

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 739 425**

51 Int. Cl.:

**A61B 6/03** (2006.01)

**A61B 6/00** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **06.03.2017 E 17159381 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **03.07.2019 EP 3254625**

54 Título: **Método y aparato para analizar una imagen de medicina nuclear del miocardio**

30 Prioridad:

**10.06.2016 JP 2016115778**

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

**31.01.2020**

73 Titular/es:

**NIHON MEDI-PHYSICS CO., LTD. (100.0%)  
4-10, Sinsuna 3-chome, Koto-ku  
Tokyo 136-0075, JP**

72 Inventor/es:

**NISHIDA, KAZUMASA;  
HAMADA, KAZUO y  
KOBAYASHI, KAZUNORI**

74 Agente/Representante:

**SÁEZ MAESO, Ana**

**ES 2 739 425 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**

Método y aparato para analizar una imagen de medicina nuclear del miocardio.

5 Antecedentes de la invención

1. Campo de la invención

10 La presente solicitud se refiere a un método para analizar los datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio y un aparato para analizar los datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio.

2. Descripción de la Técnica Anterior

15 La tecnología de medicina nuclear se usa para producir varios tipos de información fisiológica y bioquímica sobre el corazón en muchos casos. Específicamente, un examen de tomografía computarizada por emisión de fotón único (SPECT) tiene excelentes características que incluyen un examen de carga fácil, una alta tasa de éxito en el examen y una baja invasividad.

20 Un campo de aplicación del examen de imágenes de medicina nuclear en el corazón es la detección de isquemia. La detección de isquemia se realiza al comparar una imagen de medicina nuclear registrada en reposo con una imagen de medicina nuclear registrada bajo estrés.

25 La imagen primaria obtenida de la medición de medicina nuclear se prepara mediante la formación de imágenes de los valores de recuento de radiación o las concentraciones de radiactividad del tejido. Los píxeles correspondientes a la posición en la que un trazador se acumula altamente tienen un valor de píxel grande y se muestran de forma brillante. Sin embargo, el valor de recuento de radiación o la concentración de radiactividad del tejido se afecta por diversos factores, y por lo tanto, incluso cuando los píxeles particulares tienen un valor de píxel diferente de los de las otras posiciones, no es necesariamente evidente si el tejido correspondiente es anormal. Para abordar esta incertidumbre, se han realizado intentos para normalizar los valores de píxeles de acuerdo con una regla determinada para permitir la evaluación cuantitativa de los valores de píxeles. Como tal valor cuantitativo, se usa típicamente un valor de captación estandarizado (SUV). El SUV se determina de acuerdo con la siguiente ecuación:

$$\text{SUV} = \text{Concentración de radiactividad del tejido} / \{\text{Administrado}$$

35 En otras palabras, el SUV se calcula mediante la normalización de una concentración de radiactividad del tejido mediante la dosis de radiación administrada por masa corporal. En lugar de una simple masa corporal, en algunos casos se usa una masa corporal magra (Documento sin patente 1).

40 [Documento sin patente 1] Yoshifumi Sugawara, Kenneth R. Zasadny y otros, "Reevaluation of the Standardized Uptake Value for FDG: Variations with Body Weight and Methods for Correction", noviembre de 1999 Radiología, 213, 521-525.

45 [Documento sin patente 2] M. F. DI CARLI y otros, "Clinical Myocardial Perfusion PET/CT", LA REVISTA DE MEDICINA NUCLEAR, vol. 48, núm. 5, 1 de mayo 2017 (2007-05-01), páginas 783 - 793, XP055190987, ISSN: 0161-5505, DOI: 10.2967/jnumed.106.032789 describe una revisión de cómo realizar e interpretar la formación de imágenes de perfusión del miocardio en reposo y estrés con PET/TC en el escenario clínico.

50 [Documento de patente 1] US2014/0121511A1 describe un método para realizar la formación de imágenes cardíacas por PET con trazador múltiple, el método que comprende: introducir un primer trazador en un sujeto en un estado de estrés cardíaco; adquirir un segundo conjunto de datos de imágenes cardíacas PET del sujeto para obtener un primer conjunto de datos del trazador, dicho primer conjunto de datos del trazador que corresponde a una imagen de estrés cardíaco; introducir un segundo trazador en el sujeto en un estado de reposo cardíaco; adquirir un primer conjunto de datos de imágenes cardíacas PET del sujeto para obtener un segundo conjunto de datos del trazador, dicho segundo conjunto de datos del trazador que corresponde a una imagen de reposo cardíaco; proporcionar un modelo cinético que estima la actividad dependiente del tiempo de los primer y segundo trazadores; y aplicar los primer y segundo conjuntos de datos del trazador al modelo cinético para recuperar las imágenes correspondientes al estrés cardíaco y las imágenes de reposo cardíaco.

Resumen de la invención

60 El SUV existente se determina al suponer que un trazador se distribuye uniformemente en todo el cuerpo o músculo. En el caso del examen de medicina nuclear del corazón, un trazador, sin embargo, se acumula principalmente en el miocardio y, por lo tanto, la suposición del SUV existente puede ser inapropiada. En este sentido, existe una demanda de una técnica novedosa para evaluar cuantitativamente la acumulación de trazadores.

65 Se informa que los métodos de detección de isquemia existentes tienen la posibilidad de subestimar las condiciones isquémicas de los pacientes con un flujo sanguíneo del miocardio difusamente disminuido, que incluye los pacientes con

cardiomiopatía isquémica de múltiples vasos. Por lo tanto, existe una demanda de una técnica de alta confiabilidad para evaluar las afecciones isquémicas.

5 La invención descrita en la presente solicitud pretende resolver al menos uno de los problemas descritos anteriormente. La presente invención proporciona un método para procesar datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio para determinar una tasa de aumento del flujo sanguíneo bajo estrés con relación al reposo, como se define en la reivindicación 1. La presente invención proporciona además un programa informático para llevar a cabo el método como se define en la reivindicación 8, y un aparato para llevar a cabo el método como se define en la reivindicación 9.

10 Una modalidad de la invención descrita en la presente solicitud pretende normalizar los datos de imágenes obtenidos a partir de la medición de medicina nuclear del miocardio, mediante el uso de un valor con relación al tamaño del corazón.

En una modalidad preferida, el valor de píxel de cada píxel de los datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio se convierte en un SUV representado por la siguiente ecuación:

15 
$$\text{SUV} = \text{Concentración de radiactividad del tejido} / (\text{Dosis de radiación administrada} / \text{Valor con relación al tamaño del corazón})$$

20 La invención usa un valor con relación al tamaño del corazón en el que se acumula un trazador, como un estándar de normalización para normalizar los datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio. El estándar de normalización refleja así las condiciones reales de un agente de diagnóstico de la función cardíaca de manera más correcta que en la técnica relacionada. Esto mejora la validez de un valor normalizado en comparación con la técnica relacionada y permite una evaluación de imágenes más apropiada que nunca.

25 En la invención, el "valor con relación al tamaño del corazón" puede ser un peso del corazón, por ejemplo. El peso del corazón puede ser un peso del miocardio, por ejemplo. El peso del miocardio puede ser un valor obtenido al multiplicar un volumen del miocardio por un factor de densidad, por ejemplo.

30 En la invención, la "concentración de radiactividad del tejido" puede ser un valor obtenido al multiplicar un valor de píxel de los datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio por un factor de calibración de becquerel (BCF). El BCF es un factor para convertir un valor de recuento de radiación en una concentración de radiactividad (por ejemplo, Bq/ml). El BCF puede determinarse mediante un método conocido. Por ejemplo, puede tomarse una imagen de medicina nuclear de un vial (o una jeringa) que contiene un agente radiofarmacéutico que tiene una radiactividad total conocida, y el BCF puede calcularse de acuerdo con la siguiente ecuación:

35 
$$\text{BCF} = \text{Radiactividad total corregida por desintegración (Bq)} / (\text{Recuento total de todos los cortes} / \text{Tiempo de recolección (segundos)})$$

40 Para determinar el BCF a partir de los datos obtenidos mediante el uso de un espectro cilíndrico, pueden usarse las siguientes ecuaciones:

$$\text{Factor de volumen} = \text{Valor de recuento promedio por cortes} / (\text{Volumen de un solo píxel} \times \text{Tiempo de recolección (segundos)})$$

45 
$$\text{BCF} = \text{Radiactividad total corregida por desintegración (Bq)} / (\text{Volumen del espectro} / \text{Factor de volumen})$$

50 En algunas modalidades, el BCF puede someterse a una corrección del tiempo de recolección. La corrección del tiempo de recolección puede realizarse al multiplicar {Volumen de un solo píxel [cm<sup>3</sup>] / Tiempo de recolección [seg]} por el BCF, por ejemplo.

En algunos datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio, cada valor de píxel en sí puede representar una concentración de radiactividad. No hace falta decir que no se necesita la conversión mediante el uso del BCF en tal caso.

55 Una modalidad de la invención incluye el siguiente método, que es el método para procesar datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio.

- Este método incluye operar el aparato como un primer medio para almacenar un parámetro del corazón que sirve como un valor con relación al tamaño de un corazón y como un segundo medio para almacenar una dosis de radiación administrada.

60 - Este método incluye además convertir los valores de píxeles de al menos parte de los píxeles de los datos de imágenes mediante el uso de los valores almacenados en el primer medio y el segundo medio en los SUV de acuerdo con la siguiente ecuación, y almacenar los SUV:

65 
$$\text{SUV} = \text{Concentración de radiactividad del tejido} / (\text{Dosis de radiación administrada} / \text{Valor basado en el parámetro del corazón})$$

En algunas modalidades, el parámetro del corazón es un peso del miocardio, y el valor basado en el parámetro del corazón también es un peso del miocardio.

5 En algunas modalidades, el parámetro del corazón es un volumen del miocardio, y el valor basado en el parámetro del corazón es un peso del miocardio calculado al multiplicar el volumen del miocardio por un factor de conversión.

10 Una modalidad de la invención incluye un programa informático que incluye una instrucción de programa configurada para hacer que un aparato realice el método descrito anteriormente cuando el programa informático se ejecuta mediante medios de procesamiento en el aparato.

15 Otra modalidad de la invención incluye un aparato que incluye medios de procesamiento y medios de memoria. Los medios de memoria almacenan una instrucción de programa, y la instrucción de programa se configura para realizar el método descrito anteriormente cuando la instrucción de programa se ejecuta mediante los medios de procesamiento.

20 Otra modalidad de la invención descrita en la presente solicitud es un protocolo de medición de medicina nuclear en el que la administración de un agente radiofarmacéutico y la medición de radiación se realizan dos veces en reposo y bajo estrés. En el protocolo de medición de medicina nuclear, la recolección de radiación se realiza sin la administración del agente radiofarmacéutico antes de la administración del segundo agente radiofarmacéutico, y el resultado se usa para corregir los resultados posteriores de la medición de medicina nuclear después de la administración del segundo agente radiofarmacéutico.

25 En la presente descripción, la recolección de radiación realizada antes de la administración del segundo agente radiofarmacéutico se denomina como un escaneo previo. El escaneo previo se realiza inmediatamente antes de la medición posterior entre la medición bajo estrés y la medición en reposo y se realiza inmediatamente antes de la administración del agente radiofarmacéutico para la medición posterior.

30 Cuando el intervalo de tiempo entre la medición en reposo y la medición bajo estrés es insuficiente, los datos de medicina nuclear obtenidos a través de la medición de medicina nuclear posterior se afectan por la administración del agente radiofarmacéutico para la medición de medicina nuclear anterior. Con la invención descrita anteriormente, tal efecto puede corregirse mediante los resultados de la recolección de datos del escaneo previo. Los segmentos de datos de medicina nuclear se comparan así entre en reposo y bajo estrés con mayor precisión. En el examen existente, la segunda medición de medicina nuclear puede realizarse sólo después de que no se observe ningún efecto de la administración del primer agente radiofarmacéutico. La invención descrita anteriormente puede corregir tal efecto y, por lo tanto, acortar el intervalo de tiempo entre la medición en reposo y la medición bajo estrés. En el examen existente, la medición en reposo y la medición bajo estrés deben realizarse en días diferentes, por ejemplo. La invención descrita anteriormente permite que las dos mediciones se realicen con éxito el mismo día.

35 Una modalidad de la invención incluye el siguiente método, que es el método de procesamiento de datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio para determinar la tasa de aumento del flujo sanguíneo bajo estrés con relación al flujo sanguíneo en reposo. Este método incluye:

- 40 - almacenar al menos parte de los primeros datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio recolectados anteriormente entre los datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio recolectados en reposo y los datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio recolectados bajo estrés;
- 45 - almacenar al menos parte de los segundos datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio recolectados entre la recolección de datos de imágenes de medicina nuclear en reposo y la recolección de datos de imágenes de medicina nuclear bajo estrés, los segundos datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio que se recolectan antes de la administración de un agente radiofarmacéutico para la recolección de datos posterior entre los datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio en reposo y los datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio bajo estrés;
- 50 - almacenar al menos parte de los terceros datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio recolectados posteriormente entre los datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio recolectados en reposo y los datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio recolectados bajo estrés;
- corregir al menos parte de los terceros datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio mediante el uso de al menos parte de los segundos datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio para eliminar un efecto de radiactividad restante de los primeros datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio que permanece en los
- 55 terceros datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio; y
- determinar la tasa de aumento del flujo sanguíneo mediante el uso de al menos parte de los primeros datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio y al menos parte de los terceros datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio después de la corrección.

60 En algunas modalidades, el método descrito anteriormente puede incluir además:

- operar el aparato como un primer medio para almacenar un parámetro del corazón que sirve como un valor con relación al tamaño de un corazón y como un segundo medio para almacenar una dosis de radiación administrada;

- convertir los valores de píxeles de al menos parte de los píxeles de los datos de imágenes mediante el uso de los valores almacenados en el primer medio y el segundo medio en los SUV de acuerdo con la siguiente ecuación, y almacenar los SUV:

$$SUV = \text{Concentración de radiactividad del tejido} / (\text{Dosis de radiación administrada} / \text{Valor basado en el parámetro del corazón})$$

y

- determinar la tasa de aumento del flujo sanguíneo mediante el uso de al menos parte de los SUV.

