólo garantizarse cuando ambos modos (el relativo y el retardo de fase) presentan un inflado/desinflado pulmonar homogéneo. Por lo tanto, la coincidencia de un retardo de fase dentro de un área que presenta una varianza relativa razonable de impedancia se usará como signo del cierre cíclico de las vías respiratorias.

En cuanto a la selección de los modos de pantalla, se sugiere de acuerdo con la Fig. 8b presentar en pantalla sólo la imagen funcional de acuerdo con el modo relativo y el modo de retardo de fase, pero no la imagen funcional de acuerdo con el modo absoluto.

La Fig. 9 muestra un ejemplo de la selección de modos de pantalla presentando en pantalla la combinación del modo absoluto y el modo relativo. Adicionalmente, la misma pantalla puede mostrar diferente información sobre diferentes partes de la pantalla al mismo tiempo, como en el siguiente ejemplo:

- una imagen funcional de dispersión (por ejemplo la desviación típica de la ventilación y los cambios de impedancia usados en cada punto de imagen),
- un valor numérico que representa la funcionalidad global (por ejemplo el índice de homogeneidad global de la ventilación pulmonar total),
- un gráfico que representa la funcionalidad calculada global o regional (es decir la ventilación y los cambios de impedancia usados de todo el pulmón),
- un valor numérico que representa la funcionalidad regional calculada (por ejemplo la ventilación - y los cambios de impedancia usados de la zona superior del pulmón dividido por la zona inferior del pulmón).

La Fig. 10 muestra la combinación de la imagen funcional del modo absoluto y una pantalla soporte de decisión. En este caso, la pantalla soporte de decisión es un gráfico de cambios de impedancia en función del tiempo de la parte superior del pulmón y la parte inferior del pulmón cuando se realiza una reducción de la PEEP (PEEP = Presión Expiratoria Final Positiva).

La Fig. 11 muestra un diagrama de flujo para realizar el proceso en el aparato de acuerdo a la invención. En la etapa 1, se arranca el monitor de la EIT, presionando un botón de arranque diferente o simplemente encendiendo el monitor de EIT. En la etapa 2, se ponen en funcionamiento los modos de procesamiento predeterminados para determinar las afecciones pulmonares específicas. Como se ha descrito anteriormente, los modos de procesamiento adecuados son el modo relativo, el modo de perfusión, el modo absoluto y el modo de retardo de fase. La determinación de las afecciones pulmonares específicas puede realizarse como se ha descrito de acuerdo con las figuras 4a, 5a, 6a, 7a y 8a.

El resultado de la etapa 2 es una evaluación de diferentes afecciones pulmonares para diferentes regiones de interés del pulmón. Por tanto, está disponible una pluralidad de afecciones pulmonares determinadas. Debe observarse además que la determinación de las afecciones pulmonares habitualmente conduce tanto a afecciones pulmonares con problemas graves como a otras afecciones pulmonares con un estado saludable. Por lo tanto, en la etapa 3, tiene lugar una clasificación de todas las afecciones pulmonares determinadas con respecto a su gravedad, para presentar los modos de pantalla correspondientes de acuerdo con su importancia. En la etapa 4, se toma una decisión de si se determinó al menos un mal estado pulmonar. Si se determina que sí, tiene lugar el proceso adicional con la etapa 5, por el contrario el proceso continúa con la etapa 7. La razón para la decisión en la etapa 4 es el hecho de que para un pulmón completamente sano es aconsejable realizar una reducción de datos adicional cuando se seleccionan los modos de pantalla, mientras que en el caso de al menos un estado pulmonar malo la selección de los modos de pantalla debe tener lugar de acuerdo con los modos de procesamiento que conducen al resultado malo.

Por consiguiente, en la etapa 5, tiene lugar una selección de modos de pantalla de las imágenes funcionales correspondientes a los modos de procesamiento respectivos, si es necesario en ciertas regiones de interés. Si es necesario, el usuario ha tenido la posibilidad de desplazarse a través de diversos modos de pantalla de acuerdo con la secuencia clasificada de acuerdo con la etapa 4.

