

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 673 117**

51 Int. Cl.:

**A61B 5/00** (2006.01)

**A61B 5/113** (2006.01)

**G01B 11/16** (2006.01)

**G06T 7/00** (2007.01)

**G06T 7/20** (2007.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **27.11.2013 PCT/GB2013/053140**

87 Fecha y número de publicación internacional: **05.06.2014 WO14083337**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **27.11.2013 E 13799643 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **28.03.2018 EP 2925227**

54 Título: **Análisis de datos de respiración**

30 Prioridad:

**27.11.2012 GB 201221336**

**04.09.2013 GB 201315762**

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

**19.06.2018**

73 Titular/es:

**PNEUMACARE LTD (100.0%)  
30 Broad Street, Great Cambourne  
Cambridge CB23 6HJ, GB**

72 Inventor/es:

**LASENBY, JOAN y  
DE BOER, WILLEM HESSEL**

74 Agente/Representante:

**SÁEZ MAESO, Ana**

**ES 2 673 117 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

Análisis de datos de respiración

Campo

- 5 La invención se refiere a un método para medir y/o analizar datos de respiración y a un dispositivo para llevar a cabo el método.

Antecedentes

- 10 El monitoreo de las funciones respiratorias y/o pulmonares de un sujeto proporciona datos que a menudo son útiles para detectar y/o diagnosticar la presencia de enfermedad pulmonar y/u obstrucciones pulmonares y/u otras afecciones. La medición y el análisis precisos de las funciones respiratorias y/o pulmonares generalmente requieren el uso de dispositivos tales como máscaras o boquillas acopladas a la boca de un sujeto a monitorizar. Estos dispositivos tienden a ser incómodos y/o invasivos y no se prestan para controlar sujetos difíciles y/o frágiles, por ejemplo, sujetos neonatales.

- 15 La pletismografía de inductancia respiratoria es otro método para controlar las funciones respiratorias y/o pulmonares de un sujeto, que se lleva a cabo midiendo el movimiento del tórax y la pared abdominal. Este enfoque se basa en la teoría de que la suma de los cambios en el diámetro anteroposterior del abdomen y la caja torácica corresponde a los cambios en el volumen pulmonar. Se usan dos bandas elásticas que incorporan bobinas de alambre sinusoidales para medir este diámetro. Una de las bandas se coloca alrededor de la caja torácica debajo de las axilas y la otra alrededor del abdomen a nivel del ombligo.

- 20 La expansión de las bandas cambia la autoinductancia de las bobinas, lo que permite medir el cambio en el diámetro anteroposterior. Las bandas están conectadas a un oscilador y a demodulación electrónica, que convierte las lecturas en formas de onda digitales. Estas formas de onda se utilizan luego para analizar y/o describir diversas medidas de patrones respiratorios complejos, por ejemplo, frecuencia respiratoria, volumen tidal, ventilación por minuto, flujo inspiratorio máximo, tiempo inspiratorio fraccional, medidas de flujo inspiratorio y/o espiratorio pico y/o medio y la contribución porcentual del tórax y/o abdomen al volumen tidal.

- 25 El ajuste de las bandas en el sujeto a monitorizar requiere maniobras del sujeto, que en algunos casos puede ser problemáticas en sujetos difíciles y/o frágiles.

- 30 Otro método conocido y aparato asociado para controlar las funciones respiratorias y/o pulmonares de un sujeto se describe en el documento WO2010066824 junto con un aparato para llevar a cabo el método, cuyos contenidos se incorporan aquí. Este método implica una medición óptica de la forma tridimensional del cuerpo del sujeto a lo largo del tiempo y deriva los datos del volumen respiratorio de los cambios en la forma. Los datos de respiración del sujeto se pueden comparar con los datos de respiración asociados con estados saludables y de enfermedad en una base de datos estadística para diagnosticar la función pulmonar del sujeto.

- 35 Es deseable proporcionar un método de procesamiento de los datos de medición que permita realizar un diagnóstico más preciso.

Resumen

- 40 De acuerdo con un primer aspecto de la descripción, se proporciona un método para analizar una matriz de datos de al menos tres dimensiones que representan una forma de al menos parte de un cuerpo de un sujeto en función del tiempo, la matriz de datos relativa a una cuadrícula bidimensional que tiene puntos de la cuadrícula, una posición en el espacio de la forma en cada punto de la cuadrícula y puntos de tiempo, el método incluye los pasos de:

mapear de la matriz de datos en una matriz bidimensional, descomponiendo la matriz bidimensional,

formar una marca del sujeto de la matriz descompuesta bidimensional que representa un patrón de movimiento de la forma.

- 45 La matriz descompuesta bidimensional permite derivar fácilmente las modalidades principales del movimiento del cuerpo, en particular del tórax o caja torácica y/o del abdomen o del lado izquierdo y/o derecho o lados del tronco o tórax o caja torácica y/o abdomen. Las modalidades principales pueden relacionarse con los patrones de movimiento de la superficie del pecho. La marca puede derivarse de las modalidades principales. En el análisis de la respiración, la marca representa el patrón de respiración único de un sujeto.

- 50 Dado que un modo principal proporciona información específica sobre el movimiento de un sujeto, puede distinguir con mayor precisión entre estados de enfermedad que un parámetro global como el volumen derivado en la espirometría. En el análisis de la respiración, las modalidades principales capturan a menudo cambios regionales sutiles y localizados de la pared torácica, mientras que el volumen, al ser una derivada global del movimiento de la

pared torácica como un todo, no captura estos cambios. Por lo tanto, las modalidades principales permiten realizar un diagnóstico más preciso.

5 Cada fila de la matriz bidimensional puede corresponder a un punto de la cuadrícula y/o incluye una pluralidad de posiciones en los puntos de tiempo. La descomposición puede usar descomposición de valores singulares. La matriz descompuesta bidimensional puede ser USVT, U, S y VT, siendo matrices bidimensionales, y/o la marca puede derivarse de las columnas de U que dan la mayor contribución al movimiento medido y/o la marca puede incluir una o más frecuencias derivadas de las primeras columnas.

Otra característica de la divulgación proporciona un método para rellenar una base de datos con marcas de diferentes estados de enfermedad, midiéndose las marcas usando el método descrito anteriormente.

10 El método puede incluir la etapa de comparar la marca del sujeto con marcas asociadas con estados de enfermedad y/o determinar una distancia entre la marca del sujeto y las marcas asociadas con estados de enfermedad. La marca de un estado de enfermedad puede derivarse de las marcas promediadas sobre un grupo de sujetos que tienen el mismo estado de enfermedad.

15 De acuerdo con la invención, se proporciona un método para identificar respiraciones en valores de parámetros que representan un patrón de respiración a lo largo del tiempo, que incluye los pasos de:

formar un promedio de tiempo de los valores de los parámetros;

dividir el parámetro en segmentos, cada segmento entre las intersecciones subsecuentes del parámetro y el promedio;

20 determinar un valor extremo del parámetro dentro de cada segmento, siendo el valor extremo un comienzo de una exhalación o un final de una exhalación.

25 El parámetro puede ser un volumen de respiración. Un segmento determinado por el método incluye el inicio o el final de una exhalación. Si un segmento incluye el inicio de una exhalación, el siguiente segmento incluirá el final de esa exhalación, el inicio y el final definiendo un aliento individual. El parámetro debe proporcionar una representación razonablemente precisa del patrón de respiración, pero no necesita ser preciso en términos de volumen o desplazamiento real. El método es robusto en presencia de errores en el promedio y en el método de promediar.

El promedio de tiempo puede comprender un promedio móvil, tal como un promedio móvil exponencial y/o puede formarse usando un filtro de paso bajo, tal como un filtro Gaussiano. Una respiración puede extenderse desde uno de los extremos hasta el segundo extremo posterior.

30 El método de identificación de respiraciones puede usarse en el método anterior de análisis de una matriz de datos formando una marca sobre un número entero de respiraciones, reduciendo así el ruido en la marca.

35 De acuerdo con un aspecto adicional de la divulgación, se proporciona un método para controlar y/o analizar las funciones respiratorias y/o pulmonares de un sujeto, por ejemplo, para producir una matriz de datos para uso en un método de acuerdo con el primer aspecto de la invención y/o para producir valores de parámetros que representan un patrón de aliento a lo largo del tiempo para usar en un método de acuerdo con el segundo aspecto de la invención, el método que comprende los pasos de:

proyectar un patrón de radiación en al menos parte de un cuerpo de un sujeto;

grabar en cada uno de una pluralidad de instancias en datos de imagen de tiempo que representan una configuración tridimensional de al menos una porción del patrón proyectado en ese instante en el tiempo; y

40 procesar los datos de imagen para producir una matriz de datos, por ejemplo, de al menos tres dimensiones y/o representar una forma de al menos parte del cuerpo del sujeto en función del tiempo, y/o para producir valores de parámetros que representan un patrón de aliento a lo largo del tiempo.

45 El método de acuerdo con la descripción puede comprender además dividir la matriz de datos en dos o más submatrices que representan cada una una configuración tridimensional de una parte respectiva del patrón proyectado o del sujeto. El método también puede comprender el procesamiento de las submatrices para aproximar un volumen de cada una de las partes del patrón proyectado o del sujeto a lo largo del tiempo. Adicionalmente, el método puede incluir calcular un parámetro comparativo que represente el cambio a lo largo del tiempo en la contribución de volumen relativo de cada una de las partes del patrón proyectado o del sujeto.

50 En algunas realizaciones, el parámetro comparativo comprende un ángulo de fase, que puede comprender un ángulo de fase global calculado a partir de datos de imagen en toda la pluralidad de instancias en el tiempo o un ángulo de fase en ventana calculado a partir de datos de imagen en solo algunas de la pluralidad de instancias en el tiempo. El parámetro comparativo puede comprender un ángulo de fase de aliento calculado a partir de datos de

imagen a través de las instancias en el tiempo que corresponden a una respiración. En algunas realizaciones, el ángulo de fase en ventana comprende un número predeterminado de respiraciones. El método puede comprender además la categorización de la función respiratoria o pulmonar como sincrónica o asincrónica o paradójica.

5 El parámetro comparativo puede comprender un ángulo principal y/o dispersión, que puede calcularse usando el análisis del componente principal, por ejemplo, calculando una matriz de covarianza, por ejemplo, y diagonalizando la matriz de covarianza.