En algunas modalidades, el parámetro del corazón puede ser un peso del miocardio, y el valor basado en el parámetro del corazón también puede ser un peso del miocardio. En algunas modalidades, el parámetro del corazón puede ser un volumen del miocardio, y el valor basado en el parámetro del corazón puede ser un peso del miocardio calculado al multiplicar el volumen del miocardio por un factor de conversión.

En algunas modalidades, el método descrito anteriormente puede incluir además convertir los primeros a los terceros datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio en datos de matriz bidimensional o mapas polares y calcular la tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio mediante el uso de los datos después de la conversión.

Una modalidad de la invención incluye un programa informático que incluye una instrucción de programa configurada para hacer que un aparato realice el método descrito anteriormente cuando el programa informático se ejecuta mediante medios de procesamiento en el aparato.

Otra modalidad de la invención incluye un aparato que incluye medios de procesamiento y medios de memoria. Los medios de memoria almacenan una instrucción de programa, y la instrucción de programa se configura para realizar el método descrito anteriormente cuando la instrucción de programa se ejecuta mediante los medios de procesamiento.

Algunas modalidades de la invención de la presente solicitud que se piensa que se prefieren ahora se describen por las reivindicaciones adjuntas.

#### Breve descripción de los dibujos

La Figura 1 es un diagrama para explicar una configuración de hardware de un sistema capaz de realizar la presente invención;

La Figura 2 es un gráfico para explicar los protocolos de medición de medicina nuclear para obtener los datos que van a analizarse en la presente solicitud;

La Figura 3 es un diagrama de flujo para explicar un ejemplo preferido del procesamiento para el cálculo de una tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio;

La Figura 4 es un diagrama de flujo para explicar un ejemplo específico de la etapa 345 en la Figura 3;

La Figura 5 es un diagrama de flujo para explicar otro ejemplo específico de la etapa 345 en la Figura 3;

La Figura 6 es un diagrama de flujo para explicar aún otro ejemplo específico de la etapa 345 en la Figura 3; y

La Figura 7 es un diagrama de flujo para explicar aún otro ejemplo específico de la etapa 345 en la Figura 3.

#### Descripción detallada de las modalidades preferidas

Las modalidades preferidas del espíritu técnico descrito en la presente solicitud se describirán ahora con referencia a los dibujos adjuntos.

La Figura 1 es un diagrama para explicar una configuración de hardware de un sistema 100 capaz de realizar la presente invención. Como se ilustra en la Figura 1, la configuración de hardware del sistema 100 es sustancialmente la misma que la de los ordenadores convencionales, y puede incluir una CPU 102, una unidad de memoria principal 104, una unidad de almacenamiento masivo 106, una interfaz de pantalla 107, una interfaz periférica 108 y una interfaz de red 109, por ejemplo. De manera similar a los ordenadores convencionales, la unidad de memoria principal 104 puede ser una memoria de acceso aleatorio de alta velocidad (RAM), y la unidad de almacenamiento masivo 106 puede ser un disco duro económico de gran capacidad o SSD. El sistema 100 puede conectarse a una pantalla para mostrar la información a través de la interfaz de pantalla 107. El sistema 100 también puede conectarse a interfaces de usuario, tales como un teclado, un ratón y un panel táctil, a través de la interfaz periférica 108. La interfaz de red 109 puede usarse para conectar el sistema a otros ordenadores e Internet a través de una red.

La unidad de almacenamiento masivo 106 almacena un sistema operativo (OS) 110, un programa de cálculo de la tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio 120, un programa de alineación 122 y un programa de extracción de contorno/cálculo de volumen 124. La función más básica del sistema 100 se proporciona a través de la ejecución del OS 110 por la CPU 102. El programa de cálculo de la tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio 120 incluye instrucciones de programa relacionadas con el nuevo procesamiento descrito en la presente solicitud. Mediante la ejecución de al menos parte de estas instrucciones por la CPU 102, el sistema 100 puede realizar el nuevo procesamiento descrito en la presente solicitud.

5 El programa de alineación 122 incluye instrucciones para ajustar las posiciones o los tamaños de las imágenes entre sí entre una pluralidad de segmentos de datos de imágenes de medicina nuclear. Los aparatos existentes de tomografía por emisión de positrones (PET) o SPECT disponibles en la actualidad incluyen típicamente un programa de este tipo, y todo o parte del programa puede usarse como el programa de alineación 122.

10 El programa de extracción de contorno/cálculo de volumen 124 incluye instrucciones para extraer el contorno del miocardio. Se conocen algunos algoritmos y software para la extracción del contorno del miocardio, y tal algoritmo se describe por el presente solicitante en la publicación internacional PCT (WO2013/047496A1), por ejemplo. Además, QGS de Cedras-Sinai Medical Center, 4D-MSPECT de la Universidad de Michigan y pFAST de Sapporo Medical University también se describen como el algoritmo o software para la extracción del contorno del miocardio. Las instrucciones de programa incluidas en el programa de extracción de contorno/cálculo de volumen 124 pueden configurarse para extraer el contorno del miocardio mediante el uso de un algoritmo o software de este tipo y para calcular el volumen del miocardio extraído. Una modalidad de la invención descrita en la presente solicitud puede operarse junto con varios algoritmos de extracción del contorno del miocardio, pero el algoritmo descrito en el documento WO2013/047496A1 se usa preferentemente para extraer el contorno del miocardio ya que el algoritmo tiene una alta precisión de extracción.

20 La unidad de almacenamiento masivo 106 puede almacenar además los datos de imágenes de medicina nuclear tridimensionales 130, los datos de imágenes de medicina nuclear tridimensionales 132 y los datos de imágenes de medicina nuclear tridimensionales 134. Tales datos de imágenes de medicina nuclear deben analizarse u operarse por los programas 120, 122 y 124. La unidad de almacenamiento masivo 106 también puede almacenar los archivos de condiciones de recolección 131, 133 y 135 que almacenan varias condiciones de recolección de datos relacionadas con los datos de imágenes de medicina nuclear. Estos segmentos de datos se describirán específicamente más adelante. La Figura 1 también ilustra los datos 140, los datos 150 y los datos 152, que se describirán específicamente más adelante.

25 El sistema 100 también puede incluir los componentes típicos incluidos en un sistema informático común, tales como una fuente de alimentación y un disipador, además de las unidades ilustradas en la Figura 1. Las modalidades conocidas del sistema informático pueden incluir varias formas que usan diversas técnicas, tales como la distribución, la redundancia y la virtualización de unidades de memoria, el uso de varias CPU, la virtualización de las CPU, el uso de un procesador de procesamiento específico, tal como un DSP, y una combinación de hardware para el procesamiento particular realizado por una CPU. La invención descrita en la presente solicitud puede instalarse en cualquier sistema informático, y el tipo de sistema informático no limita el alcance de la invención. El espíritu técnico descrito en la presente descripción puede incorporarse típicamente como (1) un programa que incluye instrucciones configuradas para hacer que un aparato o un sistema que incluye medios de procesamiento realice varios tipos de procesamiento descritos en la presente descripción cuando el programa se ejecuta por los medios de procesamiento; (2) un método para operar un aparato o un sistema implementado por los medios de procesamiento que ejecutan el programa; o (3) un aparato o un sistema que incluye el programa y los medios de procesamiento configurados para ejecutar el programa, por ejemplo. Como se describió anteriormente, el procesamiento de software puede hacerse parcialmente en hardware.

40 Debe señalarse que los datos 130 a los datos 135, por ejemplo, no se almacenan en la unidad de almacenamiento masivo 106 en muchos casos mientras el sistema 100 se produce y vende o se inicia. Tales datos pueden transferirse desde un dispositivo externo al sistema 100 a través de la interfaz periférica 108 o la interfaz de red 109, por ejemplo. En algunas modalidades, los datos 131, 133, 135, 140, 150 y 152 pueden formarse a través de la ejecución del programa de cálculo de la tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio 120 por la CPU 102. En dependencia de un programa de alineación instalado 122 o un OS instalado 110, al menos uno de los datos 131, 133, 135, 140, 150 y 152 no se almacena en la unidad de almacenamiento masivo 106, sino que se almacena solamente en la unidad de memoria principal 104 en algunos casos. Debe señalarse que el alcance de la invención descrita en la presente solicitud no se limita por la inclusión o no de los datos.

50 A continuación, los datos de imágenes de medicina nuclear tridimensionales 130, 132 y 134 se describirán en detalle. Estos segmentos de datos de imágenes se obtienen mediante la medición de medicina nuclear realizada para determinar una tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio. En el presente ejemplo, los datos de imágenes de medicina nuclear tridimensionales se obtienen mediante el uso de SPECT como una técnica de medición de medicina nuclear. Para determinar una tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio, los datos de imágenes de medicina nuclear obtenidos a través de la medición de medicina nuclear bajo estrés se comparan típicamente con los datos de imágenes de medicina nuclear obtenidos a través de la medición de medicina nuclear en reposo. Para determinar una tasa de aumento del flujo sanguíneo en el miocardio, se requieren al menos dos segmentos de datos de imágenes de medicina nuclear. En el presente ejemplo, los datos 130 son datos obtenidos a través de la recolección de datos SPECT inmediatamente después de la aplicación del estrés, y los datos 134 son datos obtenidos a través de la recolección de datos SPECT en reposo. En lo sucesivo, los datos 130 y los datos 134 también se denominan como datos de estrés y datos de reposo, respectivamente.

65 En los ejemplos que se describen específicamente a continuación, los datos de imágenes 130, 132 y 134 son datos de imágenes en los que cada valor de píxel corresponde a un valor de recuento de radiación. En algunas modalidades, los datos de imágenes 130, 132 y 134 pueden ser datos de imágenes en los que cada valor de píxel representa una concentración de radiactividad del tejido.

El protocolo de recolección de datos de medicina nuclear que se analizará en la presente solicitud se caracteriza por recolectar la radiación emitida por el cuerpo de un sujeto mediante el uso de un aparato de medicina nuclear sin la administración de un agente radiofarmacéutico entre la medición bajo estrés y la medición en reposo. Esta recolección de radiación se denomina como un escaneo previo. El escaneo previo se realiza inmediatamente antes de la medición posterior entre la medición bajo estrés y la medición en reposo, y se realiza inmediatamente antes de un proceso de recolección de datos en la medición posterior. Por ejemplo, como se describe más adelante con referencia a la Figura 2, el escaneo previo se realiza inmediatamente antes de la aplicación de estrés cuando la medición posterior es la medición de los datos de estrés, y el escaneo previo se realiza inmediatamente antes de la administración de un agente radiofarmacéutico cuando la medición posterior es la medición de los datos de reposo. En el presente ejemplo, los datos de imágenes de medicina nuclear obtenidos a través del escaneo previo se indican por el signo 132. En consecuencia, los datos que se analizarán en la presente solicitud incluyen al menos tres tipos de datos: los datos de estrés 130, los datos de escaneo previo 132 y los datos de reposo 134.

Con referencia a la Figura 2, se describirá con más detalle el protocolo de medición de medicina nuclear para obtener los datos que se analizarán en la presente solicitud. La Figura 2 ilustra esquemáticamente eventos realizados en protocolos en el eje del tiempo. Como se describió anteriormente, para determinar una tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio, se requiere que la medición de medicina nuclear se realice bajo estrés y en reposo. En un protocolo, la medición bajo estrés se realiza antes. En otro protocolo, la medición en reposo se realiza antes.

Cuando la medición bajo estrés se realiza antes, el estrés se aplica primero a un sujeto (202). El estrés puede ser el estrés por ejercicio mediante el uso de un ergómetro o una cinta rodante o el estrés por drogas con adenosina o dipiridamol, por ejemplo. En la aplicación de estrés, se administra un agente radiofarmacéutico (inyección intravenosa) (204). A continuación, se detiene la aplicación de estrés, y se usa un aparato de medicina nuclear para recolectar los datos de radiación emitida por el cuerpo del sujeto (206). Después de un cierto período de tiempo (varias horas), se realiza la medición en reposo. Antes de la medición en reposo, se usa un aparato de medicina nuclear para recolectar los datos de radiación emitida por el cuerpo del sujeto sin la administración de un agente radiofarmacéutico (208). En otras palabras, se realiza el escaneo previo. Inmediatamente después de completar el escaneo previo, se administra un agente radiofarmacéutico para la medición en reposo (210), y se usa un aparato de medicina nuclear para recolectar los datos de radiación emitida por el cuerpo del sujeto (212). Los datos de imágenes obtenidos a través de la recolección de datos 206 son los datos de estrés 130, los datos de imágenes obtenidos a través de la recolección de datos 208 son los datos de escaneo previo 132, y los datos de imágenes obtenidos a través de la recolección de datos 212 son los datos de reposo 134.

Cuando la medición en reposo se realiza antes, un agente radiofarmacéutico para la medición en reposo se administra primero a un sujeto (222), y luego se usa un aparato de medicina nuclear para recolectar los datos de la radiación emitida por el cuerpo del sujeto (224). Después de un cierto período de tiempo (varias horas), se realiza la medición bajo estrés. Antes de la medición bajo estrés, se usa un aparato de medicina nuclear para recolectar los datos de radiación emitida por el cuerpo del sujeto (226) sin la administración de un agente radiofarmacéutico. En otras palabras, se realiza el escaneo previo. Inmediatamente después de completar el escaneo previo, se inicia la aplicación de estrés (228). Cuando se aplica estrés, se administra un agente radiofarmacéutico para la medición bajo estrés (230). Después de completar la aplicación de estrés, se usa un aparato de medicina nuclear para recolectar los datos de radiación emitida por el cuerpo del sujeto (232). Los datos de imágenes obtenidos a través de la recolección de datos 232 son los datos de estrés 130, los datos de imágenes obtenidos a través de la recolección de datos 226 son los datos de escaneo previo 132, y los datos de imágenes obtenidos a través de la recolección de datos 224 son los datos de reposo 134.