Por el contrario, si sólo se han determinado estados pulmonares saludables, tiene lugar una selección de los modos de pantalla para una reducción adicional de datos en la etapa 7. Los modos de pantalla adecuados para la reducción de datos adicional son por ejemplo gráficos, valores numéricos u otras pantallas de soporte de decisión adaptadas. Como se ha descrito ya de acuerdo con la etapa 6, existe de nuevo la posibilidad en la etapa 8 de desplazarse a petición a través de la pantalla para la siguiente pantalla de acuerdo con la secuencia clasificada, según la clasificación en la etapa 4.

La Fig. 12 muestra la integración de un aparato de acuerdo con la invención en un sistema de ventilación de bucle cerrado. Debe observarse que el monitor de EIT de acuerdo con la invención produce ya todos los datos necesarios que pueden usarse por un ventilador para un control de bucle cerrado. Puede que sea posible también proporcionar un formato de entrada para que el doctor introduzca los valores límite respecto a la presión de la respiración para el cierre y la apertura de los pulmones.

REIVINDICACIONES

1. Aparato para presentar en pantalla información obtenida por los datos de una tomografía de impedancia eléctrica (EIT) de los pulmones de un paciente o determinadas regiones de los mismos en un monitor EIT,
5 en el que se implementa en dicho monitor de EIT una pluralidad de modos de procesamiento predeterminados y una pluralidad de modos de pantalla predeterminados y en el que los modos de pantalla predeterminados comprenden imágenes funcionales con una representación visual bajo control correspondiente a uno de los modos de procesamiento y modos de pantalla que proporcionan reducción adicional de datos comparado con las imágenes funcionales,
10 que comprende:
un medio para el procesamiento de los datos EIT con dicha pluralidad de modos de procesamiento predeterminados;
15 un medio para determinar las afecciones patológicas específicas de dicho pulmón o determinadas regiones de los mismos de acuerdo con los resultados de los modos de procesamiento predeterminados;
un medio para seleccionar una imagen funcional como un modo de pantalla que corresponde al modo de procesamiento respectivo, si dicho modo de procesamiento conduce a la determinación de una afección patológica, y seleccionar un modo de pantalla que proporcione una reducción adicional de datos, si no se determina una afección patológica;
20 un medio para presentar en pantalla los datos EIT de acuerdo con los modos de pantalla seleccionados.
2. Aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el modo de pantalla se actualiza a petición del usuario.
3. Aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que los datos EIT presentados en pantalla se actualizan en tiempo real.
30
4. Aparato de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 - 3, en el que los datos EIT se calculan sobre la base de una ventana de datos de funcionamiento.
5. Aparato de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 - 4, en el que se introduce una estimación de la afección de pulmón por el usuario y en el que se realiza el procesamiento de los datos EIT con una sub-combinación de los modos de procesamiento predeterminados de acuerdo con la afección de pulmón estimada.
35
6. Aparato de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 - 5, en el que se implementa el modo relativo como modo de procesamiento predeterminado que produce como resultado la variación media de los cambios de impedancia debidos a la ventilación.
40
7. Aparato de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 - 6, en el que se implementa el modo de retardo de fase como modo de procesamiento predeterminado que produce como resultado el retardo de fase medio de los cambios de impedancia respecto a los cambios de ventilación.
45
8. Aparato de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 - 7, en el que se implementa el método de perfusión como modo de procesamiento predeterminado que produce como resultado la variación media de los cambios de impedancia debidos a la perfusión pulmonar.
9. Aparato de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 - 8, en el que se implementa el modo absoluto como modo de procesamiento predeterminado que produce como resultado la impedancia absoluta media.
50
10. Aparato de acuerdo con las reivindicaciones 6 y 8, en el que se implementa el modo de proporción de perfusión que calcula la proporción entre los resultados del modo relativo y el modo de perfusión y que produce como resultado la proporción ventilación/perfusión.
55
11. Aparato de acuerdo con una de las reivindicaciones 6 - 10, en el que se determina la afección pulmonar de un infarto pulmonar, si el modo relativo produce un resultado bajo, el modo de perfusión produce un resultado bajo y el modo absoluto produce un resultado bajo.
60
12. Aparato de acuerdo con una de las reivindicaciones 6 - 11, en el que se determina la afección pulmonar de una embolia pulmonar, si el modo relativo produce un resultado normal, el modo de perfusión produce un resultado bajo y el modo absoluto produce un resultado normal.
13. Aparato de acuerdo con una de las reivindicaciones 6 - 12, en el que se determina la afección pulmonar de una neumonía localizada, si el modo relativo produce un resultado bajo, el modo de perfusión produce un resultado alto y el modo absoluto produce un resultado bajo.
65

ES 2 276 814 T5

14. Aparato de acuerdo con una de las reivindicaciones 6 - 13, en el que se determina la afección pulmonar de un área similar a enfisema, si el modo relativo produce un resultado bajo, el modo de perfusión produce un resultado bajo y el modo absoluto produce un resultado alto.

