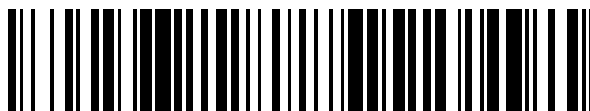


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 708 100**

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: **01.03.2017** **E 17158686 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **09.01.2019** **EP 3254624**

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

30 Prioridad:

08.06.2016 JP 2016114251

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

08.04.2019

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 2 708 100 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 la imagen de medicina nuclear de miocardio

5 Campo de la invención

La presente solicitud se refiere a un método para analizar datos de imagen de medicina nuclear miocárdica y a un aparato para analizar datos de imagen de medicina nuclear de miocardio.

10 Descripción de la técnica relacionada

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, 15 baja invasividad y ninguna carga en las funciones renales.

La imagen primaria obtenida de la medición de la medicina nuclear se prepara mediante imágenes de los valores de recuento de radiación o concentraciones de radioactividad del tejido. Los píxeles correspondientes a la posición en la que se acumula en gran medida un trazador tienen un gran valor de píxeles y se muestran de forma brillante. Sin embargo, el valor del recuento de radiación o la concentración de radioactividad del tejido se ven afectados 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 hecho 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 fórmula: 20

$$\text{SUV} = \text{concentración de radioactividad del tejido} / \{\text{dosis de radiación administrada} / \text{masa corporal del sujeto}\}.$$

En otras palabras, el SUV se calcula mediante la normalización de la concentración de radioactividad del tejido mediante la dosis de radiación administrada por masa corporal. En lugar de una masa corporal simple, en algunos casos se utiliza una masa corporal magra (Literatura diferente a patente 1). 30

[Documentos de la técnica relacionados]

35 [Literatura diferente a patente]

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

[Literatura diferente a patente 2] Stephan Nekolla ET AL: "The effect of different normalizations for the quantification of myocardial F-18 FDG uptake", J Nucl Med, vol. 56, 1 de mayo de 2015 (2015-05-01), XP055397666 divulga utilización de LBM (masa corporal magra) y BSA (área superficial del cuerpo) para calcular SUV para formación de imágenes PET utilizando F-18 FDG. 45

[Literatura de patentes]

El documento JP 5754718 divulga la utilización uso de "contenido de mineral óseo" y "densidad mineral ósea" para obtener datos de imagen de medicina nuclear normalizados adquiridos utilizando un agente de diagnóstico de enfermedad ósea. 50

Resumen de la invención

El SUV existente se determina en el supuesto de que un trazador se distribuye uniformemente en todo el cuerpo o músculo. En el caso del examen de la medicina nuclear del corazón, un trazador 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. 55

Una realización de la invención descrita en la presente solicitud pretende normalizar los datos de imagen obtenidos a partir de la medición de medicina nuclear miocárdica, utilizando un valor relacionado con el tamaño del corazón. 60

En una realización preferida, el valor de píxel de cada píxel de los datos de imagen de medicina nuclear miocárdica se convierte en un SUV representado por la siguiente fórmula:

65
$$\text{SUV} = \text{concentración de radioactividad tisular} / (\text{dosis de radiación administrada} / \text{valor relacionado con el tamaño del corazón}).$$

5 La invención utiliza un valor relacionado con el tamaño del corazón en el que se acumula un trazador, como un estándar de normalización para normalizar los datos de imagen de la medicina nuclear del miocardio. El estándar de normalización refleja así las condiciones reales de una función cardíaca más correctamente que en la técnica relacionada. Esto mejora la validez de un valor normalizado en comparación con la técnica relacionada y permite una evaluación de imagen más apropiada que nunca.

10 En la invención, el “valor relacionado con el 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 de miocardio por un factor de densidad, por ejemplo.

15 En la invención, la “concentración de radioactividad del tejido” puede ser un valor obtenido al multiplicar un valor de píxel de los datos de imagen de la 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 radioactividad (por ejemplo, Bq/ml). El BCF se puede determinar por un método conocido. Por ejemplo, se puede tomar una imagen de medicina nuclear de un vial (o una jeringa) que contiene un agente radiofarmacéutico que tiene una radioactividad total conocida, y el BCF se puede calcular de acuerdo con la siguiente fórmula:

20
$$BFC = \text{Radioactividad total con corrección de deterioro (Bq)} / (\text{Recuento total de todos los cortes/tiempo de recolección (segundos)})$$

Para determinar el BCF a partir de los datos obtenidos utilizando un espectro cilíndrico, se pueden utilizar las siguientes fórmulas:

25
$$\text{Factor de volumen} = \text{Valor de recuento promedio por corte} / (\text{Volumen de un solo píxel} \times \text{Tiempo de recolección (segundos)})$$

$$BCF = \text{Radioactividad total con corrección de deterioro (Bq)} / (\text{Volumen de espectro} \times \text{Factor de volumen})$$

30 En algunas realizaciones, el BCF puede someterse a una corrección de tiempo de recolección. La corrección de tiempo de recolección se puede realizar multiplicando $\{\text{Volumen de un solo píxel [cm}^3\} / \text{Tiempo de recolección [seg]}\}$ por BCF, por ejemplo.