Como se describió anteriormente, en el presente ejemplo, el aparato de medicina nuclear usado para la recolección de datos de radiación es un aparato SPECT, y el agente radiofarmacéutico administrado es, en consecuencia, un agente farmacéutico adecuado para la recolección de datos de radiación por el aparato SPECT. Los ejemplos de agentes radiofarmacéuticos SPECT conocidos adecuados para la formación de imágenes de medicina nuclear del flujo sanguíneo del miocardio incluyen <sup>201</sup>solución de inyección de TlCl (cloruro de talio), solución de inyección de tetrofosmina de tecnecio (<sup>99m</sup>Tc) y solución de inyección de ácido de metilpentadecanoico 15-(4-yodofenil)-3 (R, S)<sup>(123I)</sup>. La invención descrita en la presente solicitud es aplicable a cualquier agente radiofarmacéutico adecuado para la formación de imágenes de medicina nuclear del flujo sanguíneo del miocardio.

A continuación, se describirá el flujo del procesamiento de cálculo de la tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio 300 de los datos de imágenes de medicina nuclear descritos en la presente solicitud con referencia a la Figura 3. El procesamiento 300 puede realizarse por el sistema 100 en el que el programa de cálculo de la tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio 120 se ejecuta por la CPU 102. En algunas modalidades, a mitad del procesamiento 300, el programa de alineación 122 o el programa de extracción de contorno/cálculo de volumen 124 puede llamarse desde el programa de cálculo de la tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio 120 y ejecutarse por la CPU 102 para realizar cierto procesamiento.

La etapa 305 indica el inicio del procesamiento. En la etapa 310, se cargan los datos que van a procesarse por el programa de cálculo de la tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio 120. En otras palabras, la totalidad o parte de cada uno de los datos de estrés 130, los datos de escaneo previo 132 y los datos de reposo 134 se leen desde la unidad de

almacenamiento masivo 106 y se almacenan en la unidad de memoria principal 104. Los datos de estrés 130, los datos de escaneo previo 132 y los datos de reposo 134 pueden importarse directamente desde un aparato de medicina nuclear externo a la unidad de memoria principal 104 a través de la interfaz de red 109.

5 En la etapa 315, se identifica un protocolo de recolección de datos. En otras palabras, un protocolo en el que se han recopilado los datos de estrés 130, los datos de escaneo previo 132 y los datos de reposo 134, se identifica ya sea como el protocolo en el que la medición bajo estrés se realiza antes o el protocolo en el que la medición en reposo se realiza antes. La identificación puede realizarse al comparar la información de tiempo (por ejemplo, el tiempo de inicio de la recolección de datos) contenida en los datos de estrés 130 y los datos de reposo 134, por ejemplo. Por ejemplo, cuando el tiempo de inicio de la recolección de los datos de estrés 130 es anterior al tiempo de inicio de la recolección de los datos de reposo 134, tal protocolo puede identificarse como el protocolo en el cual la medición bajo estrés se realiza antes. Cuando el tiempo de inicio de la recolección de los datos de estrés 130 es posterior al tiempo de inicio de la recolección de los datos de reposo 134, tal protocolo puede identificarse como el protocolo en el cual la medición en reposo se realiza antes. En algunas modalidades, un operador puede ingresar información de identificación de protocolo en el sistema 100 para permitir que el sistema 100 especifique el protocolo de recolección de datos.

La determinación de los datos 130 como datos de estrés puede realizarse mediante la información de identificación contenida en los datos 130. De manera similar, la determinación de los datos 134 como datos de reposo puede realizarse mediante la información de identificación contenida en los datos 134.

20 En la etapa 320, se recuperan diversas condiciones de recolección de los datos de estrés 130, los datos de escaneo previo 132 y los datos de reposo 134. Las diversas condiciones de recolección incluyen la siguiente información, por ejemplo.

- 25 - Una dosis de radiación medida antes de la administración de un agente radiofarmacéutico a un sujeto (dosis de radiación antes de la administración). Por ejemplo, un valor obtenido al medir la dosis de radiación de una jeringa de administración completa que contiene un agente radiofarmacéutico que va a administrarse
- La fecha y hora de medición de una dosis de radiación antes de la administración
- La fecha y hora al inicio de la recolección de datos
- 30 - El tiempo de recolección de datos
- Una dosis de radiación medida después de la administración del agente radiofarmacéutico al sujeto (dosis de radiación después de la administración). Por ejemplo, un valor de medición de la dosis de radiación restante en la jeringa después de la administración
- La fecha y hora de medición de una dosis de radiación después de la administración
- 35 - La vida media de un trazador contenido en el agente radiofarmacéutico
- El factor de calibración de Becquerel (BCF, un factor para convertir un valor de recuento de radiación en una concentración de radiactividad (por ejemplo, Bq/ml))

40 En algunas modalidades, estas condiciones de recolección pueden incluirse en los datos de estrés 130, los datos de escaneo previo 132 y los datos de reposo 134. En tal caso, el sistema 100 puede leer la información de los datos 130 a 134 y almacenar la información en la unidad de memoria principal 104 o la unidad de almacenamiento masivo 106.

45 En algunas modalidades, el sistema 100 puede configurarse para crear y mostrar una interfaz de usuario (por ejemplo, un cuadro de diálogo) en la que un operador ingresa estas condiciones de recolección. Cuando un operador ingresa las condiciones de recolección deseadas, el sistema 100 puede almacenar estas condiciones de recolección en la unidad de memoria principal 104 o la unidad de almacenamiento masivo 106.

50 En una modalidad en la que cada valor de píxel de los datos de imágenes 130 a los datos 134 representa una concentración de radiactividad del tejido, el BCF no se usa y, por lo tanto, no se requiere recuperarlo.

De las condiciones de recolección descritas anteriormente, la información requerida puede variar con las modalidades. Algunas modalidades de la etapa 345 se describirán específicamente más adelante, y la información requerida varía con estas modalidades. La información requerida puede diferir entre los datos de estrés 130, los datos de reposo 134 y los datos de escaneo previo 132. El sistema 100 puede crear y mostrar diferentes interfaces de usuario en dependencia de los datos de condición de recolección que se ingresarán (es decir, en dependencia de si los datos son los datos de estrés 130, los datos de escaneo previo 132, o los datos de reposo 134), y las interfaces de usuario respectivas pueden configurarse para ser convenientes para ingresar datos específicos requeridos para los datos.

60 Como se describió anteriormente, el sistema 100 puede configurarse para almacenar la información de la condición de recolección recuperada en la unidad de memoria principal 104 o la unidad de almacenamiento masivo 106. En el presente ejemplo, la información de la condición de recolección para los datos de estrés 130 se considera que se almacena en un archivo de condiciones de recolección 131, la información de la condición de recolección para los datos de escaneo previo 132 se considera que se almacena en un archivo de condiciones de recolección 133, y la información de la condición de recolección para los datos de reposo 134 se considera que se almacena en un archivo de condiciones de recolección 135, por ejemplo.

- 5 En la etapa 325, se determina si los datos 132 son los datos de escaneo previo, según sea necesario. En algunas modalidades, la determinación puede hacerse mediante la información de identificación contenida en los datos 132. En algunas modalidades, la determinación puede hacerse mediante la información de tiempo (por ejemplo, el tiempo de inicio de la recolección de datos) contenida en los datos 132. Por ejemplo, para un protocolo de recolección de datos en el que la medición bajo estrés se realiza antes, los datos 132 pueden identificarse como los datos de escaneo previo cuando el tiempo de inicio de la recolección de datos indicado por los datos 132 se encuentra entre el tiempo de terminación de la recolección de datos de los datos de estrés 130 y el tiempo de inicio de la recolección de datos de los datos de reposo 134. Para un protocolo de recolección de datos en el que la medición en reposo se realiza antes, los datos 132 pueden identificarse como los datos de escaneo previo cuando el tiempo de inicio de la recolección de datos indicado por los datos 132 se encuentra entre el tiempo de terminación de la recolección de datos de los datos de reposo 134 y el tiempo de inicio de la recolección de datos de los datos de estrés 130.
- 10
- 15 En la etapa 330, se realiza la alineación de los datos de estrés 130, los datos de escaneo previo 132 y los datos de reposo 134. En otras palabras, las posiciones o los tamaños se ajustan de tal manera que las posiciones o los tamaños de las imágenes del miocardio realizadas a partir de estos segmentos de datos coincidirán entre sí. El procesamiento puede realizarse a través de la ejecución del programa de alineación 122 por la CPU 102. El programa de cálculo de la tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio 120 puede ejecutarse por la CPU 102 que llama al programa de alineación 122 en la etapa 330.
- 20 Para un protocolo de recolección de datos en el que la medición bajo estrés se realiza antes, la alineación se realiza preferentemente sobre la base de los datos de reposo 134. Para un protocolo de recolección de datos en el que la medición en reposo se realiza antes, la alineación se realiza preferentemente en base a los datos de estrés 130.
- 25 La etapa 335 es un procesamiento opcional. En esta etapa, los datos de estrés 130 después de la alineación y los datos de reposo 134 después de la alineación se someten cada uno a una extracción del contorno del miocardio. El procesamiento en la etapa 335 se requiere particularmente cuando el procesamiento 600 o el procesamiento 700 se realizan como una modalidad de la etapa 345.
- 30 El procesamiento en la etapa 335 puede realizarse a través de la ejecución del programa de extracción de contorno/cálculo de volumen 124 por la CPU 102. Como se describió anteriormente, se conocen algunos algoritmos y software para la extracción del contorno del miocardio, y tal algoritmo se describe por el presente solicitante en la publicación internacional PCT (WO2013/047496A1), por ejemplo. Las instrucciones de programa incluidas en el programa de extracción de contorno/cálculo de volumen 124 pueden configurarse para usar el algoritmo para extraer el contorno del miocardio.
- 35 En algunas modalidades, el programa de extracción de contorno/cálculo de volumen 124 puede configurarse para usar el contorno extraído para calcular el volumen del miocardio. Por ejemplo, el número de píxeles presentes entre la íntima y la adventicia del miocardio extraído puede multiplicarse por un factor de conversión de píxel-volumen (por ejemplo, volumen por píxel) para obtener un volumen del miocardio.
- 40 En algunas modalidades, los datos de escaneo previo 132 pueden someterse a la extracción del contorno del miocardio. Sin embargo, en el escaneo previo, el tiempo de recolección de datos puede ser corto, y la recolección de datos se realiza sin la administración de un agente radiofarmacéutico. El valor de píxel (valor de recuento de radiación) de cada píxel en los datos de escaneo previo 132 es, por lo tanto, bajo en muchos casos. En este sentido, la extracción del contorno del miocardio de los datos de escaneo previo 132 falla en algunos casos. En tal caso, la información del contorno del miocardio de los datos de escaneo previo 132 puede considerarse que es la misma que la información del contorno del miocardio de los datos de estrés 130 o los datos de reposo 134. En particular, la información del contorno del miocardio de los datos de escaneo previo 132 puede considerarse que es la misma que la información del contorno del miocardio de los datos recogidos posteriormente de los datos de estrés 130 y los datos de reposo 134.
- 45
- 50 La etapa 340 también es una etapa opcional. En algunas modalidades, todos los píxeles o todos los píxeles del miocardio de los datos de estrés 130 y los datos de reposo 134 pueden usarse para calcular una tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio. En algunas modalidades, parte de los píxeles pueden usarse para calcular una tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio. Por ejemplo, los datos 130 a los datos 134 pueden convertirse en datos de matriz o mapas polares (visualización de coordenadas polares), que a menudo se usan en el campo técnico de la presente solicitud, y cada píxel puede usarse para calcular una tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio. En otras palabras, pueden prepararse datos de matriz o mapas polares para una tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio. Los datos de matriz se preparan de la siguiente manera: cada tomograma de eje corto en un cierto intervalo se escanea radialmente en cada ángulo determinado desde el centro de la imagen para determinar un valor de píxel máximo, y los valores determinados se usan para preparar un mapa bidimensional en el que un eje representa las posiciones de los tomogramas de eje corto y el otro eje representa los ángulos desde el centro de la imagen. Los mapas polares se preparan de la siguiente manera: cada tomograma de eje corto en un cierto intervalo se escanea radialmente en cada ángulo determinado desde el centro de la imagen para determinar un valor de píxel máximo, y los valores determinados se trazan en coordenadas polares concéntricas.
- 55
- 60
- 65 Al convertir los datos 130 a los datos 134 en datos de matriz o mapas polares, puede reducirse la carga de procesamiento en la siguiente etapa 345 y puede mejorar la visibilidad de los resultados.

5 Cuando se realiza la etapa 340, cada uno de los datos de estrés 130, los datos de escaneo previo 132 y los datos de reposo 134 se convierten en datos de matriz o un mapa polar. Debe entenderse que cuando se realiza la conversión, cada uno de los datos de estrés 130, los datos de escaneo previo 132 y los datos de reposo 134 se han convertido en datos de matriz o un mapa polar en la siguiente descripción.

En la etapa 345, se calcula una tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio. La etapa incluye típicamente cuatro modalidades. Con referencia a las Figuras 4 a la 7, cada modalidad se describirá a continuación.

10 La Figura 4 es un diagrama de flujo para explicar el procesamiento 400 que es una modalidad de la etapa 345 en la Figura 3. Al igual que con el procesamiento ilustrado en la Figura 3 y las Figuras 5 a la 7, el procesamiento 400 es el procesamiento para calcular una tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio y se realiza mediante el sistema 100 en el que el programa de cálculo de la tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio 120 se ejecuta por la CPU 102.

15 El procesamiento 400 se realiza cuando un protocolo de recolección de datos se identifica en la etapa 315 como el protocolo en el cual la medición bajo estrés se realiza antes de la medición en reposo. El procesamiento 400 se realiza cuando se calcula una tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio sin la conversión de los SUV de los datos de imágenes 130 o los datos 134, que se describe más adelante.

20 La etapa 402 indica el inicio del procesamiento. En la etapa 404, se calcula la dosis de radiación administrada a un sujeto para la medición bajo estrés (dosis bajo estrés). La información requerida para el cálculo de una dosis de radiación administrada es la siguiente información.