5 15. Aparato de acuerdo con una de las reivindicaciones 6 - 14, en el que se determina la afección pulmonar de cierre cíclico de las vías respiratorias, si el modo relativo produce un resultado alto, el modo de retardo de fase produce un resultado muy alto y el modo absoluto produce un resultado inestable.

10 16. Aparato de acuerdo con una de las reivindicaciones 6 - 15, en el que se determina la afección pulmonar de cierre persistente de las vías respiratorias con retención de aire, si el modo relativo produce un resultado muy bajo, el modo de retardo de fase produce un resultado muy alto y el modo absoluto produce un resultado inestable.

15 17. Aparato de acuerdo con una de las reivindicaciones 6 - 16, en el que se determina la afección pulmonar de cierre persistente de las vías respiratorias con atelectasia de reabsorción, si el modo relativo produce un resultado muy bajo, el modo de retardo de fase produce un resultado inestable y el modo absoluto produce un resultado muy bajo.

20 18. Aparato de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 - 17, en el que cada punto de imagen de una imagen funcional presenta la estimación de su localización espacial dentro del pulmón y se presenta en pantalla de acuerdo con su distribución de conductividad de acuerdo con el correspondiente modo de procesamiento.

19. Aparato de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 - 18, en el que los modos de pantalla que proporcionan una reducción adicional de datos comprenden valores numéricos de valores medidos o calculados que representan información condensada sobre todo el pulmón o sobre las regiones seleccionadas de interés.

25 20. Aparato de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 - 19, en el que los modos de pantalla que proporcionan una reducción adicional de datos comprenden gráficos de datos medidos o calculados que representan información condensada sobre todo el pulmón o sobre regiones seleccionadas de interés.

30 21. Aparato de acuerdo con una de las reivindicaciones 1 - 20, en el que el modo de pantalla consta de elementos gráficos que están prealmacenados en un almacenamiento de datos como patrones gráficos y que se retoman desde el almacenamiento de datos tan pronto como se selecciona el modo de pantalla correspondiente.