10 El método puede comprender además calcular una o más frecuencias respiratorias, por ejemplo, el número de respiraciones por minuto, y/o el volumen tidal, por ejemplo, el volumen inspirado y espirado con cada respiración, y/o ventilación minuto, por ejemplo, volumen tidal multiplicado por la frecuencia respiratoria y/o el flujo inspiratorio máximo, por ejemplo, que refleja el impulso respiratorio y/o el tiempo inspiratorio fraccional, y/o un índice de respiración rápida superficial y/o medidas de flujo inspiratorio y/o espiratorio pico y/o medio y/o la contribución porcentual del tórax y/o abdomen al volumen tidal.

15 El método puede comprender además analizar o determinar o cuantificar la regularidad y/o imprevisibilidad y/o aleatoriedad de los datos medidos o uno o más de los parámetros calculados. El método puede comprender calcular un valor indicativo de trastorno (o, en otras palabras, complejidad o aleatoriedad), preferiblemente un valor de entropía, por ejemplo, entropía aproximada o entropía de muestra, para uno o más valores o parámetros, por ejemplo, cualquiera de los valores o parámetros descritos o enumerados anteriormente, por ejemplo, uno o más valores de los datos de imagen o matrices de datos o el volumen de una o cada una de las partes o un volumen agregado de las dos partes o el parámetro comparativo.

20 Los solicitantes han observado que la entropía aproximada y/o la entropía de muestra, o una medida equivalente de desorden, pueden proporcionar una idea del estado del sujeto, por ejemplo, en donde un valor de entropía predeterminado es indicativo de un estado saludable y/o enfermo y/o atlético de un sujeto. Un ejemplo específico de esta observación es que la entropía del ángulo de fase en ventana y/o por respiración parece disminuir en pacientes con enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC). Para facilitar la referencia, se puede hacer referencia al valor de entropía o valor equivalente, por ejemplo, como un valor de irregularidad o un coeficiente de variación. La divulgación también proporciona un aparato para llevar a cabo el método, un software informático para realizar el método y un soporte de datos que almacena el software, cuyo software y/o soporte de datos puede estar comprendido en el aparato. El aparato puede corresponder al dispositivo descrito en WO2010066824 o cualquier otro aparato adecuado. El experto en la técnica también apreciará que algunos de los pasos o aspectos de los métodos descritos anteriormente pueden llevarse a cabo usando datos adquiridos usando Pletismografía de Inductancia Respiratoria.

Breve descripción de los dibujos

Se describirán ahora ciertas realizaciones de la invención, a modo de ejemplo solamente, con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

35 La figura 1 muestra un diagrama de bloques de un sistema de medición;

La figura 2 muestra un diagrama de flujo del método;

La figura 3 muestra seis modalidades de respiración de un sujeto saludable;

La figura 4 muestra seis modalidades de respiración de un sujeto que padece EPOC;

La figura 5 muestra la evolución temporal de las modalidades de la figura 3;

40 La figura 6 muestra la evolución temporal de las modalidades de la figura 4;

La figura 7 muestra un diagrama de flujo del método de detección de aliento;

La figura 8 muestra una medición del volumen de respiración;

La figura 9 muestra una realización ejemplar de la unidad de medición de la figura 1;

45 La figura 10 muestra cinco medidas de sincronidad entre las contribuciones volumétricas de tórax y abdomen al volumen de respiración tidal;

La figura 11 muestra un primer ejemplo del ángulo principal y la dispersión entre las contribuciones volumétricas del tórax y el abdomen al volumen respiratorio tidal; y

La figura 12 muestra un segundo ejemplo del ángulo principal y la dispersión entre las contribuciones volumétricas de tórax y abdomen al volumen respiratorio tidal.

50 Descripción detallada de ciertas formas de realización

La figura 1 muestra un diagrama de bloques de una realización de un sistema de medición para medir una matriz de datos en 4 dimensiones de la forma del cuerpo de un sujeto y analizar los datos. El sistema de medición incluye una unidad 1 de medición para medir la forma de un cuerpo en función del tiempo. El sistema puede medir el movimiento de un sujeto usando un método como se describe en la solicitud de patente WO 2010/066824 o cualquier otro método que proporcione datos de medición similares. Los datos de medición de la unidad de medición pueden almacenarse en una memoria 2 de mediciones para su uso posterior o uso en una ubicación diferente.

El sistema de medición incluye además un aparato 3 para analizar los datos de medición. El análisis se lleva a cabo mediante una unidad 4 de procesamiento del aparato; el análisis puede llevarse a cabo independientemente de la medición. La unidad de procesamiento puede recibir los datos de medición de la memoria 2 de mediciones, por ejemplo, cuando la unidad de medición y el aparato están en ubicaciones diferentes o se analizan datos de medición en un momento después de que se tomaron las medidas. También puede recibir los datos de medición directamente desde la unidad 1 de medición, por ejemplo, cuando la unidad de medición se encuentra cerca del aparato o la unidad de medición y el aparato están integrados en un único dispositivo. La unidad de procesamiento puede almacenar datos y recuperar datos de una memoria 5 de datos, como unidades de disco o unidades de estado sólido (SSD). El almacenamiento de datos puede incluir una base de datos 6 de marcas, que se puede usar para clasificar sujetos medidos. Los resultados del análisis pueden mostrarse y mostrarse en una unidad 7 de visualización.

La unidad 4 de procesamiento y la memoria 5 de datos pueden formar parte de un dispositivo informático. Sus componentes pueden estar interconectados usando un bus de sistemas. Otros componentes pueden ser una memoria volátil tal como una memoria de acceso aleatorio; una interfaz de entrada/salida; dispositivos de entrada como un teclado; una o más interfaces para comunicarse con, por ejemplo, la unidad 1 de medición y la memoria 2 de mediciones.

La unidad 1 de medición mide el movimiento de una parte del cuerpo, en particular de la pared del tórax y/o el abdomen. Normalmente, se mide la parte anterior del cuerpo; alternativamente o, además, también se puede medir una parte posterior o más o menos lateral. Cuando se mide la respiración de un sujeto, como un ser humano o un animal, el movimiento de la pared torácica generalmente se mide. En su lugar o, además, se puede medir el movimiento del abdomen. El método produce resultados confiables tanto para la respiración tidal como para maniobras forzadas; la clasificación del sujeto es consistente entre las mediciones de la respiración tidal y las maniobras forzadas, donde esta última puede contener artefactos de movimiento. El presente método permite la clasificación de un sujeto en enfermedades respiratorias usando datos de respiración tidal únicos. Los métodos de la técnica anterior, que usan por ejemplo bucles de flujo-volumen, requieren que el sujeto realice una maniobra de respiración forzada. El método es por lo tanto adecuado para determinar el patrón de respiración de sujetos sanos y enfermos, incluso de sujetos inconscientes.

La forma del cuerpo se mide usando una cuadrícula de medición que tiene un patrón bidimensional de puntos de la cuadrícula. Tal cuadrícula puede realizarse iluminando el cuerpo con un patrón de tablero de ajedrez como se describe en la solicitud de patente anteriormente mencionada WO 2010/066824. La posición tridimensional del cuerpo se mide en cada punto de la cuadrícula como una función del tiempo. La cuadrícula tiene  $n_1$  por  $n_2$  puntos de la cuadrícula;  $n_1 \times n_2$  puede ser  $10 \times 15$ , lo que da como resultado  $n_g=150$  puntos de cuadrícula. Cuando las imágenes del cuerpo se capturan con una cámara de video que funciona a 30 fotogramas por segundo con un tiempo de medición de 4 segundos, la posición del cuerpo para cada punto de la cuadrícula se medirá en  $n_t = 30 * 4 = 120$  puntos en el tiempo. El presente método de análisis, que proporciona una descomposición del movimiento de la superficie corporal en modalidades, requiere solo un período relativamente corto de mediciones, generalmente de solo unos pocos segundos de duración, sin la necesidad de que el sujeto realice una maniobra forzada. Se puede realizar un análisis de las modalidades de respiración solo en una pequeña sección, por ejemplo, 6-10 segundos, de la respiración tidal. Como consecuencia, el método puede aplicarse incluso a sujetos que no son capaces de realizar maniobras forzadas y permite una medición más rápida de los pacientes.

Los datos de una medición de un sujeto emitido por la unidad de medición 1 incluyen  $n_t$  cuadros de  $n_1 * n_2$  posiciones tridimensionales. Si una posición está representada por tres dimensiones espaciales (x, y, z), la salida de datos es  $n_t * n_1 * n_2 * 3$  números. Los datos se pueden organizar en una matriz A de cuatro dimensiones, dos dimensiones para la cuadrícula, una dimensión para la posición y una dimensión para el tiempo. Alternativamente, los datos se pueden organizar en una matriz tridimensional, una dimensión para la cuadrícula, una dimensión para la posición y una dimensión para el tiempo. La cuadrícula se puede representar mediante una matriz de 1 dimensión que tiene los elementos 1 a  $n_g$ , donde cada elemento se relaciona con un punto de la cuadrícula de la cuadrícula. Los datos pueden ingresarse en la memoria 2 de mediciones o en la unidad 4 de procesamiento.

Cabe señalar que la palabra "dimensión" se utiliza en dos contextos diferentes. Cuando se usa en el contexto de una matriz, se refiere a la dimensión de la matriz. Cuando se usa en el contexto de posición, se refiere a la dimensión espacial.

La unidad de procesamiento 4 analiza la matriz de datos A llevando a cabo los tres pasos de mapeo, descomposición y formación de marcas, mostrados como pasos 10, 11 y 12, respectivamente, en el diagrama de flujo de la figura 2.

El primer paso es mapear la matriz A de datos en una matriz M (i, j) bidimensional. El mapeo se puede llevar a cabo de manera que cada fila de M corresponda a un punto de la cuadrícula. Cuando las diferentes filas de la matriz bidimensional corresponden a diferentes puntos de la cuadrícula, las modalidades principales que pueden derivarse de la descomposición de M corresponden a las propiedades del movimiento de la pared torácica en función del punto de la cuadrícula. Dicha información espacialmente separada es útil en el diagnóstico. Si la cuadrícula incluye  $n_g = n_1 * n_2$  puntos de la cuadrícula, la matriz bidimensional tendrá  $n_g$  filas relacionadas con los puntos de la cuadrícula. El índice i de la matriz M (i, j) se relaciona con los puntos de la cuadrícula y los números de 1 a  $n_g$ .