- 25 - Una dosis de radiación medida antes de la administración de un agente radiofarmacéutico a un sujeto (dosis de radiación antes de la administración)
- La fecha y hora de medición de una dosis de radiación antes de la administración
- La fecha y hora al inicio de la recolección de datos
- Una dosis de radiación medida después de la administración del agente radiofarmacéutico al sujeto (dosis de radiación después de la administración)
- 30 - La fecha y hora de medición de la dosis de radiación después de la administración
- La vida media de un trazador contenido en el agente radiofarmacéutico

35 En el presente ejemplo, la información se recupera en la etapa 320 y se almacena en el archivo de condiciones de recolección 131. El sistema 100 puede recuperar así la información desde el archivo de condiciones de recolección 131 en la etapa 404.

Posteriormente, la dosis bajo estrés se calcula de acuerdo con las siguientes ecuaciones:

40 
$$\text{Tiempo de desintegración 1 (segundos)} = |\text{Fecha y hora de medición de la dosis de radiación antes de la administración} - \text{Fecha y hora al inicio de la recolección de datos}|$$

$$\text{Tiempo de desintegración 2 (segundos)} = |\text{Fecha y hora de medición de la dosis de radiación después de la administración} - \text{Fecha y hora al inicio de la recolección de datos}|$$

45 
$$\text{Coeficiente de desintegración} = \text{LN}(2.0) / \text{Vida media (segundos)} \text{ (LN: logaritmo natural en la base } e \text{)}$$

50 
$$\text{Dosis bajo estrés} = \{ \text{Dosis de radiación antes de la administración} \times \text{Exp}(-\text{Coeficiente de desintegración} \times \text{Tiempo de desintegración 1}) \} - \{ \text{Dosis de radiación después de la administración} \times \text{Exp}(-\text{Coeficiente de desintegración} \times \text{Tiempo de desintegración 2}) \}.$$

En la etapa posterior 406, se calcula la dosis de radiación administrada al sujeto para el escaneo previo (dosis de escaneo previo). La información requerida para el cálculo es la siguiente información.

- 55 - Una dosis de radiación medida antes de la administración de un agente radiofarmacéutico al sujeto bajo estrés (dosis de radiación antes de la administración)
- La fecha y hora de medición de una dosis de radiación antes de la administración
- La fecha y hora al inicio de la recolección de datos
- Una dosis de radiación medida después de la administración del agente radiofarmacéutico al sujeto bajo estrés (dosis de radiación después de la administración)
- 60 - La fecha y hora de medición de una dosis de radiación después de la administración
- La vida media de un trazador contenido en el agente radiofarmacéutico

En otras palabras, la información requerida es la misma que esa para el cálculo de una dosis bajo estrés.

65 Como se describió anteriormente, no se administra ningún agente radiofarmacéutico sólo para el escaneo previo. Como se describe en la sección del protocolo en el que la medición bajo estrés se realiza antes en la Figura 2, el escaneo previo

## ES 2 739 425 T3

5 en la modalidad es la recolección de datos de radiación realizada después de la medición bajo estrés sin la administración de un agente radiofarmacéutico. La información descrita anteriormente es, por lo tanto, la misma que la de la medición bajo estrés, excepto la fecha y la hora al inicio de la recolección de datos. En otras palabras, la información es la misma que la usada en la etapa 404. Sólo para la fecha y hora al inicio de la recolección de datos, se necesita la información de la fecha y la hora al inicio de la recolección de datos de escaneo previo.

10 En algunas modalidades, la información aparte de la fecha y la hora al inicio de la recolección de datos, de la información descrita anteriormente puede recuperarse desde el archivo de condiciones de recolección 131 para los datos de estrés 130. La fecha y la hora al inicio de la recolección de datos pueden recuperarse desde el archivo de condiciones de recolección 133 para los datos de escaneo previo 132 (la fecha y la hora al inicio de la recolección de datos de escaneo previo se han recuperado en la etapa 320). En algunas modalidades, el sistema 100 puede configurarse para copiar automáticamente la información aparte de la fecha y hora al inicio de la recolección de datos desde el archivo de condiciones de recolección 131 hacia el archivo de condiciones de recolección 133. En tal caso, el sistema 100 puede configurarse para recuperar toda la información desde el archivo de condiciones de recolección 133 en esta etapa.

15 Después de la recuperación de la información, el sistema 100 calcula una dosis de escaneo previo de manera similar a esa bajo estrés, de acuerdo con las ecuaciones.

20 
$$\text{Tiempo de desintegración 1 (segundos)} = |\text{Fecha y hora de medición de la dosis de radiación antes de la administración} \\ - \text{Fecha y hora al inicio de la recolección de datos}|$$

$$\text{Tiempo de desintegración 2 (segundos)} = |\text{Fecha y hora de medición de la dosis de radiación después de la} \\ \text{administración} - \text{Fecha y hora al inicio de la recolección de datos}|$$

25 
$$\text{Coeficiente de desintegración} = \text{LN}(2.0) / \text{Vida media (segundos)} \text{ (LN: logaritmo natural en la base e)}$$

$$\text{Dosis de escaneo previo} = \{\text{Dosis de radiación antes de la administración} \times \text{Exp}(-\text{Coeficiente de desintegración} \times \\ \text{Tiempo de desintegración 1})\} - \{\text{Dosis de radiación después de la administración} \times \text{Exp}(-\text{Coeficiente de desintegración} \\ \times \text{Tiempo de desintegración 2})\}.$$

30 En la etapa 408, se calcula la dosis de radiación administrada al sujeto en reposo (dosis en reposo). La información requerida para el cálculo también es la misma que cuando se calcula la dosis bajo estrés, y es la siguiente información.

- 35 - Una dosis de radiación medida antes de la administración de un agente radiofarmacéutico al sujeto en reposo (dosis de radiación antes de la administración)
- La fecha y hora de medición de una dosis de radiación antes de la administración
- La fecha y hora al inicio de la recolección de datos
- Una dosis de radiación medida después de la administración del agente radiofarmacéutico al sujeto en reposo (dosis de radiación después de la administración)
- 40 - La fecha y hora de medición de una dosis de radiación después de la administración
- La vida media de un trazador contenido en el agente radiofarmacéutico

45 En el presente ejemplo, la información se ha recuperado en la etapa 320 y se ha almacenado en el archivo de condiciones de recolección 135. El sistema 100 puede recuperar así la información desde el archivo de condiciones de recolección 135 en esta etapa.

El sistema 100 puede configurarse para calcular después una dosis en reposo de una manera similar a esa bajo estrés, de acuerdo con las ecuaciones.

50 
$$\text{Tiempo de desintegración 1 (segundos)} = |\text{Fecha y hora de medición de la dosis de radiación antes de la administración} \\ - \text{Fecha y hora al inicio de la recolección de datos}|$$

$$\text{Tiempo de desintegración 2 (segundos)} = |\text{Fecha y hora de medición de la dosis de radiación después de la} \\ \text{administración} - \text{Fecha y hora al inicio de la recolección de datos}|$$

55 
$$\text{Coeficiente de desintegración} = \text{LN}(2.0) / \text{Vida media (segundos)} \text{ (LN: logaritmo natural en la base e)}$$

$$\text{Dosis en reposo} = \{\text{Dosis de radiación antes de la administración} \times \text{Exp}(-\text{Coeficiente de desintegración} \times \text{Tiempo de} \\ \text{desintegración 1})\} - \{\text{Dosis de radiación después de la administración} \times \text{Exp}(-\text{Coeficiente de desintegración} \times \text{Tiempo} \\ \text{de desintegración 2})\}.$$

60 En la etapa 410, cada valor de píxel de los datos de escaneo previo 132 se multiplica por el siguiente factor de corrección para realizar la corrección de la dosis:

65 
$$\text{Factor de corrección de la dosis para los datos de escaneo previo} = \text{Dosis bajo estrés} / \text{Dosis de escaneo previo}.$$

En la etapa 412, cada valor de píxel de los datos de reposo 134 se multiplica por el siguiente factor de corrección para realizar la corrección de la dosis:

$$\text{Factor de corrección de la dosis para los datos de reposo} = \text{Dosis bajo estrés} / \text{Dosis en reposo}.$$

En la etapa 414, cada valor de píxel de los datos de escaneo previo 132 después de la corrección de la dosis se multiplica por el siguiente factor de corrección para realizar la corrección del tiempo de recolección:

$$\text{Factor de corrección del tiempo de recolección para los datos de escaneo previo} = \text{Tiempo de recolección de los datos de estrés} / \text{Tiempo de recolección de los datos de escaneo previo}.$$

En el presente ejemplo, el tiempo de recolección de los datos de estrés y el tiempo de recolección de los datos de escaneo previo se han recuperado en la etapa 320 y se han almacenado en los archivos de condiciones de recolección 131 y 133, respectivamente. El sistema 100 puede configurarse, por lo tanto, para recuperar la información sobre el tiempo de recolección de los datos de estrés y el tiempo de recolección de los datos de escaneo previo desde estos archivos y para calcular el factor de corrección del tiempo de recolección para los datos de escaneo previo.

En la etapa 416, cada valor de píxel de los datos de reposo 134 después de la corrección de la dosis se multiplica por el siguiente factor de corrección para realizar la corrección del tiempo de recolección:

$$\text{Factor de corrección del tiempo de recolección para los datos de reposo} = \text{Tiempo de recolección de los datos de estrés} / \text{Tiempo de recolección de los datos de reposo}.$$

En el presente ejemplo, el tiempo de recolección de los datos de reposo se ha recuperado en la etapa 320 y se ha almacenado en el archivo de condiciones de recolección 135, y por lo tanto, el sistema 100 puede configurarse para recuperar la información requerida desde el archivo de condiciones de recolección 135 y para calcular el factor de corrección del tiempo de recolección para los datos de reposo.

En la etapa 418, los datos de escaneo previo 132 después de la corrección de la dosis y la corrección del tiempo de recolección se usan para realizar la corrección del recuento de los datos de reposo 134 después de la corrección de la dosis y la corrección del tiempo de recolección. La corrección se realiza al sustraer, del valor de píxel de cada píxel de los datos de reposo 134 después de la corrección (corrección de la dosis (etapa 412) y corrección del tiempo de recolección (etapa 416)), el valor de píxel del píxel en una posición correspondiente en los datos de escaneo previo 132 después de la corrección. Al realizar la corrección de recuento, el efecto de un agente radiofarmacéutico administrado bajo estrés se elimina de los datos de reposo 134.

En la etapa 420, los datos de estrés 130 y los datos de reposo 134 después de la corrección de recuento se usan para calcular una tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio. La tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio de un píxel  $ij$  ( $\text{IncMap}_{ij}$ ) se determina a partir del valor de píxel de cada píxel en los datos de estrés 130 ( $\text{Estrés}_{ij}$ ) y el valor de píxel del píxel en una posición correspondiente en los datos de reposo 134 después de la corrección de recuento ( $\text{Reposo}_{ij}$ ) de acuerdo con la ecuación:

$$\text{IncMap}_{ij} [\%] = (\text{Estrés}_{ij} - \text{Reposo}_{ij}) / (\text{Reposo}_{ij}) \times 100.$$

Los datos de la tasa de aumento calculados pueden almacenarse como los datos de la tasa de aumento 140 en la unidad de almacenamiento masivo 106, por ejemplo (ver Figura 1). Los datos de la tasa de aumento 140 pueden ser datos de imágenes tridimensionales en los que el valor de píxel de cada píxel representa una tasa de aumento, por ejemplo. Cuando se realiza la etapa 340 en la Figura 3, los datos de la tasa de aumento pueden ser los datos de matriz bidimensional o un mapa polar bidimensional en el que el valor de píxel de cada píxel representa una tasa de aumento.

Al realizar la corrección de recuento en la etapa 418, el efecto de un agente radiofarmacéutico administrado bajo estrés se elimina de los datos de reposo 134. En consecuencia, el valor de píxel de cada píxel en los datos de reposo 134 después de la corrección refleja las funciones cardíacas en reposo de manera más correcta. El cálculo mediante el uso de tales datos permite determinar las tasas de aumento del flujo sanguíneo del miocardio de manera más correcta que en la técnica relacionada.

La etapa 422 indica el final del procesamiento.

La Figura 5 es un diagrama de flujo para explicar el procesamiento 500 que es una modalidad de la etapa 345 en la Figura 3 y es para el cálculo de una tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio. El procesamiento 500 se realiza cuando un protocolo de recolección de datos se identifica en la etapa 315 como el protocolo en el cual la medición en reposo se realiza antes de la medición bajo estrés. El procesamiento 500 se realiza cuando se calcula una tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio sin la conversión de los SUV de los datos de imágenes 130 o los datos 134, que se describe más adelante.

## ES 2 739 425 T3

La etapa 502 indica el inicio del procesamiento. En la etapa 504, se calcula la dosis de radiación administrada a un sujeto en la medición en reposo (dosis en reposo). La información requerida para el cálculo de una dosis de radiación administrada es la siguiente información.

- 5
- Una dosis de radiación medida antes de la administración de un agente radiofarmacéutico a un sujeto (dosis de radiación antes de la administración)
  - La fecha y hora de medición de una dosis de radiación antes de la administración
  - La fecha y hora al inicio de la recolección de datos
- 10
- Una dosis de radiación medida después de la administración del agente radiofarmacéutico al sujeto (dosis de radiación después de la administración)
  - La fecha y hora de medición de una dosis de radiación después de la administración
  - La vida media de un trazador contenido en el agente radiofarmacéutico

15

En el presente ejemplo, la información se ha recuperado en la etapa 320 y se ha almacenado en el archivo de condiciones de recolección 135. El sistema 100 puede recuperar así la información desde el archivo de condiciones de recolección 135 en la etapa 502.

Posteriormente, se calcula una dosis en reposo de acuerdo con las ecuaciones.