35

40

45

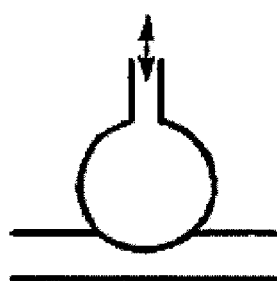
50

55

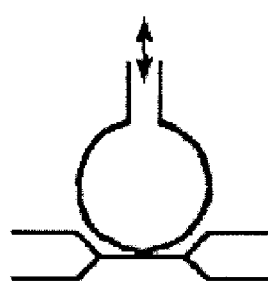
60

65

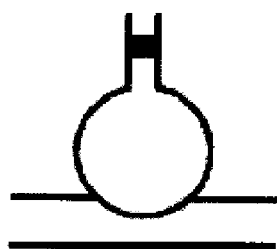
FIG.1



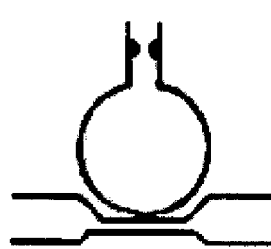
A-
CON VENTILACIÓN Y
PERFUSIÓN



B-
CON VENTILACIÓN Y
SIN PERFUSIÓN



C-
CON PERFUSIÓN Y
SIN VENTILACIÓN



D-
CON MALA VENTILACIÓN
CON MALA PERFUSIÓN

FIG.2

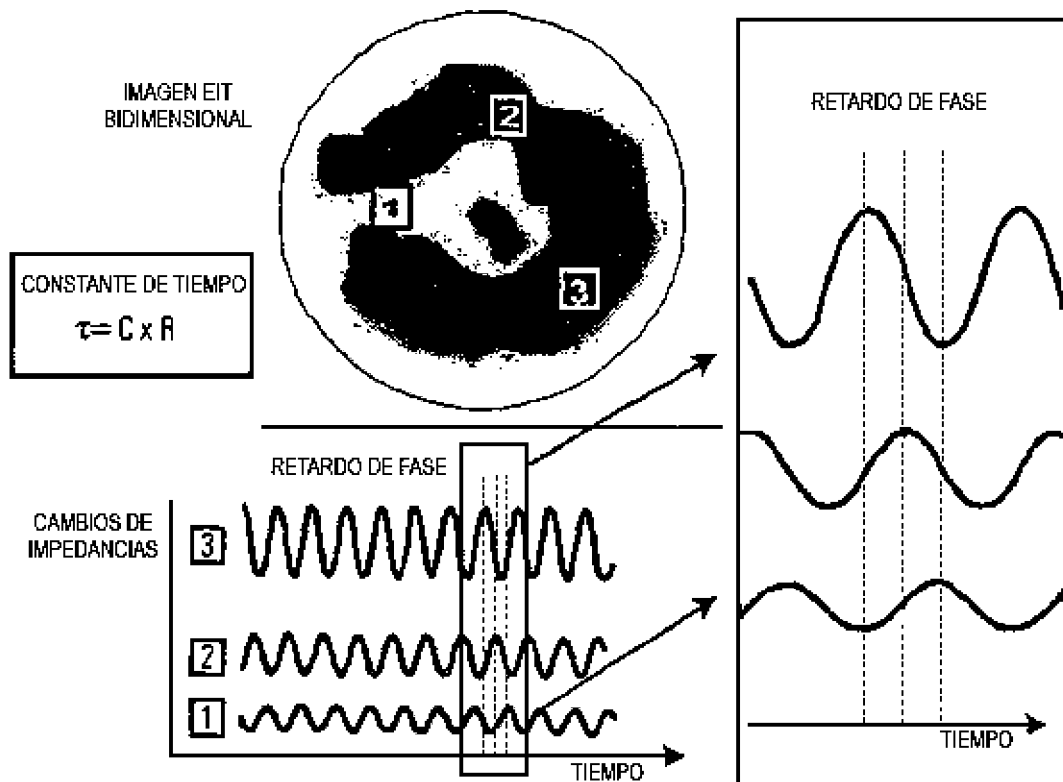


FIG.3

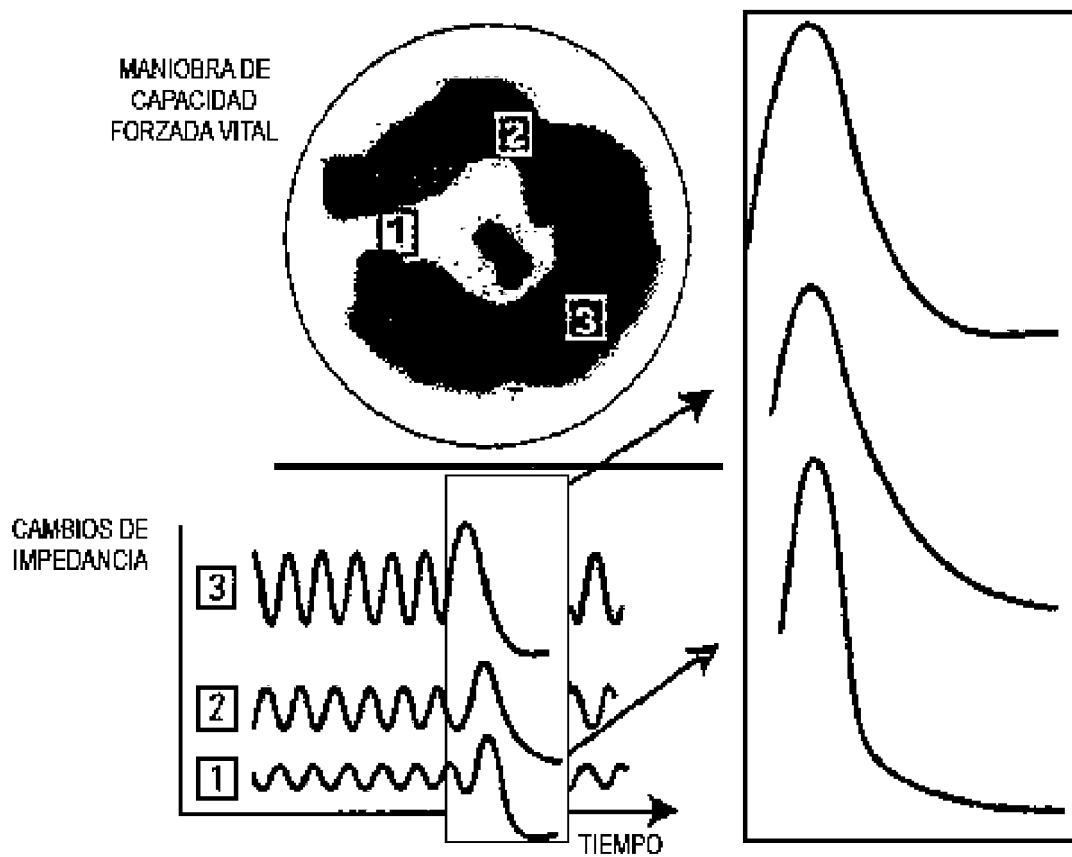


FIG.4a

MODO DE PROCESAMIENTO AFECCIÓN PULMONAR ESPECÍFICA	MODO RELATIVO	MODO DE PERFUSIÓN	MODO ABSOLUTO
INFARTO PULMONAR	↓	↓	↑
EMBOLIA PULMONAR	NORMAL	↓	NORMAL
NEUMONÍA LOCALIZADA	↓	↑	↓
ÁREA SIMILAR A ENFISEMA	↓	↓	↑

FIG.4b

MODO DE PANTALLA AFECCIÓN PULMONAR ESPECÍFICA	IMAGEN FUNCIONAL DE ACUERDO CON EL MODO RELATIVO EN UN ÁREA ESPECÍFICA	IMAGEN FUNCIONAL DE ACUERDO CON EL MODO DE PERFUSIÓN EN UN ÁREA ESPECÍFICA	IMAGEN FUNCIONAL DE ACUERDO CON EL MODO ABSOLUTO EN UN ÁREA ESPECÍFICA
INFARTO PULMONAR	↓	↓	↓
EMBOLIA PULMONAR	NORMAL	↓	NORMAL