La matriz de datos puede mapearse en M de manera que cada fila incluye una pluralidad de posiciones en los puntos de tiempo donde se tomaron las medidas. En esta realización, la matriz de datos incluye posiciones para cada punto de la cuadrícula en  $n_t$  momentos en el tiempo y cada posición representa un punto (x, y, z) en el espacio tridimensional. Estas posiciones  $n_t$  están mapeadas en las filas de la matriz M bidimensional de modo que M tendrá columnas  $3n_t$ . El índice j de M (i, j) se extiende de 1 a  $3n_t$ . Si  $n_1 = 10$ ,  $n_2 = 15$  y  $n_t = 120$ , la matriz M es  $150 \times 360$ . Cuando las filas corresponden a los puntos de la cuadrícula y las columnas a la posición de estos puntos de la cuadrícula en el cuerpo en función del tiempo, las modalidades principales serán las modalidades de superficie del sujeto medido, que representan patrones de respiración. Muchas enfermedades pulmonares tienen modalidades superficiales característicos, lo que hace que las modalidades sean particularmente útiles en el diagnóstico.

La matriz de datos se puede mapear en M de otras maneras. Por ejemplo, puede mapearse en una matriz M de  $n_t \times (3*n_1*n_2)$ . Cada una de las filas  $n_t$  corresponde a un punto de tiempo particular y da las posiciones  $n_1*n_2$  de la cuadrícula en ese momento en el tiempo. Las modalidades resultantes representarán las marcas de tiempo.

El segundo paso en el análisis es la descomposición de la matriz M en modalidades principales por la unidad de procesamiento 4, que se muestra como el paso 11 en la figura 2. Se pueden usar varios métodos de descomposición, de los cuales la Descomposición de Valor Singular (SVD) es un método rápido que funciona eficientemente en matrices muy grandes; ver, por ejemplo, 'Una descomposición multilineal del valor singular' por Lathauwer et al. en Siam J. Matriz Anal. Appl., Vol. 21, No 4, pp. 1253-1278. La matriz M de  $n_g$  filas por columnas  $3n_t$  se descompone de modo que  $M = USV^T$ . U es una matriz unitaria de  $n_g \times n_g$ , S es una matriz diagonal de  $n_g \times 3n_t$ , y  $V^T$  es una matriz unitaria de  $3n_t \times 3n_t$ .  $V^T$  es la transposición conjugada de V. Las columnas de U son los vectores propios de  $MM^T$ ; son ortogonales y normalizados. Los valores diagonales de S son las raíces cuadradas de los autovalores no negativos tanto de  $M^T M$  como de  $MM^T$ . Las columnas de V son vectores propios de  $M^T M$ . Los elementos de U y S son independientes del tiempo. La dependencia del tiempo del movimiento medido se incluye en la matriz  $V^T$ .

El tercer paso del análisis llevado a cabo por la unidad de procesamiento 4 es la formación de una marca del sujeto, que se muestra como el paso 12 en la figura 2. La marca puede almacenarse en la memoria 5 de datos del aparato 3. Las columnas de la matriz U representan las modalidades principales del patrón de respiración del cuerpo medido. Cuando se mide el movimiento de la pared torácica de un sujeto, las modalidades principales son los patrones de respiración del sujeto. El movimiento medido se caracteriza mejor por columnas de U de bajo número, es decir, por las modalidades que dan la mayor contribución a la variación medida de la superficie durante la respiración.

Las primeras columnas de U pueden representar una orientación estática del cuerpo, que puede no ser relevante para la clasificación de un sujeto. Por ejemplo, las dos o tres primeras columnas representan la orientación planar principal del sujeto. Las columnas que representan la orientación estática se pueden omitir de la marca. El número de columnas de U seleccionadas para la marca se puede determinar eligiendo aquellas columnas de U que corresponden a elementos diagonales de S que están por encima de un valor predeterminado, posiblemente excluyendo columnas relacionadas con la orientación estática. En el análisis de patrones de respiración, las modalidades 2, 3, 4, 5 o 6 son normalmente suficientes para la clasificación. Las modalidades de orden superior generalmente se pueden ignorar, ya que proporcionan una contribución muy pequeña al patrón de respiración y pueden representar solo ruido.

Además de usar columnas de U para la marca, se pueden usar partes de la matriz S y/o V. Por ejemplo, el peso en la matriz S puede incluirse en la marca, lo que podría hacerse ponderando las columnas de U con los valores propios correspondientes de S. El método para combinar la información en U, S y/o V puede depender del tipo de clasificación utilizada.

Como U es independiente del tiempo, es útil para formar la marca. Además, los datos de medición tomados en diferentes momentos o tomados de diferentes sujetos no tienen que normalizarse a una tasa de respiración predeterminada específica antes de derivar las modalidades propios, como es necesario en algunos métodos de análisis de la técnica anterior. Los importantes patrones de movimiento de superficie del cofre están contenidos en las primeras modalidades principales de U. Por lo tanto, se obtiene más información sobre el sujeto que a partir de una medición de volumen usando un método de la técnica anterior, ya que este último no distingue entre modalidades. Al determinar el volumen, toda la información de movimiento de superficie localizada se descarta. Es esta información la que se usa en una clasificación. Las modalidades son las partes más importantes del patrón de respiración y, por lo tanto, están incluidos en la marca.

La figura 3 muestra una presentación gráfica de las primeras seis modalidades de respiración de un sujeto sano durante la respiración tidal y la primera parte de una espiración forzada. El orden de las modalidades en la figura es de izquierda a derecha y de arriba a abajo. Las filas de cuadrícula van del abdomen al cofre con el número de fila ascendente. Las columnas de cuadrícula van del lado izquierdo de la pared del cofre al lado derecho, con el número de columna ascendente. La presentación se puede mostrar en la unidad de visualización 7. La visualización se obtiene tomando una columna de  $U$  y desmenuándola distribuyendo sus elementos  $n_g$  sobre una matriz  $n_1 \times n_2$ . El resultado se muestra en la Figura como una superficie en una cuadrícula  $n_1 \times n_2$ . El ejemplo que se muestra en la figura 3 tiene una cuadrícula de  $15 \times 10$  puntos de cuadrícula. El eje vertical muestra la posición adimensional y normalizada del modo. La figura 4 muestra las primeras seis modalidades de respiración de la matriz  $U$  de un paciente con Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica (EPOC) durante la respiración tidal y la primera parte de una espiración forzada. Las primeras dos modalidades de ambas figuras 3 y 4 representan la orientación estática del cuerpo.

La importancia de cada modo de respiración está representada por el autovalor correspondiente de la matriz  $S$ . Los seis valores propios correspondientes a las seis modalidades del sujeto saludable en la figura 3 son: 134.78; 93.36; 16.57; 5.30; 0.73; 0.29. Los valores propios pequeños para las dos últimas modalidades indican que estas modalidades son menos importantes porque contribuyen solo una cantidad muy pequeña al movimiento del cofre medido; estas modalidades pueden ser al menos parcialmente ruidosas. Los seis autovalores para las seis modalidades del paciente con EPOC en la figura 4 son: 160.19; 109.11; 18.56; 4.71; 1.42; 0.57.

Las columnas de  $V$  dan una serie temporal normalizada de cómo se mueven las modalidades en las direcciones  $x$ ,  $y$  y  $z$ . Las figuras 5 y 6 muestran gráficos de las primeras seis columnas de  $V$  correspondientes a las seis modalidades de respiración mostrados en las Figuras 3 y 4, respectivamente. El eje horizontal de cada una de las seis representa el número de cuadro de 1 a 1500, subdividido en tres partes para las coordenadas  $x$ ,  $y$  y  $z$ . El eje vertical de las gráficas representa el número por el que se debe multiplicar la coordenada para obtener la evolución temporal del modo. Los primeros 500 fotogramas representan el valor con el que deben multiplicarse las coordenadas  $x$  de todos los puntos de la cuadrícula de un modo correspondiente. Los siguientes 500 fotogramas representan los valores de la coordenada  $y$  y los últimos 500 fotogramas de la coordenada  $z$ .

La evolución en el tiempo de cada una de las modalidades o una combinación de modalidades se puede visualizar en la unidad de visualización 7 combinando la forma de una o más modalidades de  $U$ , la una o más magnitudes correspondientes de  $S$  y la una o más dependencias de tiempo correspondientes de  $V$ . La combinación se puede hacer calculando  $M = USV^T$  para las modalidades relevantes.

En lugar de o además de usar las modalidades de  $U$  en la marca, las características extraídas de  $U$  pueden usarse en la marca. Una de tales características son las frecuencias bidimensionales de cada modo, que pueden formarse mediante una transformación 2D de Fourier de un modo. Las frecuencias bidimensionales de ciertas modalidades son características para estados de enfermedad específicos, como trastornos de los pulmones,  $y$ , por lo tanto, son adecuados para la clasificación.

Las características extraídas de la matriz  $A$  descompuesta y combinadas en una marca de un sujeto medido se pueden usar para clasificar al sujeto. La clasificación se muestra como un paso 13 en la figura 2, que puede incluirse o puede omitirse del método. En el paso de clasificación, la marca del sujeto se compara con las marcas generadas previamente almacenadas en la base de datos 6. Cada una de estas marcas previamente adquiridas es representativa de un estado de enfermedad particular, que incluye, entre otros, EPOC, asma, neumonía o un estado saludable. El resultado de la clasificación es una asociación de la marca de respiración del sujeto con un estado de enfermedad particular o el estado saludable o la cercanía a dicho estado.

La base de datos 6 almacena las marcas de una gran cantidad de sujetos, cada uno etiquetado con su enfermedad o estado saludable. El estado de la enfermedad puede incluir la progresión de la enfermedad. Las matrices de datos de medición de los sujetos se analizan, generalmente fuera de línea, y se forman las marcas.