20

$$\text{Tiempo de desintegración 1 (segundos)} = |\text{Fecha y hora de medición de la dosis de radiación antes de la administración} \\ - \text{Fecha y hora al inicio de la recolección de datos}|$$

25

$$\text{Tiempo de desintegración 2 (segundos)} = |\text{Fecha y hora de medición de la dosis de radiación después de la} \\ \text{administración} - \text{Fecha y hora al inicio de la recolección de datos}|$$

25

$$\text{Coeficiente de desintegración} = \text{LN}(2.0) / \text{Vida media (segundos)} \quad (\text{LN: logaritmo natural en la base } e)$$

30

$$\text{Dosis en reposo} = \{ \text{Dosis de radiación antes de la administración} \times \text{Exp}(-\text{Coeficiente de desintegración} \times \text{Tiempo de} \\ \text{desintegración 1}) \} - \{ \text{Dosis de radiación después de la administración} \times \text{Exp}(-\text{Coeficiente de desintegración} \times \text{Tiempo} \\ \text{de desintegración 2}) \}.$$

En la etapa posterior 506, se calcula la dosis de radiación administrada al sujeto para el escaneo previo (dosis de escaneo previo). La información requerida para el cálculo es la siguiente información.

- 35
- Una dosis de radiación medida antes de la administración de un agente radiofarmacéutico al sujeto en la recolección de datos de imágenes de medicina nuclear en reposo (dosis de radiación antes de la administración)
  - La fecha y hora de medición de una dosis de radiación antes de la administración
  - La fecha y hora al inicio de la recolección de datos
- 40
- Una dosis de radiación medida después de la administración del agente radiofarmacéutico al sujeto en la recolección de datos de imágenes de medicina nuclear en reposo (dosis de radiación después de la administración)
  - La fecha y hora de medición de una dosis de radiación después de la administración
  - La vida media de un trazador contenido en el agente radiofarmacéutico

45

En otras palabras, la información requerida es la misma que esa para el cálculo de una dosis en reposo.

50

Como se describió anteriormente, no se administra ningún agente radiofarmacéutico sólo para el escaneo previo. Como se describe en la sección del protocolo en el que la medición en reposo se realiza antes en la Figura 2, el escaneo previo en la modalidad es la recolección de datos de radiación realizada después de la medición en reposo sin la administración de un agente radiofarmacéutico. Por lo tanto, la información descrita anteriormente es la misma que la de la medición en reposo, excepto la fecha y la hora al inicio de la recolección de datos. En otras palabras, la información es la misma que la usada en la etapa 504. Sólo para la fecha y hora al inicio de la recolección de datos, se necesita la información de la fecha y la hora al inicio de la recolección de datos de escaneo previo.

55

En algunas modalidades, la información aparte de la fecha y la hora al inicio de la recolección de datos, de la información descrita anteriormente puede recuperarse desde el archivo de condiciones de recolección 135 para los datos de reposo 134. La fecha y la hora al inicio de la recolección de datos pueden recuperarse desde el archivo de condiciones de recolección 133 para los datos de escaneo previo 132 (la fecha y la hora al inicio de la recolección de datos de escaneo previo se han recuperado en la etapa 320). En algunas modalidades, el sistema 100 puede configurarse para copiar automáticamente la información aparte de la fecha y hora al inicio de la recolección de datos desde el archivo de condiciones de recolección 135 hacia el archivo de condiciones de recolección 133. En tal caso, el sistema 100 puede configurarse para recuperar toda la información desde el archivo de condiciones de recolección 133 en esta etapa.

60

Después de la recuperación de la información, el sistema 100 calcula una dosis de escaneo previo de manera similar a esa en reposo, de acuerdo con las ecuaciones.

65

## ES 2 739 425 T3

Tiempo de desintegración 1 (segundos) = |Fecha y hora de medición de la dosis de radiación antes de la administración  
– Fecha y hora al inicio de la recolección de datos|

5           Tiempo de desintegración 2 (segundos) = |Fecha y hora de medición de la dosis de radiación después de la  
administración – Fecha y hora al inicio de la recolección de datos|

          Coeficiente de desintegración = LN (2.0) / Vida media (segundos) (LN: logaritmo natural en la base e)

10           Dosis de escaneo previo = {Dosis de radiación antes de la administración x Exp (- Coeficiente de desintegración x  
Tiempo de desintegración 1)} – {Dosis de radiación después de la administración x Exp (- Coeficiente de desintegración  
x Tiempo de desintegración 2)}.

15           En la etapa 508, se calcula la dosis de radiación administrada al sujeto bajo estrés (dosis bajo estrés). La información  
requerida para el cálculo también es la misma que cuando se calcula la dosis en reposo, y es la siguiente información.

- 20           - Una dosis de radiación medida antes de la administración de un agente radiofarmacéutico al sujeto (dosis de radiación  
antes de la administración)  
- La fecha y hora de medición de una dosis de radiación antes de la administración  
- La fecha y hora al inicio de la recolección de datos  
- Una dosis de radiación medida después de la administración del agente radiofarmacéutico al sujeto (dosis de radiación  
después de la administración)  
- La fecha y hora de medición de una dosis de radiación después de la administración  
- La vida media de un trazador contenido en el agente radiofarmacéutico

25           En el presente ejemplo, la información se ha recuperado en la etapa 320 y se ha almacenado en el archivo de condiciones  
de recolección 131. El sistema 100 puede recuperar así la información desde el archivo de condiciones de recolección  
131 en esta etapa.

30           El sistema 100 puede configurarse para calcular después una dosis bajo estrés de manera similar a esa en reposo, de  
acuerdo con las ecuaciones.

          Tiempo de desintegración 1 (segundos) = |Fecha y hora de medición de la dosis de radiación antes de la administración  
– Fecha y hora al inicio de la recolección de datos|

35           Tiempo de desintegración 2 (segundos) = |Fecha y hora de medición de la dosis de radiación después de la  
administración – Fecha y hora al inicio de la recolección de datos|

          Coeficiente de desintegración = LN (2.0) / Vida media (segundos) (LN: logaritmo natural en la base e)

40           Dosis bajo estrés = {Dosis de radiación antes de la administración x Exp (- Coeficiente de desintegración x Tiempo de  
desintegración 1)} – {Dosis de radiación después de la administración x Exp (- Coeficiente de desintegración x Tiempo  
de desintegración 2)}.

45           En la etapa 510, cada valor de píxel de los datos de escaneo previo 132 se multiplica por el siguiente factor de corrección  
para realizar la corrección de la dosis:

          Factor de corrección de la dosis para los datos de escaneo previo = Dosis en reposo / Dosis de escaneo previo.

50           En la etapa 512, cada valor de píxel de los datos de estrés 130 se multiplica por el siguiente factor de corrección para  
realizar la corrección de la dosis:

          Factor de corrección de la dosis para los datos de estrés = Dosis en reposo / Dosis bajo estrés.

55           En la etapa 514, cada valor de píxel de los datos de escaneo previo 132 después de la corrección de la dosis se multiplica  
por el siguiente factor de corrección para realizar la corrección del tiempo de recolección:

          Factor de corrección del tiempo de recolección = Tiempo de recolección de los datos de reposo / Tiempo de recolección  
de los datos de escaneo previo.

60           En el presente ejemplo, el tiempo de recolección de los datos de reposo y el tiempo de recolección de los datos de escaneo  
previo se han recuperado en la etapa 320 y se han almacenado en los archivos de condiciones de recolección 135 y 133,  
respectivamente. El sistema 100 puede configurarse, por lo tanto, para recuperar la información sobre el tiempo de  
recolección de los datos de reposo y el tiempo de recolección de los datos de escaneo previo desde estos archivos y para  
calcular un factor de corrección del tiempo de recolección para los datos de escaneo previo.

65

En la etapa 516, cada valor de píxel de los datos de estrés 130 después de la corrección de la dosis se multiplica por el siguiente factor de corrección para realizar la corrección del tiempo de recolección:

Factor de corrección del tiempo de recolección = Tiempo de recolección de los datos de reposo / Tiempo de recolección de los datos de estrés.

En el presente ejemplo, el tiempo de recolección de los datos de estrés se ha recuperado en la etapa 320 y se ha almacenado en el archivo de condiciones de recolección 131, y por lo tanto, el sistema 100 puede configurarse para recuperar la información requerida desde el archivo de condiciones de recolección 131 y para calcular el factor de corrección del tiempo recolección para los datos de estrés.

En la etapa 518, los datos de escaneo previo 132 después de la corrección de la dosis y la corrección del tiempo de recolección se usan para realizar la corrección de recuento de los datos de estrés 130 después de la corrección de la dosis y la corrección del tiempo de recolección. La corrección se realiza al sustraer, del valor de píxel de cada píxel de los datos de estrés 130 después de la corrección de la dosis (etapa 512) y la corrección del tiempo de recolección (etapa 516), el valor de píxel del píxel en una posición correspondiente en los datos de escaneo previo 132 después de la corrección. Al realizar la corrección de recuento, el efecto de un agente radiofarmacéutico administrado para la medición en reposo se elimina de los datos de estrés 130.

En la etapa 520, los datos de estrés 130 después de la corrección de recuento y los datos de reposo 134 se usan para calcular una tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio. La tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio de un píxel ij ( $IncMap_{ij}$ ) se determina a partir del valor de píxel de cada píxel en los datos de estrés 130 después de la corrección de recuento ( $Estrés_{ij}$ ) y el valor de píxel del píxel en una posición correspondiente en los datos de reposo 134 después de la corrección de recuento ( $Reposo_{ij}$ ) de acuerdo con la ecuación:

$$IncMap_{ij} [\%] = (Estrés_{ij} - Reposo_{ij}) / (Reposo_{ij}) \times 100.$$

Los datos de la tasa de aumento calculados pueden almacenarse como los datos de la tasa de aumento 140 en la unidad de almacenamiento masivo 106, por ejemplo (ver Figura 1). Los datos de la tasa de aumento 140 pueden ser datos de imágenes tridimensionales en los que el valor de píxel de cada píxel representa una tasa de aumento, por ejemplo. Cuando se realiza la etapa 340 en la Figura 3, los datos de la tasa de aumento pueden ser los datos de matriz bidimensional o un mapa polar bidimensional en el que el valor de píxel de cada píxel representa una tasa de aumento.

Al realizar la corrección de recuento en la etapa 518, el efecto de un agente radiofarmacéutico administrado en reposo se elimina de los datos de estrés 130. En consecuencia, el valor de píxel de cada píxel en los datos de estrés 130 refleja las funciones cardíacas bajo estrés de manera más correcta. El cálculo mediante el uso de tales datos permite determinar las tasas de aumento del flujo sanguíneo del miocardio de manera más correcta que en la técnica relacionada.

La etapa 522 indica el final del procesamiento.

La Figura 6 es un diagrama de flujo para explicar el procesamiento 600 que es una modalidad de la etapa 345 en la Figura 3 y es para el cálculo de una tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio. El procesamiento 600 se realiza cuando un protocolo de recolección de datos se identifica en la etapa 315 como el protocolo en el cual la medición bajo estrés se realiza antes de la medición en reposo. El procesamiento 600 se realiza cuando los datos de imágenes 130 y los datos 134 se someten a la conversión de SUV característica descrita en la presente solicitud y luego se calcula una tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio.

La etapa 602 indica el inicio del procesamiento. En la etapa 604, se calcula la dosis de radiación administrada a un sujeto en la medición bajo estrés (dosis bajo estrés). El método de cálculo de la dosis bajo estrés es el mismo que en la etapa 404 descrito para el procesamiento 400 en la Figura 4 y por lo tanto no se describe.

En la etapa 606, el valor de píxel de cada píxel en los datos de estrés 130 se convierte en un SUV. La conversión de SUV existente usa el peso corporal de un sujeto para la normalización. Por el contrario, la conversión de SUV de la presente modalidad se realiza de acuerdo con la ecuación 1.

[Ecuación 1]

$$SUV = \text{Concentración de radiactividad del tejido} / \text{Dosis de radiación administrada} / \text{Peso del miocardio}$$

Cada parámetro se describirá brevemente a continuación.

Concentración de radiactividad del tejido: el valor obtenido al multiplicar el valor de píxel de cada píxel en los datos de estrés 130 por un factor de calibración de becquerel (BCF). El BCF es un factor para convertir un valor de recuento de radiación en una radiodensidad (por ejemplo, Bq/ml). En el presente ejemplo, el BCF se ha recuperado en la etapa 320. En una modalidad en la que el valor de píxel de cada píxel en los datos de estrés 130 representa una concentración de

radiactividad del tejido, el valor de píxel no se multiplica por el BCF, sino que el propio valor de píxel puede usarse como la concentración de radiactividad del tejido.

5 Dosis de radiación administrada: en esta etapa, es una dosis de radiación administrada a un sujeto en la medición bajo estrés. En otras palabras, es la dosis bajo estrés determinada en la etapa 604.

10 Peso del miocardio: se calcula sobre la base de los datos del contorno del miocardio de los datos de estrés obtenidos en la etapa 335. Por ejemplo, el número de píxeles presentes entre la íntima y la adventicia del miocardio extraído puede multiplicarse por un factor de conversión de píxel-volumen para obtener un volumen del miocardio, y el volumen del miocardio puede multiplicarse por un factor de conversión de volumen del miocardio-peso del miocardio (factor de densidad) para obtener un peso del miocardio. El factor de densidad puede ser datos conocidos de la literatura y puede ser 1,05, por ejemplo. El peso del miocardio puede calcularse en la etapa 335 o en la presente etapa. En algunas modalidades, el algoritmo de cálculo del peso del miocardio puede instalarse en el programa de extracción de contorno/cálculo de volumen 124 o en el programa de cálculo de la tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio 120. El peso del miocardio calculado puede almacenarse en la unidad de memoria principal 102 o en la unidad de almacenamiento masivo 106. En algunas modalidades, el peso del miocardio puede almacenarse en un registro de la CPU 102.

20 Los datos de estrés después de la conversión del valor de píxel de cada píxel en un SUV pueden almacenarse como los datos de SUV de estrés 150 en la unidad de almacenamiento masivo 106, por ejemplo (ver Figura 1).