NEUMONÍA LOCALIZADA	↓	↑	↓
ÁREA SIMILAR A ENFISEMA	↓	↓	↑

FIG.5a

MODOS DE PROCESAMIENTO AFECCIÓN PULMONAR ESPECÍFICA	MODOS RELATIVOS	MODOS DE PERFUSIÓN	MODOS ABSOLUTOS	MODOS RELATIVOS / PERFUSIÓN (V/Q)
INFARTO PULMONAR	↓	↓	↓	↑
EMBOLIA PULMONAR	NORMAL	↓	NORMAL	↑↑↑
NEUMONÍA LOCALIZADA	↓	↑	↓	↓↓↓
ÁREA SIMILAR A ENFISEMA	↓	↓	↑	↑↓

FIG.5b

MODOS DE PANTALLA AFECCIÓN PULMONAR ESPECÍFICA	IMAGEN FUNCIONAL DE ACUERDO CON EL MODO RELATIVO EN UN ÁREA ESPECÍFICA	IMAGEN FUNCIONAL DE ACUERDO CON EL MODO DE PERFUSIÓN EN UN ÁREA ESPECÍFICA	IMAGEN FUNCIONAL DE ACUERDO CON EL MODO ABSOLUTO EN UN ÁREA ESPECÍFICA	IMAGEN FUNCIONAL DE ACUERDO CON EL MODO V/Q EN UN ÁREA ESPECÍFICA
INFARTO PULMONAR	↓	↓	↓	↑
EMBOLIA PULMONAR	NORMAL	↓	NORMAL	↑↑↑
NEUMONÍA LOCALIZADA	↓	↑	↓	↓↓↓
ÁREA SIMILAR A ENFISEMA	↓	↓	↑	↑↓

FIG. 6a

MODO DE PROCESAMIENTO PULMONAR ESPECÍFICA	MODO RELATIVO	MODO DE PERFUSIÓN	MODO ABSOLUTO
NEUMOTÓRAX	0	0	↑
EFUSIÓN PLEURAL	0	0	↑
ATELECTASIA	↓	↓	↓
SOBREDISTENSIÓN	↓	↓	↓