Un algoritmo de agrupamiento forma agrupaciones de marcas para cada una de las etiquetas de enfermedades y las almacena en la base de datos. Una forma simple de clasificación consiste en reducir cada uno de los elementos del grupo a un valor promedio y un radio aproximado, por ejemplo, una desviación estándar. El resultado es una marca representativa para cada clase de enfermedad y una dispersión esperada de los elementos de esta clase de la marca representativa. En otra forma de clasificación, los elementos del grupo etiquetados o sus vectores característicos extraídos se mantienen en la base de datos para su uso en una clasificación posterior a través de un método  $k$  de vecinos más cercanos. La base de datos puede actualizarse y perfeccionarse cuando estén disponibles otras marcas etiquetadas. Cuanto mayor sea el número de marcas etiquetadas, más precisa será la clasificación. Se obtienen buenos resultados cuando cada grupo tiene al menos 40 marcas. La clasificación mejora si las marcas en la base de datos se obtuvieron en condiciones similares, como el entorno de iluminación, la maniobra de respiración, la cobertura de la cuadrícula, el tamaño de la cuadrícula y la posición del paciente. Por otro lado, la población de marcas debe capturar una amplia gama de condiciones en las que se espera que funcione el sistema.

La clasificación real de un sujeto se lleva a cabo en la unidad de procesamiento 4. Se determina la distancia de la marca a la marca representativa de cada grupo, conocida como clasificación o búsqueda de media  $k$ .

- 5 Alternativamente, la etiqueta de la marca se puede asignar como la etiqueta más común entre sus  $k$  vecinos más cercanos, donde 'más cercano' implica 'distancia más pequeña'. El resultado del paso de clasificación puede ser que el sujeto se encuentre en el estado de enfermedad correspondiente al de la marca representativa más cercana a su marca, o, para cada etiqueta de enfermedad, una probabilidad de que el sujeto se encuentre en ese estado de enfermedad particular.
- 10 El método como se muestra en la figura 2 incluye el mapeo, la descomposición y la formación de marcas, formando juntos el análisis de la matriz de datos. Los resultados del análisis pueden almacenarse y usarse posteriormente para su clasificación por un médico o para otros fines. El análisis también puede ir seguido de una clasificación que utiliza una base de datos de marcas, formando un método de cuatro pasos que se muestra en los elementos 10-13.
- 15 En una realización especial, el análisis va precedido directamente por un paso en el que se mide un sujeto y se rellena la matriz de datos; el análisis puede ser seguido nuevamente por una clasificación.
- Las filas y columnas de una matriz pueden intercambiarse en la composición de las matrices  $U$ ,  $S$  y  $V$ . Aunque las realizaciones descritas anteriormente se refieren a un sistema de coordenadas rectangulares  $(x, y, z)$ , se puede usar cualquier otro sistema de coordenadas, por ejemplo, un sistema de coordenadas cilíndricas que tiene su eje  $z$  a lo largo del eje longitudinal del cuerpo.
- 20 La marca formada a partir de los datos medidos se vuelve más precisa si los datos en los que se basa la marca se refieren a un número entero de respiraciones. Podría considerarse como una "normalización" de la entrada de datos a la descomposición de la marca. Esto se puede lograr analizando los datos y seleccionando manualmente el número entero de respiraciones deseado. El siguiente método permite automatizar la selección de respiraciones, haciendo que el análisis consuma menos tiempo.
- 25 La figura 7 muestra un diagrama de flujo de un método de detección de aliento para identificar respiraciones individuales o una serie de respiraciones. Los valores de parámetros medidos que representan un patrón de respiración a lo largo del tiempo se ingresan al método. El parámetro puede ser, por ejemplo, un volumen de respiración medido o un movimiento de la pared torácica a lo largo del tiempo. El volumen de respiración se puede obtener de un espirómetro. Si el método de la figura 7 se usa junto con el método de la figura 2, el volumen de respiración o movimiento de la pared torácica a lo largo del tiempo puede derivarse de la matriz  $M$  anterior o de  $USV^T$ . En este último caso, el ruido en el método se puede reducir utilizando solo las modalidades más significativas de  $U$  en el cálculo del movimiento. El parámetro también puede ser un promedio de la posición  $z$  sobre la cuadrícula de medición.
- 30 La figura 8 muestra una medición 30 del volumen de respiración  $V$  a lo largo del tiempo  $t$  de un sujeto; la medición incluye respiración tidal y una maniobra forzada. El eje vertical muestra el volumen en litros, el eje horizontal muestra el tiempo en los números de cuadros, tomados a 30 cuadros por segundo. Una medición del movimiento de la pared torácica hubiera resultado en una trama similar. Los valores de los parámetros medidos se utilizan como entrada para el método de la figura 7.
- 35 En el primer paso 20 en el método de la figura 7, se forma un valor promedio de los valores de los parámetros. El promedio puede ser un promedio móvil exponencial. Cuando los valores del parámetro  $V$  se dan en puntos de tiempo discretos  $i$ , el promedio  $A$  puede determinarse como  $A(i) = (1-\alpha)A(i-1) + \alpha V(i)$ . Alpha puede tener cualquier valor en el rango  $[0,1]$ . Se obtienen buenos resultados para una amplia gama de entradas usando un valor de alfa igual a 0.008. El promedio móvil se muestra en la figura 8 como la línea 31.
- 40 El promedio puede determinarse por otros algoritmos, por ejemplo, usando un filtro de paso bajo que tiene una función de respuesta gaussiana. En una realización específica, el filtro puede tener un tamaño de tres veces la velocidad de muestreo y una sigma igual a la velocidad de muestreo, donde la frecuencia de muestreo es el número de cuadros por segundo de la unidad de medición.
- 45 En el segundo paso 21 del método, el parámetro se divide en segmentos de tiempo. Cada segmento se encuentra entre las intersecciones subsecuentes del parámetro y el promedio. La figura 8 muestra tres intersecciones consecutivas 32-34, que definen dos segmentos sucesivos 35 y 36. El método no es sensible a la forma en que se determinan las intersecciones. Una intersección se puede definir como el punto en el tiempo donde  $(V(i) - A(i))$  cambia de signo.
- 50 En el tercer paso 22 del método, se determina un valor extremo del parámetro dentro de cada segmento. Se puede determinar un valor extremo comparando un valor del parámetro con sus dos valores vecinos. El método encontrará el máximo 37 como valores extremos para el segmento 35 y el mínimo 38 para el segmento 36, como se muestra en la figura 8. Si el valor extremo de un segmento es un máximo, corresponde al final de una inhalación y al comienzo de una exhalación. Si el valor extremo es un mínimo, corresponde al final de una exhalación y al comienzo de una inhalación. El método puede hacerse más robusto al verificar si el valor extremo  $V(i)$  es mayor que el promedio  $A(i)$
- 55 para un máximo y si el valor extremo es más pequeño que el promedio para un mínimo. Alternativamente, se puede determinar el área marcada de  $(V(i) - A(i))$  sobre el segmento; un valor extremo en un segmento que tiene un área positiva es un máximo, que corresponde al comienzo de una exhalación, y un valor extremo en un segmento que tiene un área negativa es un mínimo, que corresponde al comienzo de una inhalación.



- Como cada segmento tiene solo un valor extremo del parámetro, debe incluir el inicio de una exhalación (que es el final de una inhalación) o el final de una exhalación (que es el comienzo de una inhalación). Por lo tanto, si un segmento incluye el inicio de una exhalación, el siguiente segmento incluirá el final de la exhalación. Una respiración individual, que incluye una inhalación y una exhalación, corresponde al período entre dos valores máximos sucesivos o entre dos valores mínimos sucesivos. Se puede realizar una selección de datos de medición que se extienden sobre un cierto número  $p$  de respiraciones enteras iniciando la selección en el punto de tiempo de un valor extremo del parámetro y deteniendo la selección en el  $2p^o$  valor extremo del parámetro que sigue al punto de inicio.
- El método puede llevarse a cabo en un aparato similar al aparato 3 en la figura 1 que incluye una unidad 4 de procesamiento y una memoria 5 de datos, formando un dispositivo informático. En una implementación en tiempo real, el aparato se conecta a la salida de una unidad de medición y los valores medidos se introducen en el aparato. Los datos se pueden ingresar en cuadros a intervalos regulares, por ejemplo, 30 cuadros por segundo. Los valores medidos se procesan previamente si es necesario para obtener los valores de parámetros requeridos para el método, por ejemplo, un volumen de respiración o un movimiento de la pared torácica. En una realización en la que se usa el método de media móvil anterior, la media móvil se actualiza en cada trama que se introduce en el aparato, se lleva a cabo la verificación del inicio de un nuevo segmento y se actualiza el valor extremo móvil.
- El método de la figura 7 se puede usar para determinar el inicio de una descomposición de la marca al monitorear la respiración de un sujeto bajo prueba. El método de detección de la respiración realiza un escaneo en línea de las respiraciones hasta que ha detectado un número suficiente de respiraciones contiguas de buena calidad, sobre las cuales se indica al aparato 4 que comience la descomposición distintiva sin la intervención adicional del operador.
- En la implementación fuera de línea del método, el aparato está conectado a una memoria de mediciones, a partir del cual se recuperan los valores medidos. El procesamiento puede llevarse a cabo de manera similar a la implementación en línea.
- El método para identificar las respiraciones se puede usar para las configuraciones del respirador en el tratamiento respiratorio, por ejemplo, para determinar la deriva del volumen a lo largo del tiempo en pacientes con una enfermedad obstructiva. También se puede usar en el contexto de la activación del ventilador, donde la detección de una inhalación (es decir, el final de una exhalación) desencadena la administración de oxígeno.
- El método también se puede usar para analizar la forma de las respiraciones individuales, como es común en el campo veterinario. El método se usa para segmentar las mediciones en respiraciones completas.
- El método es adecuado como paso para formar una marca en el método de la figura 2. El método se puede aplicar a la matriz de datos emitida por la unidad 1 de medición en la figura 1, por ejemplo, usando la posición  $z$  media sobre la cuadrícula de medición como parámetro. Los pasos de mapeo, descomposición y formación de marcas se pueden aplicar a una parte de la matriz de datos correspondiente a un número entero de respiraciones.
- Cada uno de los métodos de las figuras 2 y 7 puede llevarse a cabo mediante un dispositivo informático en el que el software se almacena en una memoria y se codifica para ejecutar el método cuando se ejecuta en la unidad de procesamiento. El software puede almacenarse en un soporte de datos.
- Haciendo referencia ahora a la figura 9, se muestra una realización ejemplar de la unidad 1 de medición de la figura 1. La unidad 1 de medición incluye una primera y una segunda cámaras 100, 101 y un proyector 102 unido a un marco 103 de montaje. El proyector 102 proyecta un patrón de radiación sobre el cofre y el área abdominal de un sujeto 104 que se tiende boca abajo en una superficie 105. Las cámaras 100, 101 están montadas a ambos lados del proyector y están inclinadas hacia el sujeto 104 en un ángulo de entre aproximadamente 10 grados y aproximadamente 40 grados, dependiendo de la separación entre el marco 103 y el sujeto 104.
- En uso, la unidad 1 de medida adquiere a lo largo de un período de tiempo predeterminado de las cámaras 100, 101 en cada uno de una pluralidad de instancias en datos de imagen de tiempo que representan una configuración tridimensional del patrón proyectado en ese instante en el tiempo. Los datos de imagen se procesan a continuación para producir una matriz de datos de respiración representativos de la forma del sujeto 104 en función del tiempo. Estos datos pueden ser utilizados de acuerdo con los métodos descritos anteriormente.
- La matriz de datos también se puede dividir en dos o más submatrices que representan cada una una configuración tridimensional de una parte respectiva del sujeto 104, por ejemplo, el tórax y el abdomen del sujeto o los lados izquierdo y derecho de la región del tronco del sujeto. Las submatrices pueden procesarse para aproximarse a un volumen de cada una de las partes del sujeto a lo largo del tiempo y pueden visualizarse a través de la unidad 7 de visualización, por ejemplo, para ayudar al clínico a diagnosticar una afección en el sujeto 104.
- Las submatrices o volúmenes también pueden procesarse para calcular uno o más parámetros comparativos que representan el cambio a lo largo del tiempo en la contribución de volumen relativo de cada una de las partes del sujeto 104.
- La figura 10 ilustra uno de dichos parámetros comparativos, concretamente el ángulo de fase  $\phi$  entre las mediciones de tórax o caja torácica RC y las mediciones de abdomen AB, donde:

$$\phi = \frac{180}{\pi} \times \text{asin}\left(\frac{m}{s}\right)$$

5 Los expertos en la técnica apreciarán que el ángulo de fase  $\phi$  se puede calcular a lo largo de todo el período de tiempo (es decir, una fase global) o a través de un subconjunto de todo el período de tiempo (es decir, una fase de ventana). El subconjunto puede corresponder a una sola respiración (es decir, una fase de respiración) o a un número predeterminado de respiraciones.

Las figuras 11 y 12 ilustran ejemplos de dos parámetros comparativos adicionales, a saber, el ángulo principal  $\theta_1$ ,  $\theta_2$  y la dispersión  $S_1$ ,  $S_2$  entre las mediciones RC de tórax o tórax y las mediciones AB de abdomen.

Estos parámetros se calculan utilizando el análisis del componente principal calculando una matriz de covarianza de 2x2, donde  $M = \text{Cov}(\text{AB} - \text{media}(\text{AB}), \text{RC} - \text{media}(\text{RC}))$  y diagonalizando la matriz de covarianza, donde:

10 
$$M = [p_1, p_2] \begin{bmatrix} \sigma_1^2 & 0 \\ 0 & \sigma_2^2 \end{bmatrix} [p_1, p_2]^T.$$

El ángulo principal  $\theta_1$ ,  $\theta_2$  es el ángulo (en grados) entre la línea  $x = y$  y  $p_1$ , mientras que la dispersión es la relación:

$$\text{dispersión} = \begin{cases} \frac{\sigma_2}{\sigma_1}, p_{1,x}p_{1,y} \geq 0 \\ \frac{\sigma_2}{\sigma_1}, p_{1,x}p_{1,y} < 0 \end{cases}$$

15 El cambio de ángulo también es útil para rastrear, lo cual se hace tomando tres puntos sucesivos  $p_0$ ,  $p_1$ ,  $p_2$ , tratando estos vectores bidimensionales como tridimensionales haciendo la coordenada  $z$  0 y realizando el producto cruzado tridimensional:

$$a = (p_2 - p_1) \times (p_1 - p_0)$$

y hacer que el producto de su signo y magnitud cambie el ángulo.

20 Otros parámetros que pueden ser útiles para calcular y visualizar en la unidad de visualización 7 incluyen la frecuencia respiratoria, el volumen tidal, la ventilación por minuto, el flujo inspiratorio máximo, el tiempo inspiratorio fraccional, medidas de flujo inspiratorio y/o espiratorio pico y/o medio y/o la contribución porcentual del tórax y/o abdomen al volumen tidal.

25 Un análisis particularmente útil para llevar a cabo es determinar o cuantificar la entropía de uno o más de los valores o parámetros medidos descritos anteriormente. Específicamente, se ha descubierto que la entropía aproximada o la entropía de la muestra, o una medida de desorden equivalente, de algunos de los parámetros mencionados son útiles para determinar un estado comparativo de bienestar o enfermedad.

En particular, se ha encontrado que la entropía asociada con la respiración de datos derivados de un sujeto sano es más alta, en muchos casos considerablemente mayor, que la respiración de datos derivados de un paciente enfermo.

30 La entropía en forma de entropía de muestra (SampEn), la entropía aproximada (ApEn) o la entropía difusa (FuzzyEn) se puede calcular como se describe, por ejemplo, en la sección 2 de CHEN, W et al. Midiendo la complejidad utilizando FuzzyEn, ApEn y SampEn, Medical Engineering & Physics, 31(1), 61-68, 2009.

35 Las realizaciones anteriores deben entenderse como ejemplos ilustrativos. Se prevén otras formas de realización. Debe entenderse que cualquier característica descrita en relación con cualquier realización se puede usar sola, o en combinación con otras características descritas, y también se puede usar en combinación con una o más características de cualquier otra de las realizaciones, o cualquier combinación de cualquier otra de las realizaciones. Además, también se pueden emplear equivalentes y modificaciones no descritos anteriormente sin apartarse del alcance de las reivindicaciones adjuntas.

Reivindicaciones

1. Un método para identificar las respiraciones en los valores (30) de los parámetros que representan un patrón de respiración en el tiempo, incluyendo los pasos de:
  - formar (20) un promedio (31) de tiempo de los valores de los parámetros;
- 5 dividir (21) el parámetro en segmentos (35, 36), cada segmento situado entre las posteriores intersecciones (32, 33, 34) del parámetro y el promedio;
  - determinar (22) un valor extremo (37, 38) del parámetro dentro de cada segmento, siendo el valor extremo un comienzo de una exhalación o un final de una exhalación.
- 10 2. Un método para controlar y/o analizar las funciones respiratorias y/o pulmonares de un sujeto (104), comprendiendo el método los pasos de:
  - proyectar un patrón de radiación en al menos parte de un cuerpo de un sujeto;
  - grabar en cada uno de una pluralidad de instancias en datos de imagen de tiempo que representan una configuración tridimensional de al menos una porción del patrón proyectado en ese instante en el tiempo;
  - 15 procesar los datos de imagen para producir una matriz de datos que representa una forma de al menos parte del cuerpo del sujeto en función del tiempo y/o para producir valores de parámetros que representan un patrón de aliento a lo largo del tiempo; y
  - usar un método según la reivindicación 1 para identificar respiraciones en los valores de los parámetros.
- 20 3. Un método según la reivindicación 1 o 2, en el que el promedio de tiempo es un promedio móvil, tal como un promedio móvil exponencial.
4. Un método de acuerdo con la reivindicación 1 o 2, en el que el promedio de tiempo se forma usando un filtro de paso bajo, tal como un filtro Gaussiano.
5. Un método según cualquier reivindicación precedente, en el que una respiración se extiende desde uno de los extremos hasta el segundo extremo posterior.
- 25 6. Un método de análisis de una matriz de datos de al menos tres dimensiones que representa una forma de al menos parte de un cuerpo de un sujeto (104) en función del tiempo, la matriz de datos relativa a una cuadrícula bidimensional que tiene puntos de la cuadrícula, una posición en el espacio de la forma en cada punto de la cuadrícula y puntos de tiempo, el método incluye los pasos de:
  - mapeo (10) de la matriz de datos en una matriz bidimensional,
  - descomponer (11) la matriz bidimensional, formando (12) una marca del sujeto de la matriz descompuesta bidimensional que representa un patrón de movimiento de la forma,
  - 30 en donde la marca está formada en base a una parte de la matriz de datos correspondiente a un número entero de respiraciones, determinándose la parte de la matriz de datos usando un método según la reivindicación 1.
7. Un método de acuerdo con la reivindicación 6, que incluye la etapa de comparar la marca del sujeto (104) con marcas asociadas con estados de enfermedad.
- 35 8. Un método según la reivindicación 2, que comprende, además:
  - dividir la matriz de datos en dos o más submatrices que representan cada uno una configuración tridimensional de una parte respectiva del patrón proyectado o del sujeto (104); y
  - procesar las submatrices para aproximar un volumen (RC, AB) de cada una de las partes del patrón proyectado o del sujeto a lo largo del tiempo.
- 40 9. Un método de acuerdo con la reivindicación 8 que comprende además calcular un parámetro ( $\varphi$ ) comparativo que representa el cambio a lo largo del tiempo en la contribución de volumen relativo de cada una de las partes del patrón proyectado o del sujeto (104).
10. Un método según la reivindicación 9, en donde el parámetro comparativo comprende un ángulo ( $\varphi$ ) de fase o un ángulo principal ( $\theta$ ) y/o dispersión (S).
- 45 11. Un método según una cualquiera de las reivindicaciones 2 y 8 a 10 que comprende, además:

calcular un valor indicativo de desorden para uno o más valores o parámetros de o calculados a partir de la matriz de datos.

12. Un método según la reivindicación 11, donde el valor indicativo de desorden es un valor de entropía.

13. Un sistema de medición que comprende:

5 una unidad (1) de medición para medir una forma de al menos parte de un cuerpo de un sujeto (104) en función del tiempo; y

una unidad (4) de procesamiento para analizar los datos de medición de la unidad de medición;

en donde el sistema de medición está configurado para realizar un método de acuerdo con cualquier reivindicación precedente

10 14. Un sistema de medición según la reivindicación 13 cuando depende de la reivindicación 2, en donde la unidad (1) de medición comprende una primera y segunda cámaras (100, 101) y un proyector (102) unido a un marco (103) de montaje, en donde el proyector está configurado para proyectar el patrón de radiación y las cámaras primera y segunda están configuradas para obtener los datos de imagen.