25 El BCF puede determinarse mediante un método conocido. Por ejemplo, puede tomarse una imagen de medicina nuclear de un vial (o una jeringa) que contiene un agente radiofarmacéutico que tiene una radiactividad total conocida, y el BCF puede calcularse de acuerdo con la siguiente ecuación:

$$\text{BCF} = \text{Radiactividad total corregida por desintegración (Bq)} / (\text{Recuento total de todos los cortes} / \text{Tiempo de recolección (segundos)})$$

30 Para determinar el BCF a partir de los datos obtenidos mediante el uso de un espectro cilíndrico, pueden usarse las siguientes ecuaciones:

Factor de volumen = Valor de recuento promedio por cortes / (Volumen de un solo píxel x Tiempo de recolección (segundos))

$$35 \quad \text{BCF} = \text{Radiactividad total corregida por desintegración (Bq)} / (\text{Volumen del espectro} \times \text{Factor de volumen})$$

40 En algunas modalidades, el BCF puede someterse a una corrección del tiempo de recolección. La corrección del tiempo de recolección puede realizarse al multiplicar {Volumen de un solo píxel [cm<sup>3</sup>] / Tiempo de recolección [seg]} por el BCF, por ejemplo.

45 En la etapa 608, se calcula la dosis de radiación administrada al sujeto en la medición en reposo (dosis en reposo). El método de cálculo de la dosis en reposo es el mismo que en la etapa 408 descrito para el procesamiento 400 en la Figura 4 y por lo tanto no se describe.

En la etapa 610, cada valor de píxel de los datos de escaneo previo 132 se multiplica por el siguiente factor de corrección para realizar la corrección del tiempo de recolección:

$$\text{Factor de corrección del tiempo de recolección} = \text{Tiempo de recolección de los datos de estrés} / \text{Tiempo de recolección de los datos de escaneo previo.}$$

50 En el presente ejemplo, el tiempo de recolección de los datos de reposo y el tiempo de recolección de los datos de escaneo previo se han recuperado en la etapa 320 y se han almacenado en los archivos de condiciones de recolección 135 y 133, respectivamente. El sistema 100 puede configurarse, por lo tanto, para recuperar la información sobre el tiempo de recolección de los datos de reposo y el tiempo de recolección de los datos de escaneo previo desde estos archivos y para calcular el factor de corrección del tiempo de recolección.

60 En la etapa 612, cada valor de píxel de los datos de escaneo previo 132 después de la corrección del tiempo de recolección se multiplica por el factor de corrección de desintegración determinado de la siguiente manera para realizar la corrección de desintegración:

$$\text{Tiempo de desintegración (segundos)} = \text{Fecha y hora al inicio de la recolección de los datos de escaneo previo} - \text{Fecha y hora al inicio de la recolección de los datos de reposo,}$$

$$\text{Coeficiente de desintegración} = \text{LN (2.0)} / \text{Vida media (segundos) del trazador (LN: logaritmo natural en la base e),}$$

$$\text{Factor de corrección de desintegración} = \text{Exp (Coeficiente de desintegración} \times \text{Tiempo de desintegración).}$$

5 En la etapa 614, los datos de escaneo previo 132 después de la corrección del tiempo de recolección y la corrección de desintegración se usan para realizar la corrección de recuento de los datos de reposo 134. La corrección se realiza al sustraer, del valor de píxel de cada píxel de los datos de reposo 134, el valor de píxel del píxel en una posición correspondiente en los datos de escaneo previo 132 después de la corrección. Al realizar la corrección de recuento, el efecto de un agente radiofarmacéutico administrado bajo estrés se elimina de los datos de reposo 134.

10 En la etapa 616, el valor de píxel de cada píxel en los datos de reposo 134 después de la corrección de recuento se convierte en un SUV. La ecuación de conversión es la misma que la ecuación 1 descrita anteriormente. Sin embargo, la "concentración de radiactividad del tejido" en la ecuación es el valor de píxel en los datos de reposo 134 y se obtiene al multiplicar el valor de píxel después de la corrección de recuento descrita en la etapa 614 por el BCF descrito anteriormente. En la ecuación, la "dosis de radiación administrada" es la dosis en reposo determinada en la etapa 608. En la ecuación, el "peso del miocardio" se calcula sobre la base de los datos del contorno del miocardio de los datos de reposo (por ejemplo, los datos obtenidos en la etapa 335).

15 Los datos de reposo después de la conversión del valor de píxel de cada píxel en un SUV pueden almacenarse como los datos de SUV de reposo 152 en la unidad de almacenamiento masivo 106, por ejemplo (ver Figura 1).

20 En la etapa 618, los datos de SUV de estrés 150 y los datos de SUV de reposo 152 se usan para calcular una tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio. La tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio de un píxel  $ij$  ( $IncMap_{ij}$ ) se determina a partir del valor de píxel de cada píxel en los datos de SUV de estrés 150 ( $Estrés\_SUV_{ij}$ ) y el valor de píxel del píxel en una posición correspondiente en los datos de SUV de reposo 152 ( $Reposo\_SUV_{ij}$ ) de acuerdo con la ecuación:

25 
$$IncMap_{ij} [\%] = (Estrés\_SUV_{ij} - Reposo\_SUV_{ij}) / (Reposo\_SUV_{ij}) \times 100.$$

30 Los datos de la tasa de aumento calculados pueden almacenarse como los datos de la tasa de aumento 140 en la unidad de almacenamiento masivo 106, por ejemplo (ver Figura 1). Los datos de la tasa de aumento 140 pueden ser datos de imágenes tridimensionales en los que el valor de píxel de cada píxel representa una tasa de aumento, por ejemplo. Cuando se realiza la etapa 340 en la Figura 3, los datos de la tasa de aumento pueden ser los datos de matriz bidimensional o un mapa polar bidimensional en el que el valor de píxel de cada píxel representa una tasa de aumento.

35 En el presente ejemplo, el peso del miocardio en el que se acumula un trazador se usa como un estándar para normalizar los datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio. El valor normalizado refleja así las condiciones reales de las funciones cardíacas de manera más correcta que en la técnica relacionada. Tales valores normalizados se usan para calcular las tasas de aumento del flujo sanguíneo del miocardio y, por lo tanto, la equivalencia de las tasas de aumento del flujo sanguíneo del miocardio se mejora en comparación con la técnica relacionada. En otras palabras, la presente técnica facilita la comparación con los resultados de exámenes anteriores o la comparación con los resultados de exámenes de otro sujeto. En algunas modalidades, el volumen del miocardio puede usarse para realizar la normalización en lugar del peso del miocardio. Alternativamente, puede usarse otro índice con relación al tamaño del corazón para realizar la normalización.

40 Al realizar la corrección de recuento en la etapa 614, el efecto de un agente radiofarmacéutico administrado bajo estrés se elimina de los datos de reposo 134. En consecuencia, el valor de píxel de cada píxel en los datos de reposo 134 refleja las funciones cardíacas en reposo de manera más correcta. El cálculo mediante el uso de tales datos permite determinar los SUV y las tasas de aumento del flujo sanguíneo del miocardio de manera más correcta que en la técnica relacionada.

La etapa 620 indica el final del procesamiento.

50 La Figura 7 es un diagrama de flujo para explicar el procesamiento 700 que es una modalidad de la etapa 345 en la Figura 3 y es para el cálculo de una tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio. El procesamiento 700 se realiza cuando un protocolo de recolección de datos se identifica en la etapa 315 como el protocolo en el cual la medición en reposo se realiza antes de la medición bajo estrés. El procesamiento 700 se realiza cuando los datos de imágenes 130 y los datos de imágenes 134 se someten a la conversión de SUV característica descrita en la presente solicitud y luego se calcula una tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio.

55 La etapa 702 indica el inicio del procesamiento. En la etapa 704, se calcula la dosis de radiación administrada a un sujeto en la medición en reposo (dosis en reposo). El método de cálculo de la dosis en reposo es el mismo que en la etapa 408 descrito para el procesamiento 400 en la Figura 4 y por lo tanto no se describe.

60 En la etapa 706, el valor de píxel de cada píxel en los datos de reposo 130 se convierte en un SUV. La ecuación de conversión es la misma que la ecuación 1 descrita en la sección de la etapa 606. Sin embargo, la "concentración de radiactividad del tejido" en la ecuación se obtiene al multiplicar el valor de píxel en los datos de reposo 134 por el BCF. En la ecuación, la "dosis de radiación administrada" es la dosis en reposo determinada en la etapa 704. En la ecuación, el "peso del miocardio" se calcula sobre la base de los datos del contorno del miocardio de los datos de reposo.

65

Los datos de reposo después de la conversión del valor de píxel de cada píxel en un SUV pueden almacenarse como los datos de SUV de reposo 152 en la unidad de almacenamiento masivo 106, por ejemplo (ver Figura 1).

5 En la etapa 708, se calcula la dosis de radiación administrada a un sujeto en la medición bajo estrés (dosis bajo estrés). El método de cálculo de la dosis bajo estrés es el mismo que en la etapa 404 descrito para el procesamiento 400 en la Figura 4 y por lo tanto no se describe.

10 En la etapa 710, cada valor de píxel de los datos de escaneo previo 132 se multiplica por el siguiente factor de corrección para realizar la corrección del tiempo de recolección:

$$\text{Factor de corrección del tiempo de recolección} = \frac{\text{Tiempo de recolección de los datos de estrés}}{\text{Tiempo de recolección de los datos de escaneo previo}}$$

15 En el presente ejemplo, el tiempo de recolección de los datos de estrés y el tiempo de recolección de los datos de escaneo previo se han recuperado en la etapa 320 y se han almacenado en los archivos de condiciones de recolección 131 y 133, respectivamente. El sistema 100 puede configurarse, por lo tanto, para recuperar la información sobre el tiempo de recolección de los datos de estrés y el tiempo de recolección de los datos de escaneo previo desde estos archivos y para calcular el factor de corrección del tiempo de recolección mencionado anteriormente.

20 En la etapa 712, cada valor de píxel de los datos de escaneo previo 132 después de la corrección del tiempo de recolección se multiplica por el factor de corrección de desintegración determinado de la siguiente manera para realizar la corrección de desintegración:

$$\text{Tiempo de desintegración (segundos)} = \text{Fecha y hora al inicio de la recolección de los datos de escaneo previo} - \text{Fecha y hora al inicio de la recolección de los datos de estrés},$$

$$\text{Coeficiente de desintegración} = \text{LN}(2.0) / \text{Vida media (segundos) del trazador (LN: logaritmo natural en la base e)},$$

30 y

$$\text{Factor de corrección de desintegración} = \text{Exp}(\text{Coeficiente de desintegración} \times \text{Tiempo de desintegración})$$

35 En la etapa 714, los datos de escaneo previo 132 después de la corrección del tiempo de recolección y la corrección de desintegración se usan para realizar la corrección de recuento de los datos de estrés 130. La corrección se realiza al sustraer, del valor de píxel de cada píxel de los datos de estrés 130, el valor de píxel del píxel en una posición correspondiente en los datos de escaneo previo 132 después de la corrección. Al realizar la corrección de recuento, el efecto de un agente radiofarmacéutico administrado en la medición en reposo se elimina de los datos de estrés 130.

40 En la etapa 716, el valor de píxel de cada píxel en los datos de estrés 130 después de la corrección de recuento se convierte en un SUV. La ecuación de conversión es la misma que la ecuación 1 anterior. Sin embargo, la "concentración de radiactividad del tejido" en la ecuación es el valor de píxel en los datos de estrés 130 y se obtiene al multiplicar el valor de píxel después de la corrección de recuento descrita en la etapa 714 por el BCF descrito anteriormente. En la ecuación, la "dosis de radiación administrada" es la dosis bajo estrés determinada en la etapa 708. En la ecuación, el "peso del miocardio" se calcula sobre la base de los datos del contorno del miocardio de los datos de estrés como se describe en la etapa 606.

Los datos de estrés después de la conversión del valor de píxel de cada píxel en un SUV pueden almacenarse como los datos de SUV de estrés 152 en la unidad de almacenamiento masivo 106, por ejemplo (ver Figura 1).

50 En la etapa 718, los datos de SUV de estrés 150 y los datos de SUV de reposo 152 se usan para calcular una tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio. El procesamiento en esta etapa es el mismo que en la etapa 618, y por lo tanto no se describe.

55 En el presente ejemplo, el peso o el volumen del miocardio en el que se acumula un trazador se usa como un estándar para normalizar los datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio. El valor normalizado refleja así las condiciones reales de las funciones cardíacas de manera más correcta que en la técnica relacionada. Tales valores normalizados se usan para calcular las tasas de aumento del flujo sanguíneo del miocardio y, por lo tanto, la equivalencia de las tasas de aumento del flujo sanguíneo del miocardio se mejora en comparación con la técnica relacionada. En otras palabras, la presente técnica facilita la comparación con los resultados de exámenes anteriores o la comparación con los resultados de exámenes de otro sujeto.

60 Al realizar la corrección de recuento en la etapa 714, el efecto de un agente radiofarmacéutico administrado en la medición en reposo se elimina de los datos de estrés 130. En consecuencia, el valor de píxel de cada píxel en los datos de estrés 130 refleja las funciones cardíacas bajo estrés de manera más correcta. El cálculo mediante el uso de tales datos permite determinar los SUV y las tasas de aumento del flujo sanguíneo del miocardio de manera más correcta que en la técnica relacionada.

La etapa 720 indica el final del procesamiento.

Las modalidades de la etapa 345 se han descrito en la Figura 3.

En cada modalidad, los datos obtenidos a partir de la medición realizada posteriormente entre la medición bajo estrés y la medición en reposo se corrigen por los datos obtenidos a través del escaneo previo. Esto corrige el efecto de la radiactividad que se ha administrado en la medición anterior, que permanece en los datos obtenidos a través de la medición realizada posteriormente. Esta corrección mejora la validez de los datos y aumenta la confiabilidad de la tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio que va a calcularse. Esta técnica puede acortar notablemente el intervalo de tiempo requerido entre la medición bajo estrés y la medición en reposo en comparación con la técnica relacionada, y puede reducir la carga de medición tanto en un operador como en un sujeto.

En la modalidad ejemplificada en el procesamiento 600 o el procesamiento 700, los valores de píxeles de los datos de imágenes de medicina nuclear se convierten en SUV mediante el uso del peso del miocardio, que es la normalización en una suposición más apropiada para la acumulación de un trazador que en la técnica relacionada, lo que resulta en una mejor validez o confiabilidad cuando se comparan segmentos de datos entre diferentes fechas y horas de medición o entre diferentes sujetos.