FIG. 6b

MODO DE PANTALLA PULMONAR ESPECÍFICA	IMAGEN FUNCIONAL DE ACUERDO CON EL MODO RELATIVO EN UN ÁREA ESPECÍFICA	IMAGEN FUNCIONAL DE ACUERDO CON EL MODO DE PERFUSIÓN EN UN ÁREA ESPECÍFICA	IMAGEN FUNCIONAL DE ACUERDO CON EL MODO ABSOLUTO EN UN ÁREA ESPECÍFICA
NEUMOTÓRAX	0	0	↑
EFUSIÓN PLEURAL	0	0	↑
ATELECTASIA	↓	↑	↓
SOBREDISTENSIÓN	↓	↓	↓

FIG.7a

MODO DE PROCESAMIENTO AFECCIÓN PULMONAR ESPECÍFICA	MODO RELATIVO	MODO DE PERFUSIÓN	MODO ABSOLUTO	MODO (V/Q) RELATIVO/ PERFUSIÓN
NEUMOTÓRAX	0	0	↑	NO DISPONIBLE
EFUSIÓN PLEURAL	0	0	↓	NO DISPONIBLE
ATELECTASIA	↓	↓	↓	↓ ↓ ↓
SOBREDISTENSIÓN	↓	↓	↑	↓ ↓ ↓

FIG.7b

MODO DE PANTALLA AFECCIÓN PULMONAR ESPECÍFICA	IMAGEN FUNCIONAL DE ACUERDO CON EL MODO RELATIVO EN UN ÁREA ESPECÍFICA	IMAGEN FUNCIONAL DE ACUERDO CON EL MODO DE PERFUSIÓN EN UN ÁREA ESPECÍFICA	IMAGEN FUNCIONAL DE ACUERDO CON EL MODO ABSOLUTO EN UN ÁREA ESPECÍFICA
NEUMOTÓRAX	0	0	↑
EFUSIÓN PLEURAL	0	0	↓
ATELECTASIA	↓	↓	↓
SOBREDISTENSIÓN	↓	↓	↑

FIG.8a

MODO DE PROCESAMIENTO AFECCIÓN PULMONAR ESPECÍFICA	MODO RELATIVO	MODO RETARDO DE FASE	MODO ABSOLUTO
VÍAS RESPIRATORIAS APARENTES	NORMAL	NORMAL	NORMAL
CIERRE CÍCLICO DE LAS VÍAS RESPIRAT.	↑	↑↑	↑↓
CIERRE PERSISTENTE DE LAS VÍAS RESP. CON RETENCIÓN DE AIRE	↓↓	↑↑ (180°)	↑↓
CIERRE PERSISTENTE DE LAS VÍAS RESP. CON ATELECTASIA DE REABSORCIÓN	↓↓	↑↓	↓↓

FIG.8b

MODO DE PANTALLA AFECCIÓN PULMONAR ESPECÍFICA	IMAGEN FUNCIONAL DE ACUERDO CON EL MODO RELATIVO	IMAGEN FUNCIONAL DE ACUERDO CON EL MODO DE RET. DE FASE
VÍAS RESPIRATORIAS APARENTES	NORMAL	NORMAL
CIERRE CÍCLICO DE LAS VÍAS RESPIRAT.	↑	↑↑
CIERRE PERSISTENTE DE LAS VÍAS RESP. CON RETENCIÓN DE AIRE	↓↓	↑↑ (180°)
CIERRE PERSISTENTE DE LAS VÍAS RESP. CON ATELECTASIA DE REABSORCIÓN	↓↓	↑↓