35 En algunos datos de imagen de la medicina nuclear del miocardio, cada valor de píxel en sí puede representar una concentración de radioactividad. No hace falta decir que no se necesita un BCF en tal caso.

40 Una realización de la invención incluye el siguiente método. El método es para procesar datos de imagen de medicina nuclear miocárdica y se realiza a través de la ejecución de una instrucción de programa por medios de procesamiento en un aparato.

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

45 Este método también incluye la conversión de valores de píxeles de al menos parte de los píxeles de los datos de imagen utilizando los valores almacenados en los primeros medios y los segundos medios en SUV de acuerdo con la siguiente fórmula, y el almacenamiento de los SUV:

50
$$\text{SUV} = \text{Concentración de radioactividad del tejido} / (\text{Dosis de radiación Administrada} / \text{Valor en función del parámetro cardíaco})$$

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

55 En algunas realizaciones, el parámetro del corazón es un volumen miocárdico, y el valor basado en el parámetro del corazón es un peso del miocardio calculado multiplicando el volumen del miocardio por un factor de conversión.

60 Una realización 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.

65 Otra realización 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 está configurada para realizar el método descrito anteriormente cuando la instrucción de programa es ejecutada por los medios de procesamiento.

Algunas realizaciones de la invención de la presente solicitud que se piensa que se prefieren ahora están especificadas por las reivindicaciones adjuntas. Sin embargo, las configuraciones especificadas por estas reivindicaciones no necesariamente abarcan completamente todo el nuevo espíritu técnico descrito en la descripción y los dibujos de la presente solicitud. Debe observarse que el solicitante reivindica el derecho a la patente de todo el nuevo espíritu técnico divulgado en la descripción y los dibujos de la presente solicitud, independientemente de si la técnica se describe en las presentes reivindicaciones.

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; y

La figura 2 es un diagrama de flujo para explicar un ejemplo preferido de procesamiento de conversión de SUV para imágenes de medicina nuclear miocárdica.

Descripción detallada de las realizaciones preferidas

Las realizaciones preferidas del espíritu técnico divulgado 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 104 de memoria principal, una unidad 106 de almacenamiento masivo, una interfaz 107 de pantalla, una interfaz 108 periférica y una Interfaz 109 de red, por ejemplo. Del mismo modo a los ordenadores convencionales, la unidad 104 de memoria principal puede ser una memoria de acceso aleatorio de alta velocidad (RAM), y la unidad 106 de almacenamiento masivo puede ser un disco duro o SSD económico de gran capacidad. El sistema 100 puede estar conectado a una pantalla para mostrar información a través de la interfaz 107 de pantalla. El sistema 100 también puede conectarse a interfaces de usuario, como un teclado, un mouse y un panel táctil, a través de la interfaz 108 periférica. La interfaz 109 de red se puede utilizar para conectar el sistema a otros ordenadores e Internet a través de una red.

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

El programa 124 de extracción de contorno/cálculo de volumen incluye instrucciones para extraer el contorno del miocardio. Se conocen algunos algoritmos y software para la extracción del contorno del miocardio, y tal algoritmo es divulgado por el presente solicitante en la Publicación Internacional PCT (WO2013/047496A1), por ejemplo. Además, QGS de Cedras-Sinai Medical Center, 4D-MSPECT de University of Michigan y pFAST de Sapporo Medical University también se divulgan como el algoritmo o software para la extracción del contorno del miocardio. Las instrucciones del programa incluidas en el programa 124 de extracción de contorno/cálculo de volumen pueden configurarse para extraer el contorno del miocardio usando un algoritmo o software de este tipo y para calcular el volumen del miocardio extraído. Una realización de la invención descrita en la presente solicitud puede operarse junto con varios algoritmos de extracción de contorno miocárdico, pero el algoritmo divulgado en el documento WO2013/047496A1 se usa preferiblemente para extraer el contorno miocárdico porque el algoritmo tiene una alta precisión de extracción.

La unidad 106 de almacenamiento masivo puede almacenar además datos 130 de imagen tridimensionales de medicina nuclear. Dichos datos de imagen de medicina nuclear deben ser analizados u operados por los programas 120 y 124. La unidad 106 de almacenamiento masivo también puede almacenar un archivo 131 de condiciones de recolección que almacena varias condiciones de recolección de datos relacionadas con los datos de imagen de medicina nuclear. La unidad 106 de almacenamiento masivo puede almacenar además los datos 150 de SUV preparados mediante la conversión de los datos 130 de imagen de medicina nuclear mediante el programa 120 de conversión de SUV.