El diagrama de flujo en la Figura 3 se describirá de nuevo. En la etapa 350, se muestra el resultado del cálculo de la tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio. La visualización puede hacerse de varias maneras. Por ejemplo, cuando los datos de la tasa de aumento 140 que almacenan los resultados son los datos de imágenes tridimensionales en los que el valor de píxel de cada píxel representa una tasa de aumento, las tasas de aumento del flujo sanguíneo del miocardio calculadas pueden mostrarse como diferencias en el brillo o el tono de color donde los tomogramas de eje corto se muestran uno al lado del otro. Tal forma de visualización permite la observación detallada de cómo cambia la tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio en las posiciones de corte respectivas.

Por ejemplo, cuando los datos de la tasa de aumento 140 que almacenan los resultados son datos de matriz bidimensional o un mapa polar bidimensional en el que el valor de píxel de cada píxel representa una tasa de aumento, el resultado puede mostrarse como la matriz bidimensional o el mapa polar bidimensional sin ningún procesamiento. La variación de la tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio con las posiciones puede observarse fácilmente en un solo gráfico. En algunas modalidades, los datos de la tasa de aumento 140 pueden mostrarse junto con los datos de estrés 130 o los datos de reposo 134 convertidos en datos de matriz bidimensional o un mapa polar bidimensional. Alternativamente, los datos de la tasa de aumento 140 pueden mostrarse junto con los datos de SUV de estrés 150 o los datos de SUV de reposo 152 convertidos en datos de matriz bidimensional o en un mapa polar bidimensional. En tal caso, la disposición de los mapas en el orden de un mapa en reposo, un mapa bajo estrés y un mapa de la tasa de aumento facilita la observación de las tasas de aumento bajo estrés, lo cual es ventajoso.

La invención de la presente solicitud se ha descrito específicamente con referencia a ejemplos preferidos. La descripción y los dibujos adjuntos no pretenden limitar el alcance de la invención de la presente solicitud, sino que están destinados a satisfacer los requisitos de la ley. Las modalidades de la invención de la presente solicitud incluyen diversas variaciones además de las modalidades ejemplificadas anteriormente. Por ejemplo, varios valores numéricos mostrados en la descripción o los dibujos son valores ilustrativos y no pretenden limitar el alcance de la invención. Las características individuales incluidas en los diversos ejemplos que se han descrito en la descripción o los dibujos no se limitan al uso con ejemplos en los que se explica explícitamente que estas características se incluyen, sino que pueden usarse en combinación con otros ejemplos que se han descrito en la presente descripción o varios ejemplos específicos que no se han descrito. En particular, los procesos presentados en los diagramas de flujo no necesariamente tienen que realizarse en el orden descrito. De acuerdo con la preferencia de un ejecutor, los procesos pueden realizarse en un orden cambiado o en paralelo, o como una pluralidad de bloques implementados integralmente, o en un lazo, según corresponda. Estas variaciones se incluyen todas en el alcance de la invención descrito en la presente solicitud. La forma de implementar los procesos no limita el alcance de la invención. El orden de la descripción de los procesos definidos en las reivindicaciones no especifica necesariamente el orden obligatorio de los procesos. Por ejemplo, una modalidad que especifica un orden diferente de los procesos y una modalidad que ejecuta los procesos en un lazo también se incluyen en el alcance de la invención de acuerdo con las reivindicaciones.

Por ejemplo, una modalidad del programa de cálculo de la tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio 120 puede incluir un solo programa, un grupo de programas que incluyen una pluralidad de programas independientes, y un programa integrado con la totalidad o parte del programa de alineación 122 o el programa de extracción de contorno/cálculo de volumen 124. Un programa puede instalarse de diversas maneras, que se conocen bien, y todas las diversas maneras se incluyen en el alcance de la invención descrita en la presente solicitud.

Debe señalarse que los nuevos SUV descritos en la presente solicitud no son únicamente para obtener tasas de aumento del flujo sanguíneo del miocardio como se describe en la presente solicitud. El nuevo SUV descrito en la presente solicitud se caracteriza mediante el uso del peso o el volumen de un miocardio para la normalización, y por lo tanto, el SUV de la presente solicitud puede usarse en todos los campos en los que la normalización es apropiada, tales como varios exámenes de medicina nuclear del corazón.

**REIVINDICACIONES**

1. Un método para procesar datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio para determinar una tasa de aumento del flujo sanguíneo bajo estrés con relación al reposo, que comprende:
- 5 almacenar al menos parte de los primeros datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio (130; 134) recolectados anteriormente y correspondientes a uno de los datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio (134) recolectados en reposo y los datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio (130) recolectados bajo estrés;
- 10 almacenar al menos parte de los segundos datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio (132) recolectados entre la recolección de los primeros y terceros datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio (130; 134) y sin la administración de un agente radiofarmacéutico;
- 15 almacenar al menos parte de los terceros datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio (130; 134) recolectados posteriormente y correspondientes a los otros datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio (134) recolectados en reposo y los datos de imágenes de medicina nuclear de miocardio (130) recolectados bajo estrés;
- 20 corregir al menos parte de los terceros datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio (130; 134) mediante el uso de al menos parte de los segundos datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio (132) para eliminar un efecto de los primeros datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio (130; 134) restante en los terceros datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio (130; 134); y
- determinar (300) la tasa de aumento del flujo sanguíneo mediante el uso de al menos parte de los primeros datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio (130; 134) y al menos parte de los terceros datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio (130; 134) después de la corrección.
- 25 2. El método de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende además:
- operar el aparato (100) como un primer medio para almacenar un parámetro del corazón que sirve como un valor con relación al tamaño de un corazón y como un segundo medio para almacenar una dosis de radiación administrada;
- 30 convertir los valores de píxeles de al menos parte de los píxeles de los datos de imágenes mediante el uso de los valores almacenados en el primer medio y el segundo medio en valores de captación estandarizados (SUV) de acuerdo con la siguiente ecuación, y almacenar los SUV:
- $$\text{SUV} = \text{Concentración de radiactividad del tejido} / (\text{Dosis de radiación administrada} / \text{Valor basado en el parámetro del corazón});$$
- 35 y
- determinar la tasa de aumento del flujo sanguíneo mediante el uso de al menos parte de los SUV.
- 40 3. El método de acuerdo con la reivindicación 2, en donde el parámetro del corazón es un peso del miocardio, y el valor basado en el parámetro del corazón también es un peso del miocardio.
4. El método de acuerdo con la reivindicación 2, en donde el parámetro del corazón es un volumen del miocardio, y el valor basado en el parámetro del corazón es un peso del miocardio calculado al multiplicar el volumen del miocardio por un factor de conversión.
- 45 5. El método de acuerdo con la reivindicación 2, en donde la concentración de radiactividad del tejido es un valor obtenido al multiplicar el valor de píxel por un factor de calibración de becquerel (BCF).
- 50 6. El método de acuerdo con la reivindicación 5, en donde el factor de calibración de becquerel se somete a la corrección del tiempo de recolección.
7. El método de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende además:
- 55 convertir los primeros a los terceros datos de imágenes de medicina nuclear del miocardio (130, 132, 134) en datos de matriz bidimensional o mapas polares y calcular la tasa de aumento del flujo sanguíneo del miocardio mediante el uso de los datos después de la conversión.
8. Un programa informático que comprende:
- 60 una instrucción de programa configurada para hacer que un aparato (100) realice el método como se reivindicó en cualquiera de las reivindicaciones 1 a la 7 cuando el programa informático se ejecuta mediante medios de procesamiento en el aparato.
9. Un aparato (100) que comprende:
- 65 los medios de procesamiento (102); y  
los medios de memoria (104, 106),

los medios de memoria que almacenan una instrucción de programa,  
la instrucción de programa que se configura para realizar el método como se reivindicó en cualquiera de las reivindicaciones 1 a la 7 cuando la instrucción de programa se ejecuta por los medios de procesamiento.