FIG.9

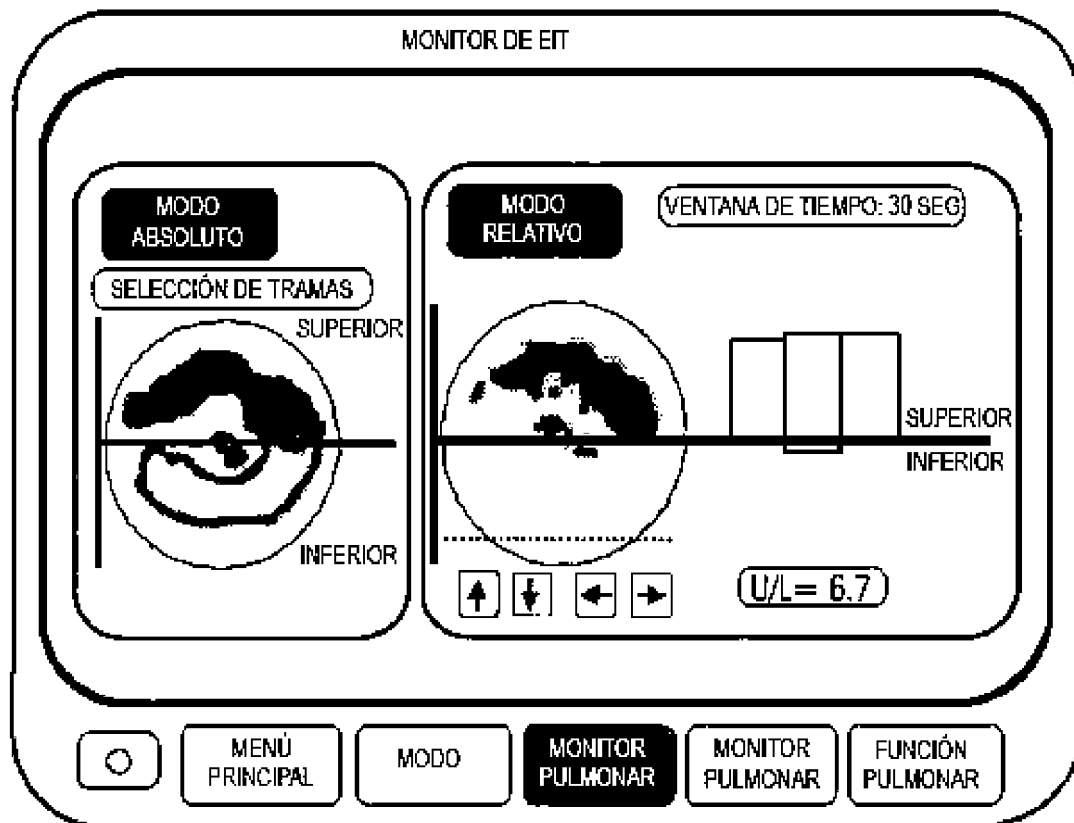


FIG.10

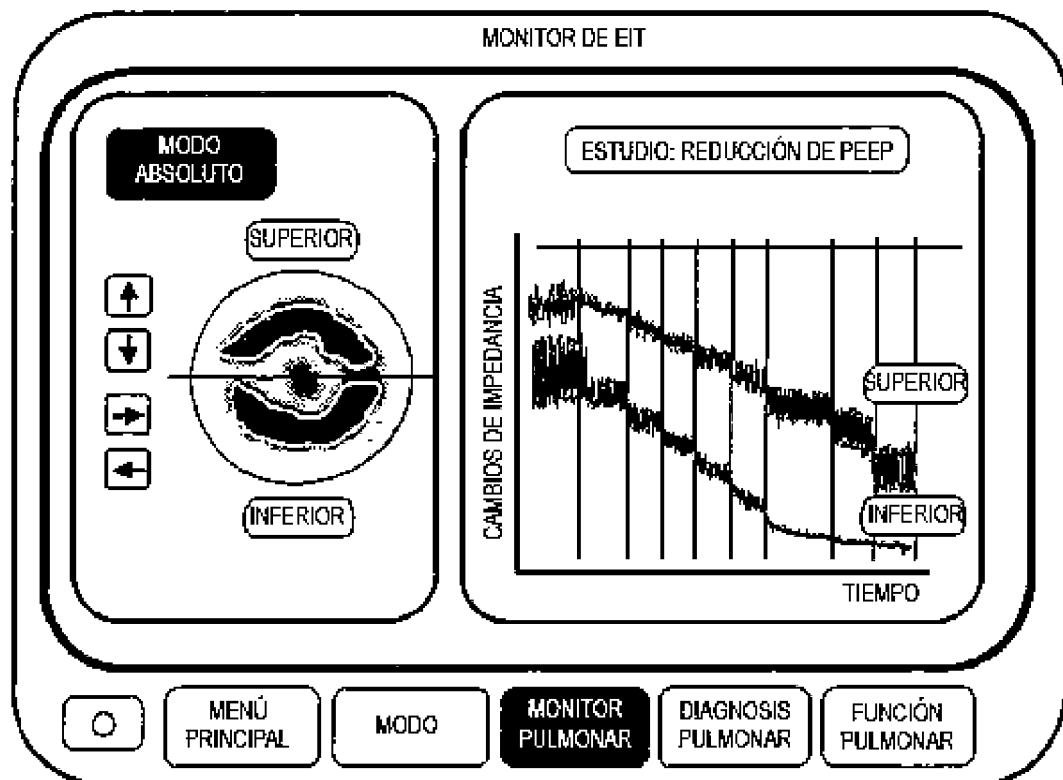