El sistema 100 también puede incluir componentes típicos incluidos en un sistema informático común, como una fuente de alimentación y un enfriador, además de las unidades ilustradas en la figura 1. Las formas de realización conocidas del sistema informático pueden incluir varias formas que utilizan diversas técnicas, como la distribución, redundancia y virtualización de unidades de memoria, el uso de varias CPU, la virtualización de la CPU, el uso de un procesador específico del procesamiento, como un DSP, y una combinación de hardware Para el procesamiento particular realizado por una CPU. La invención divulgada 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 divulgado en la presente descripción se puede incorporar típicamente como (1) un programa que incluye instrucciones configuradas para provocar que un aparato o un sistema que incluye medios de procesamiento realicen varios tipos de

procesamiento descritos en la presente descripción cuando el programa es ejecutado por el medio 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 sistema que incluya 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.

Cabe señalar que los datos 130, 131 o 150, por ejemplo, no se almacenan en la unidad 106 de almacenamiento masivo en muchos casos mientras el sistema 100 se produce y vende o se inicia. Dichos datos pueden transferirse desde un dispositivo externo al sistema 100 a través de la interfaz 108 periférica o la interfaz 109 de red, por ejemplo. En algunas realizaciones, los datos 131 y 150 pueden formarse a través de la ejecución del programa 120 de conversión de SUV por la CPU 102. Dependiendo de un programa 122 de alineación instalado o un sistema operativo instalado 110, al menos uno de los datos 131 y 150 no se almacena en la unidad 106 de almacenamiento masivo, sino que se almacena solo en la unidad 104 de memoria principal en algunos casos. Cabe señalar que el alcance de la invención divulgada en la presente solicitud no está limitado por la inclusión de los datos.

A continuación, los datos 130 de imagen de medicina nuclear tridimensional se describirán en detalle. Los datos de imagen se obtienen mediante medición de medicina nuclear realizada en un miocardio como tejido a examinar. En el presente ejemplo, los datos de imagen de medicina nuclear tridimensional se obtienen utilizando SPECT como técnica de medición de medicina nuclear. El examen de SPECT de un miocardio como tejido a examinar incluye un examen de SPECT del flujo sanguíneo del miocardio para detectar isquemia, por ejemplo. Los agentes radiofarmacéuticos SPECT conocidos para el examen son la solución de inyección de $^{201}\text{TlCl}$ (cloruro de talio), la solución de inyección de tecnecio ($^{99\text{m}}\text{Tc}$) tetrofosmina y la solución de inyección de ácido 15-(4-yodofenil)-3(R,S)-metilpentadecanoico (^{123}I), por ejemplo.

En los ejemplos descritos específicamente a continuación, los datos 130 de imagen son datos de imagen en los que cada valor de píxel corresponde a un valor de recuento de radiación. En algunas realizaciones, los datos 130 de imagen pueden ser datos de imagen en los que cada valor de píxel representa una concentración de radioactividad del tejido.

A continuación, se describirá el flujo del procesamiento de conversión de SUV 300 de los datos de imagen de medicina nuclear divulgados en la presente solicitud con referencia a la figura 2. El procesamiento 300 puede ser realizado por el sistema 100 en el que el programa 120 de conversión de SUV es ejecutado por la CPU 102. En algunas realizaciones, a medio camino del procesamiento 300, el programa 124 de extracción de contorno/cálculo de volumen puede invocarse desde el programa 120 de conversión de SUV 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 a procesar por el programa 120 de conversión de SUV. En otras palabras, la totalidad o parte de los datos 130 de imagen se leen desde la unidad 106 de almacenamiento masivo y se almacenan en la unidad 104 de memoria principal. Los datos 130 de imagen pueden importarse directamente desde un aparato de medicina nuclear externa a la unidad 104 de memoria principal a través de la interfaz 109 de red.

En la etapa 320, se recuperan diversas condiciones de recolección de los datos 130 de imagen. Las diversas condiciones de recolección incluyen la siguiente información, por ejemplo.

- 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 se va a administrar

- 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

- La hora 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 la hora de medición de una dosis de radiación después de la administración

- La vida media de un trazador contenido en el agente radiofarmacéutico

- Factor de calibración de Becquerel del (BCF, un factor para convertir un valor del recuento de radiación en una concentración de radiactividad (por ejemplo, Bq/ml)

En algunas realizaciones, estas condiciones de recolección pueden incluirse en los datos 130 de imagen. En tal caso, el sistema 100 puede leer la información de los datos 130 y almacenar la información en la unidad 104 de memoria principal o la unidad 106 de almacenamiento masivo.