5

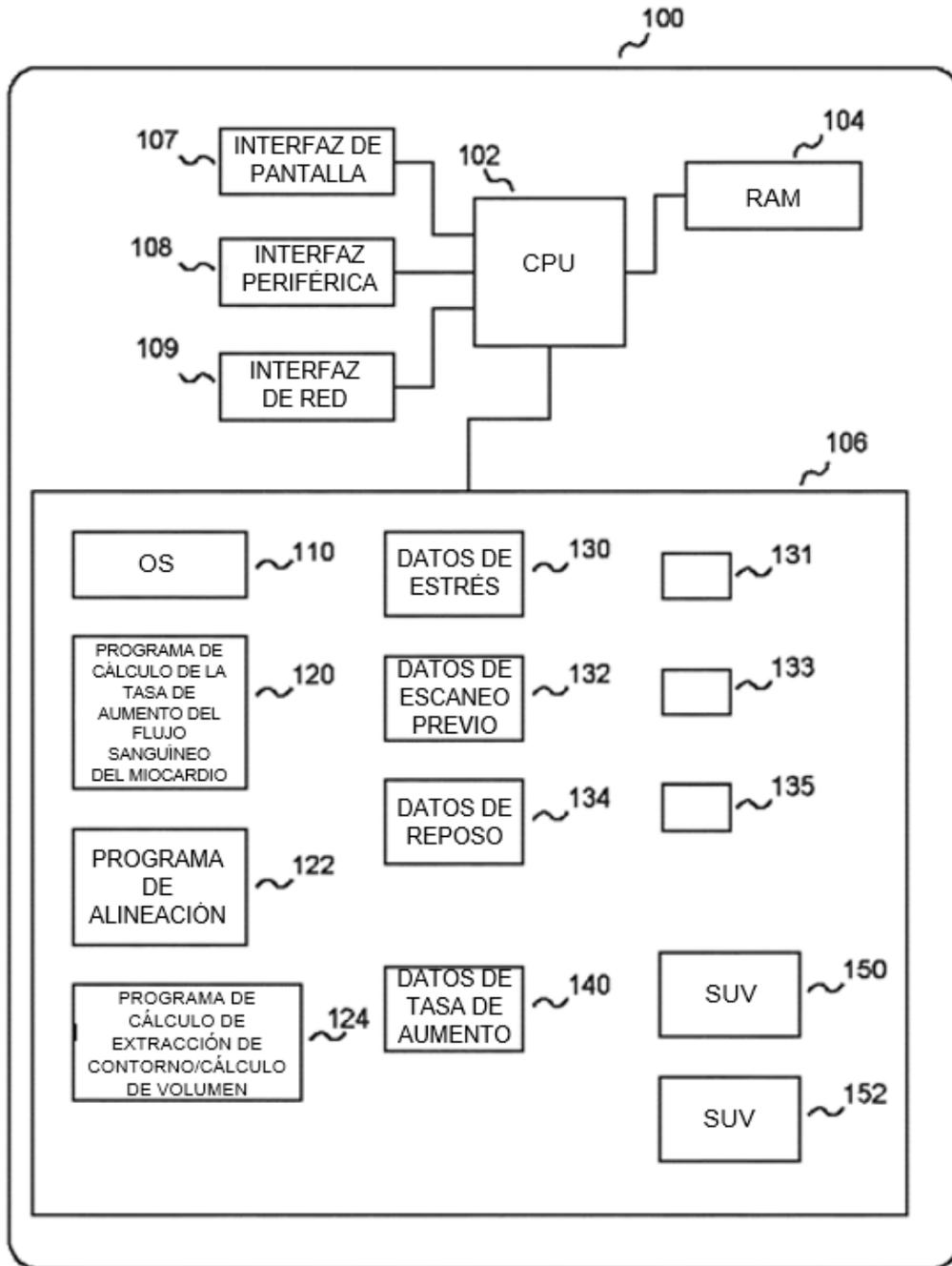


Figura 1

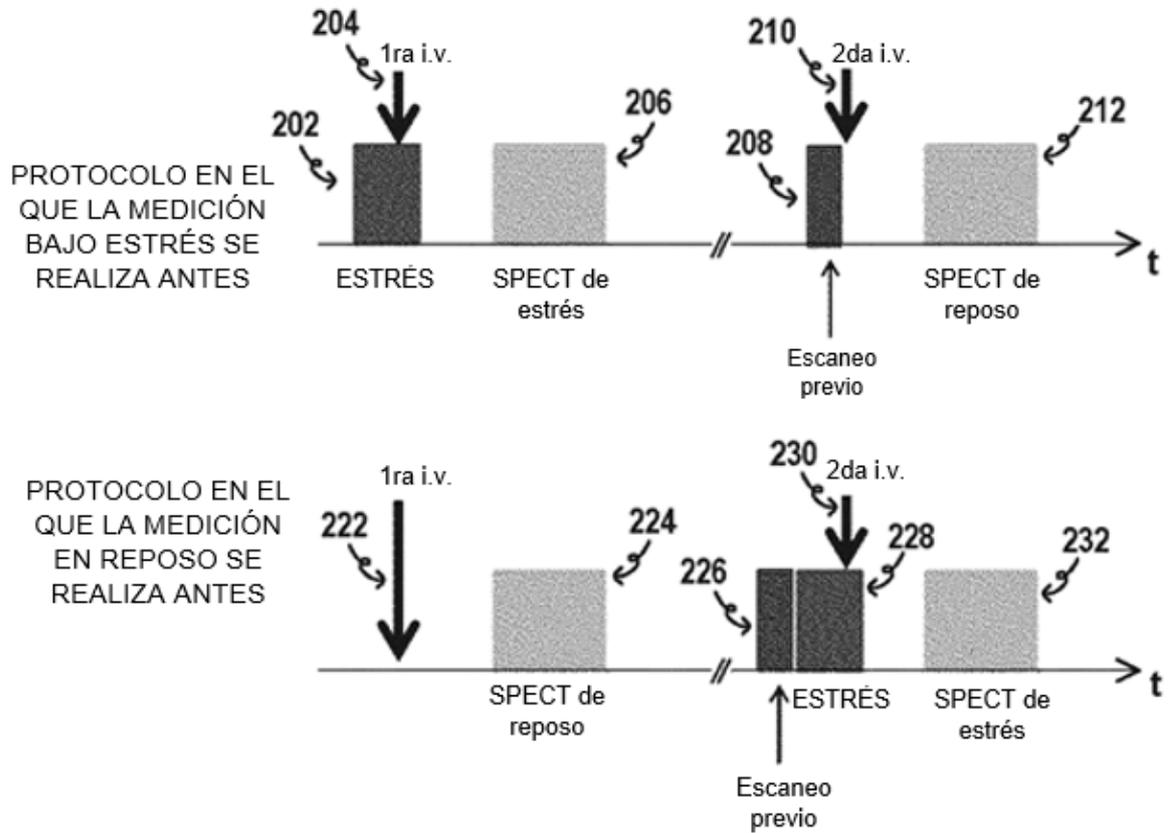


Figura 2

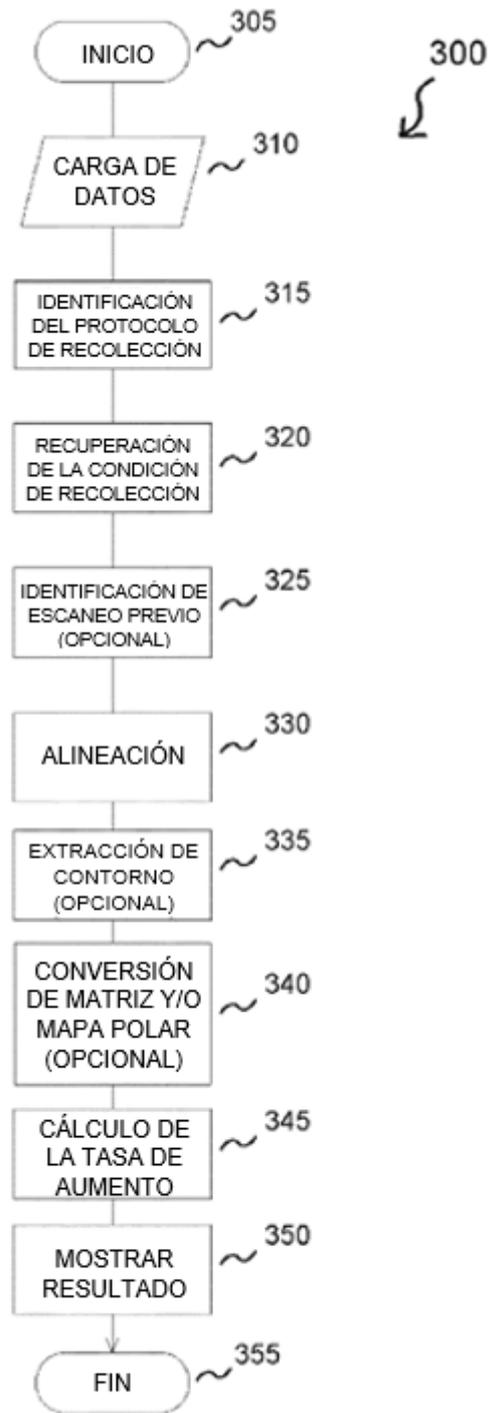


Figura 3

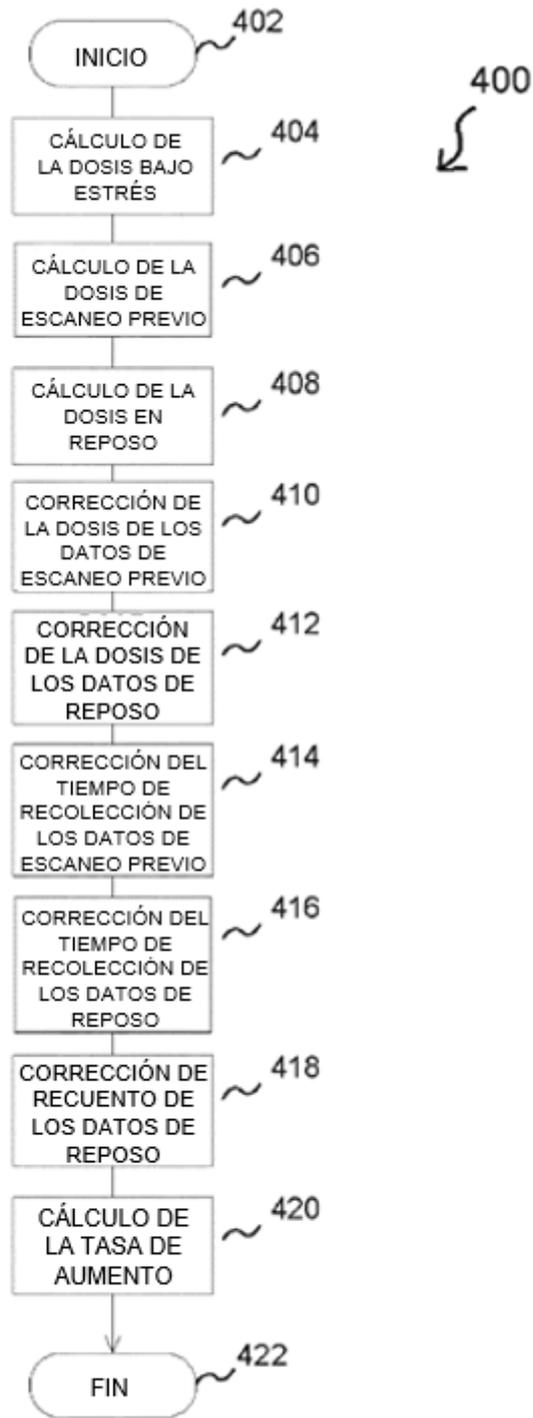


Figura 4

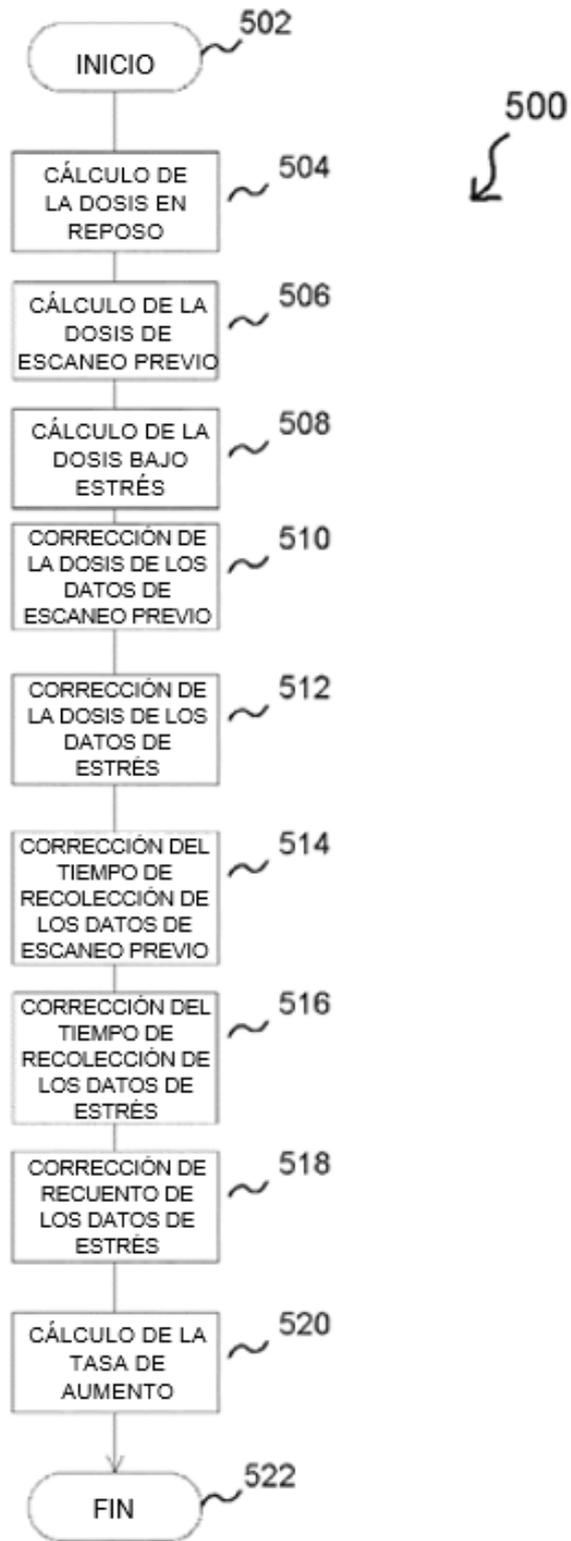


Figura 5

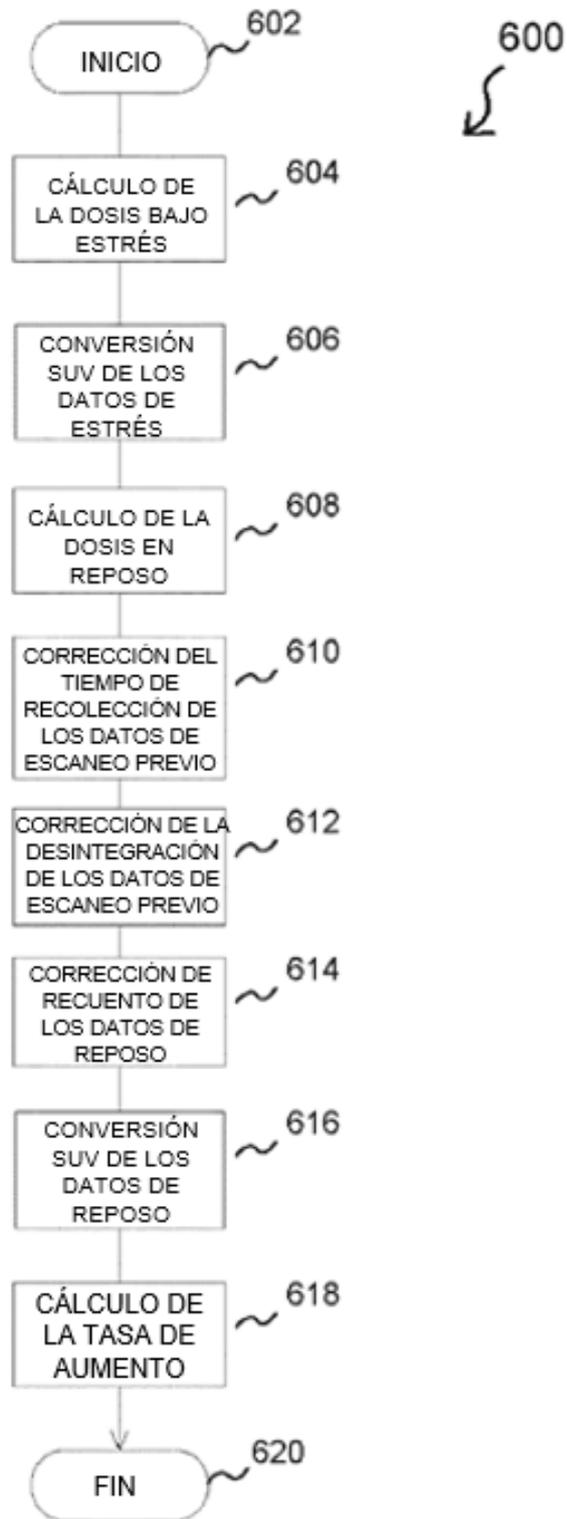


Figura 6

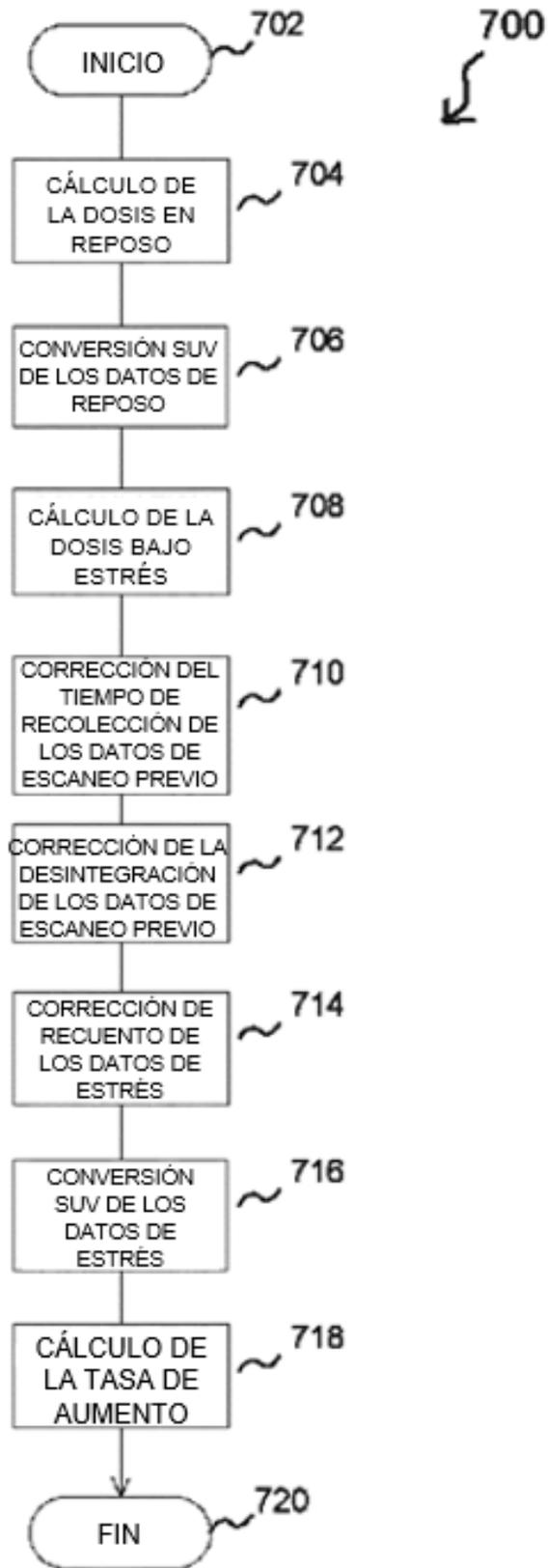


Figura 7