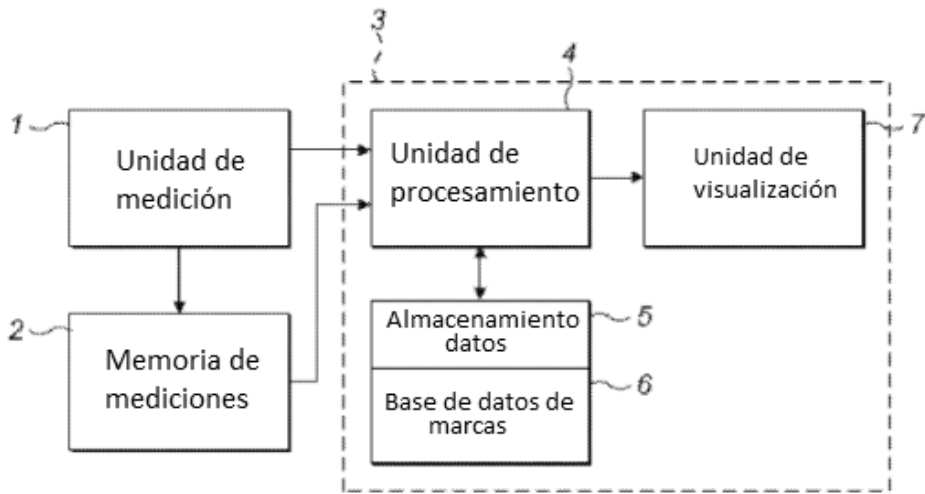


FIG. 1

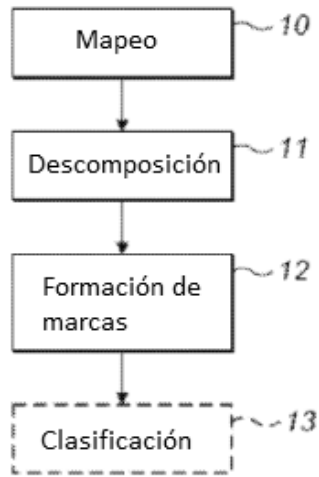


FIG. 2

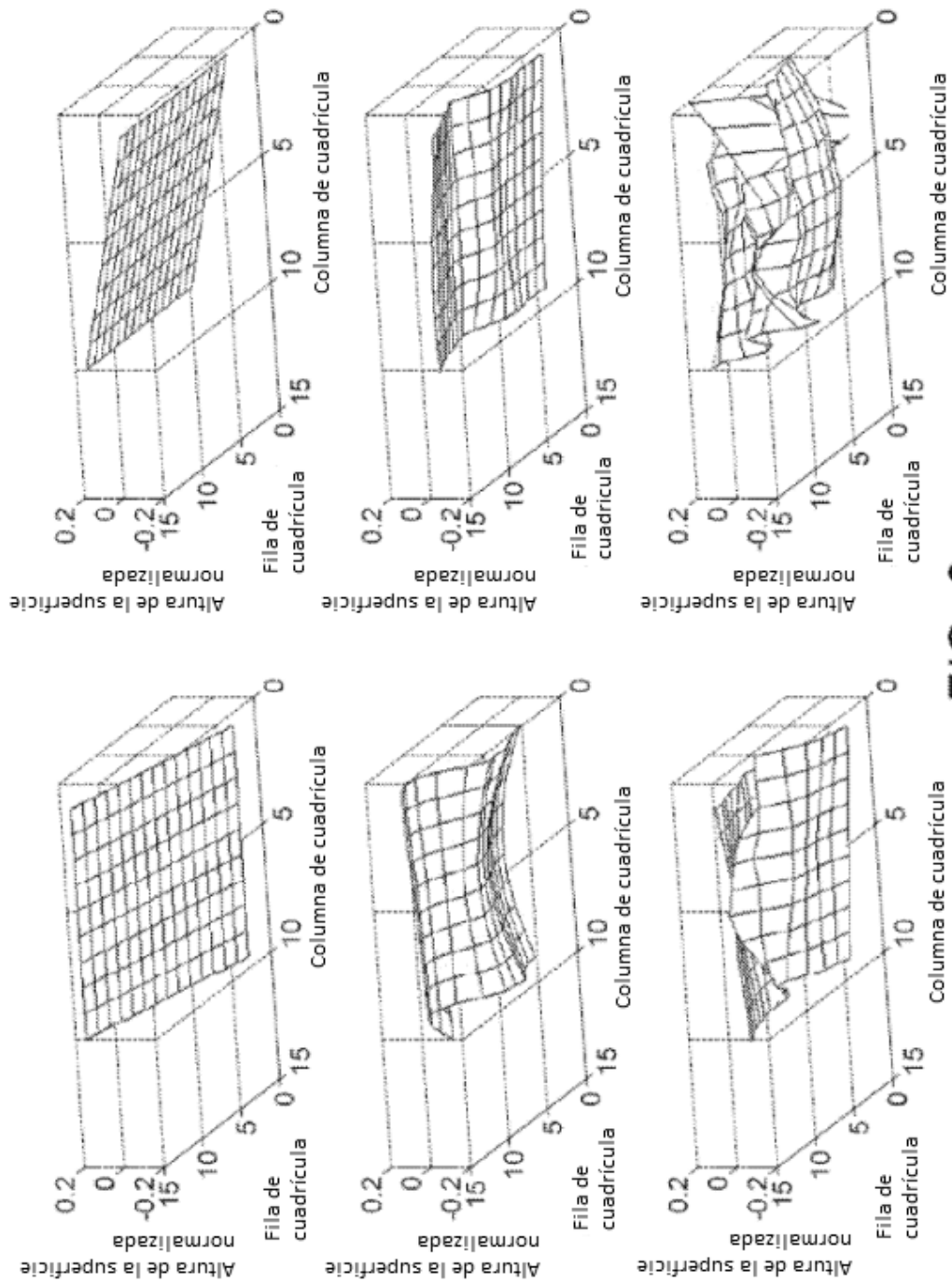


FIG. 3

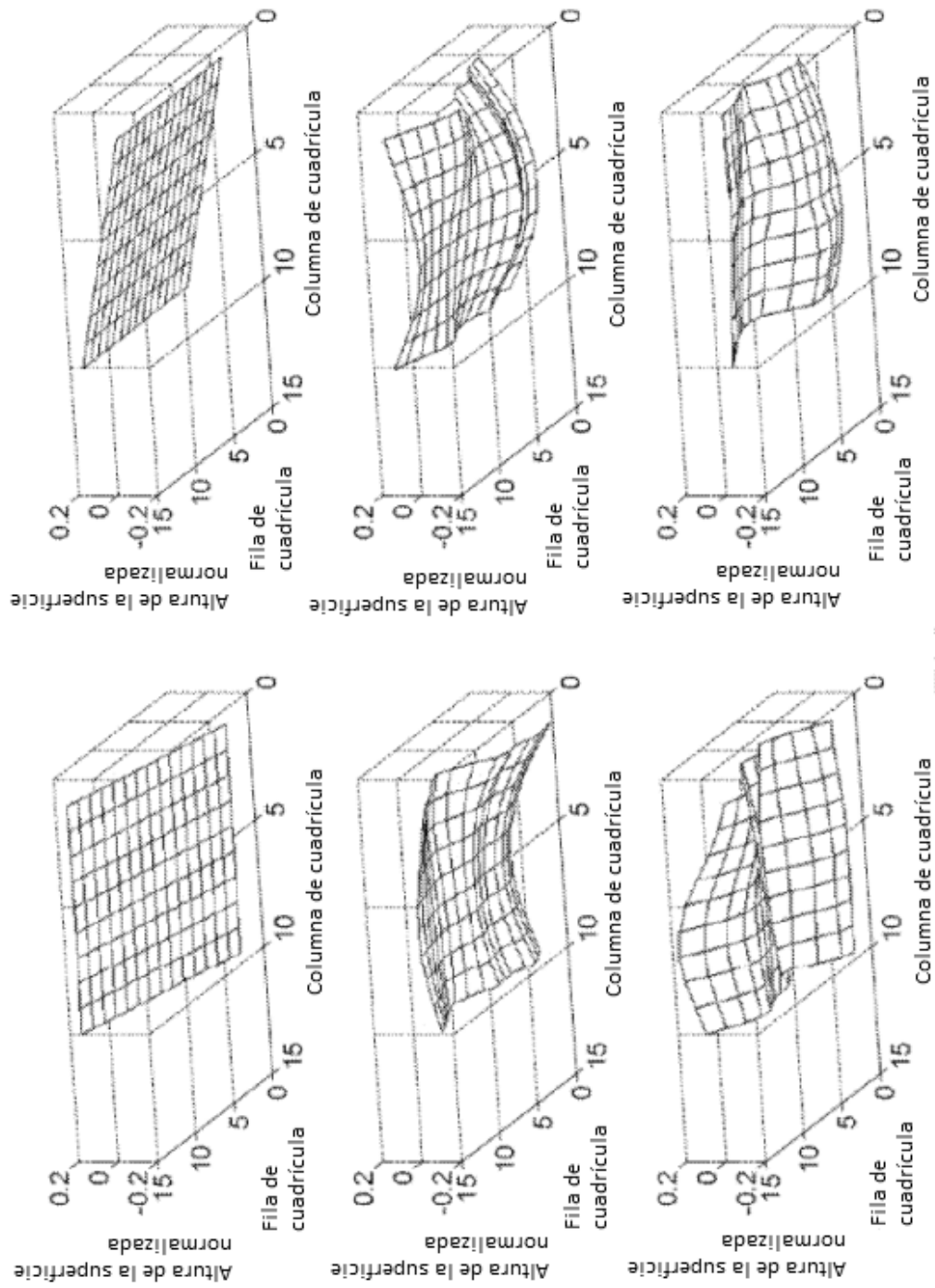


FIG. 4