FIG.11

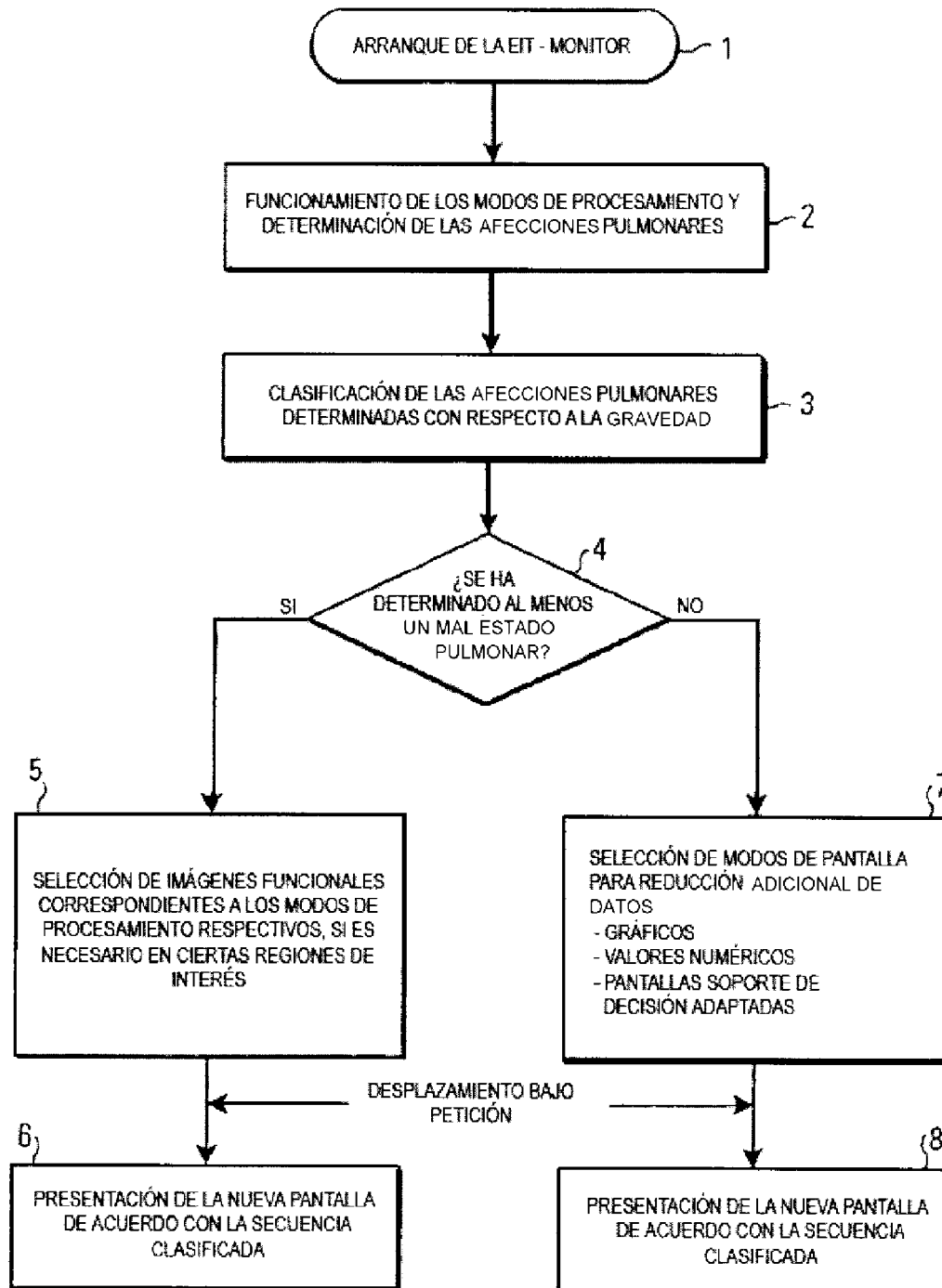


FIG.12