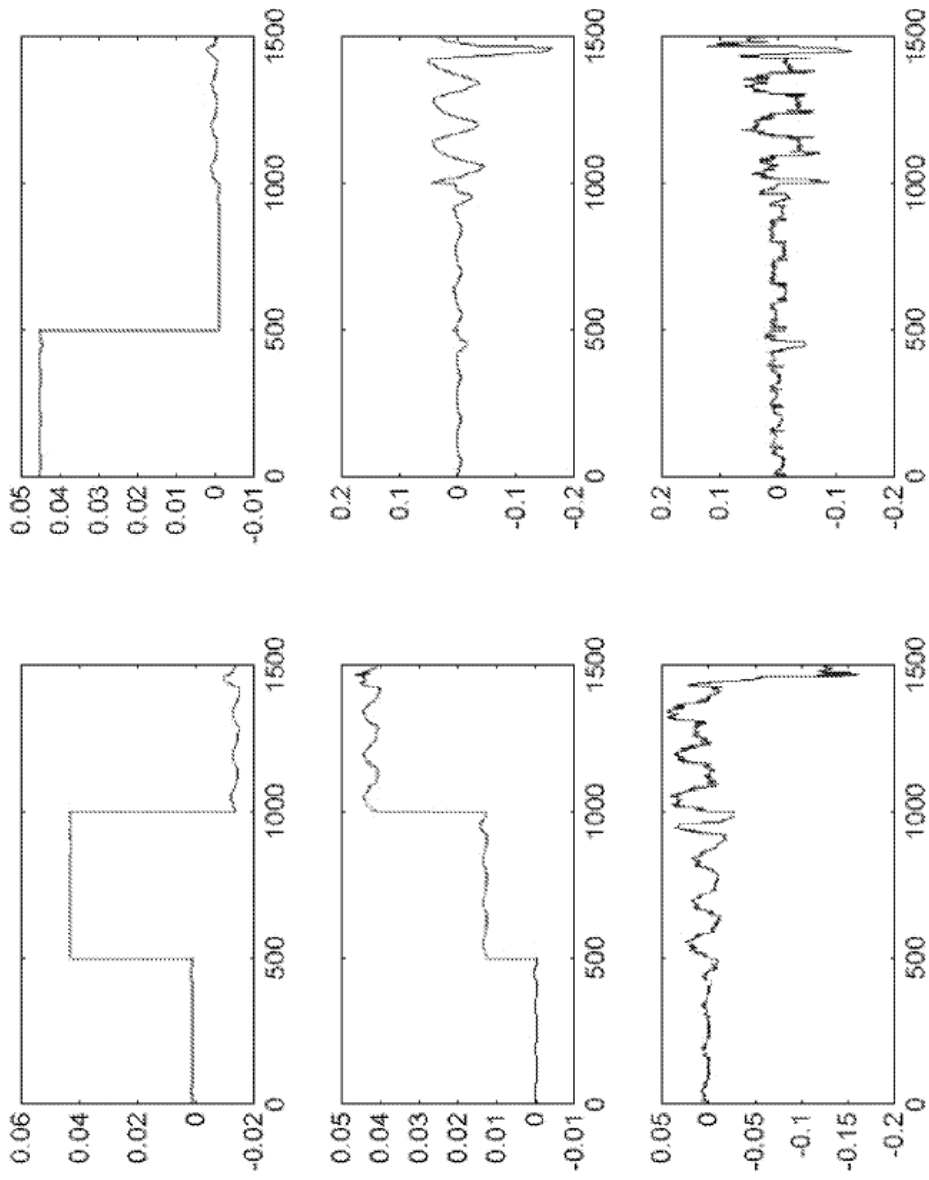


FIG. 5



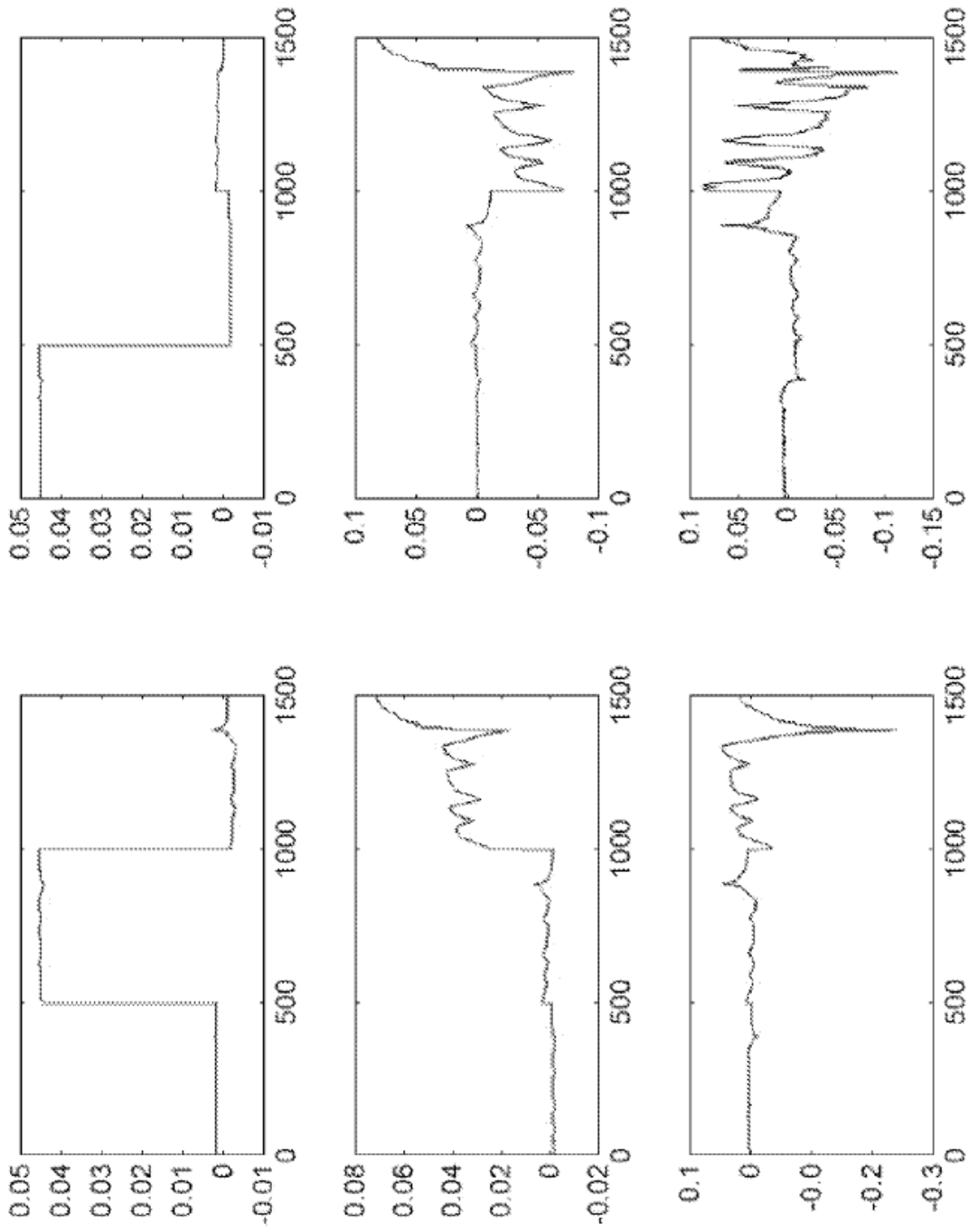


FIG. 6

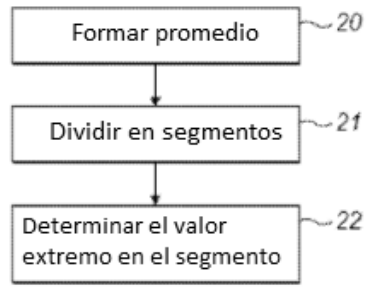


FIG. 7

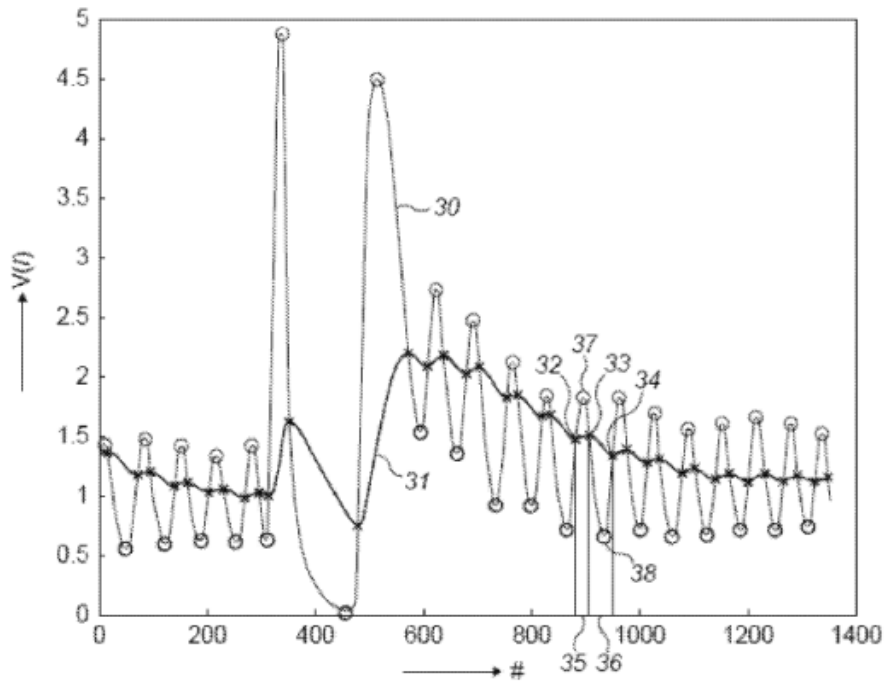
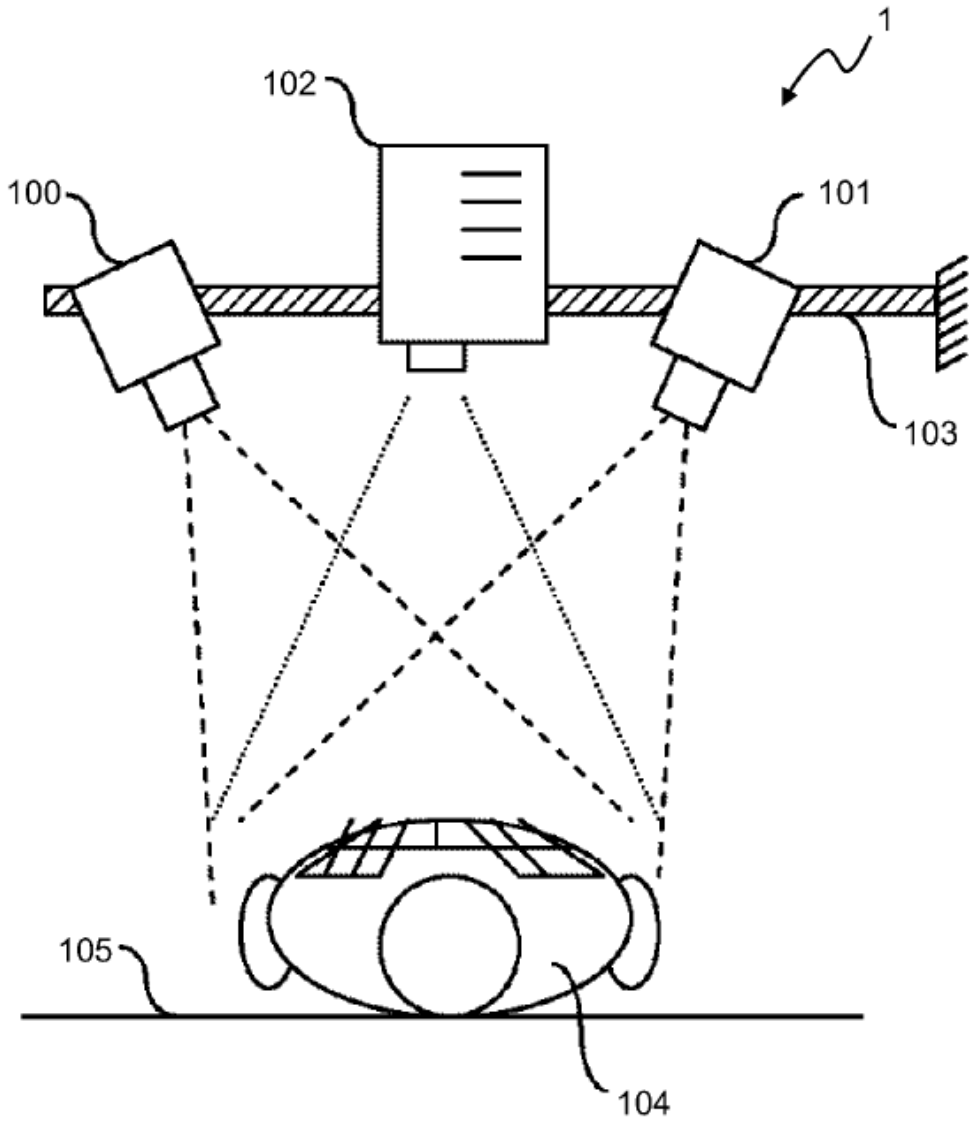


FIG. 8



**FIG. 9**

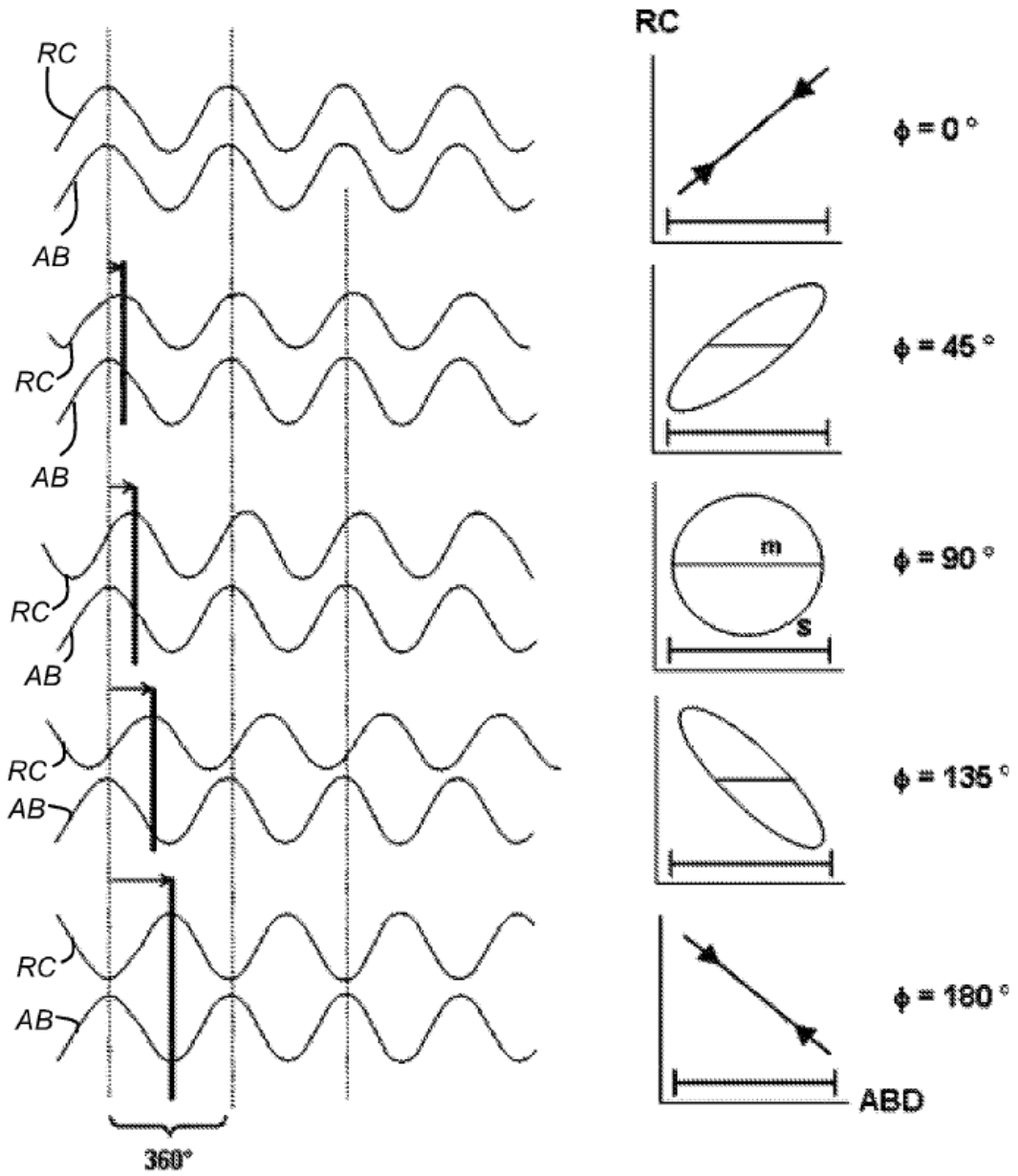


FIG. 10

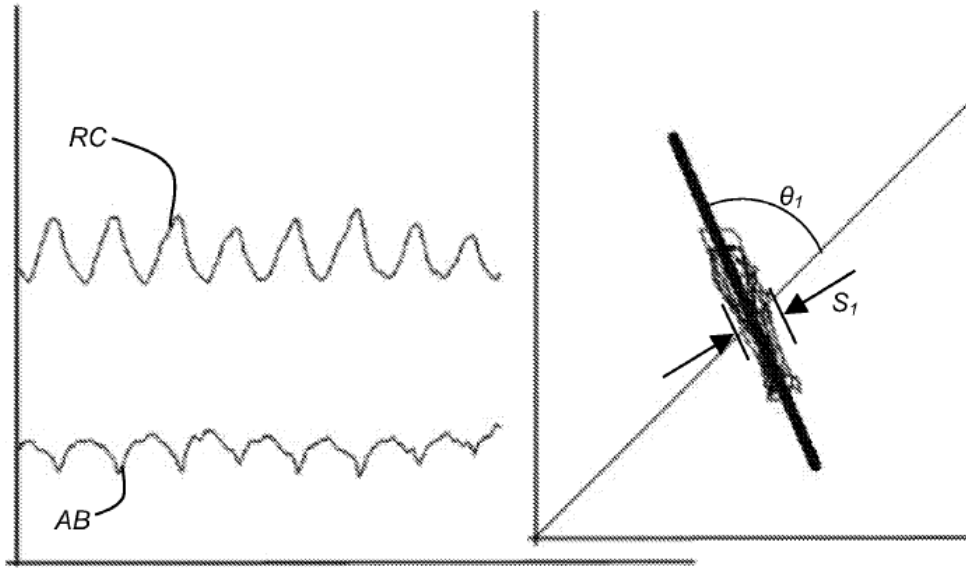


FIG. 11

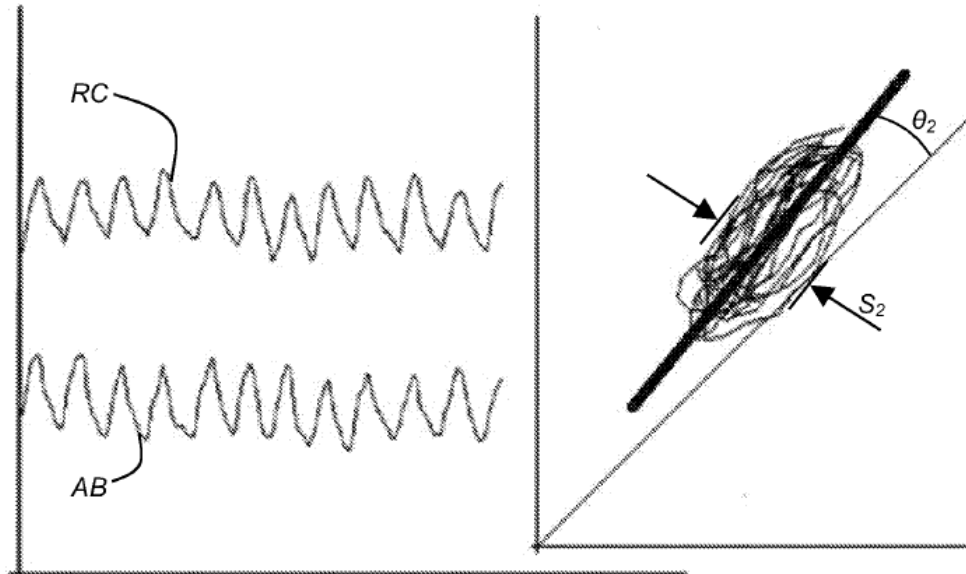


FIG. 12