5 En algunas realizaciones, 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 previstas, el sistema 100 puede almacenar estas condiciones de recolección en la unidad 104 de memoria principal o la unidad 106 de almacenamiento masivo.

10 En algunas realizaciones, cada valor de píxel de los datos 130 de imagen puede representar una concentración de radioactividad del tejido. En tal caso, el BCF no se utiliza y, por lo tanto, no es necesario recuperarlo.

Como se describió anteriormente, el sistema 100 puede configurarse para almacenar la información de condición de recolección recuperada en la unidad 104 de memoria principal o la unidad 106 de almacenamiento masivo. En el ejemplo, la información de la condición de recolección para los datos 130 de imagen se considera almacenada en el archivo 131 de condiciones de recolección.

En la etapa 335, los datos 130 de imagen después de la alineación se someten a extracción del contorno del miocardio. El procesamiento en la etapa 335 puede realizarse a través de la ejecución del programa 124 de extracción de contorno/cálculo de volumen por la CPU 102. Como se describió anteriormente, se conocen algunos algoritmos y software para la extracción del contorno del miocardio, y tal algoritmo es divulgado por el presente solicitante en la Publicación Internacional PCT (WO2013/047496A1), por ejemplo. Las instrucciones del programa incluidas en el programa 124 de extracción de contorno/cálculo de volumen pueden configurarse para usar el algoritmo para extraer el contorno del miocardio.

25 En algunas realizaciones, el programa 124 de extracción de contorno/cálculo de volumen puede configurarse para usar el contorno extraído para calcular el volumen del miocardio. Por ejemplo, la cantidad de píxeles presentes entre la íntima y la adventicia del miocardio extraído se puede multiplicar por un factor de conversión de volumen de píxel (por ejemplo, volumen por píxel) para obtener un volumen miocárdico.

30 En la etapa 340, se calcula la dosis de radiación administrada a un sujeto. La información requerida para el cálculo de una dosis de radiación administrada es la siguiente información.

35 - 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

40 - 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)

45 - 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

50 En el presente ejemplo, la información se recupera en la etapa 320 y se almacena en el archivo 131 de condición de recolección. El sistema 100 puede así recuperar la información del archivo 131 de condiciones de recolección en la etapa 340.

Posteriormente, una dosis de radiación administrada se calcula de acuerdo con las siguientes fórmulas:

55 $\text{Tiempo 1 de deterioro (segundos)} = | \text{Fecha y hora de medición de la dosis de radiación antes de la administración} - \text{Fecha y hora al inicio de la recolección de datos} |$

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

60 $\text{Coeficiente de deterioro} = \text{LN}(2.0) / \text{vida media (segundos)}$ (LN: logaritmo natural en la base e)

$\text{Dosis de radiación administrada} = \{ \text{Dosis de radiación antes de la administración} \times \text{Exp.}(-\text{Coeficiente de deterioro} \times \text{Tiempo 1 de deterioro}) \}$

65 $- \{ \text{Dosis de radiación después de la administración} \times \text{Exp.}(-\text{Coeficiente de deterioro} \times \text{Tiempo 2 de deterioro}) \}$.

ES 2 708 100 T3

En la etapa 345, el valor de píxel de cada píxel en los datos 130 de imagen se convierte en un SUV. La conversión de SUV existente utiliza el peso corporal de un sujeto para la normalización. En contraste, la conversión de SUV de la presente realización se realiza de acuerdo con la fórmula 1.

5 [Fórmula 1]

SUV = concentración de radioactividad del tejido/(dosis de radiación administrada/peso del miocardio)

Cada parámetro se describirá brevemente a continuación.

10 Concentración de radioactividad del tejido: puede ser un valor después de la estandarización o el proceso de interpolación, por ejemplo. Cada valor de píxel de los datos de imagen de medicina nuclear típica representa una concentración de radioactividad tisular o un valor de recuento de radiación. Cuando el valor de píxel de cada píxel en los datos 130 de imagen representa una concentración de radioactividad, el propio valor de píxel puede usarse como la concentración de radioactividad del tejido. Cuando el valor de píxel de cada píxel en los datos 130 de imagen representa un valor de recuento de radiación, se requiere que el valor se multiplique por un factor de calibración de becquerel (BCF), que es un factor para convertir un valor de recuento de radiación en una radiodensidad (por ejemplo, Bq/ml), para convertir el valor de píxel en una concentración de radiactividad. Cuando se necesita el BCF, el sistema puede configurarse para recuperar el factor de conversión en la etapa 320, por ejemplo.

20 Dosis de radiación administrada: la dosis de radiación administrada determinada en la etapa 340.

25 Peso del miocardio: se calcula sobre la base de los datos de contorno de miocardio obtenidos en la etapa 335. Por ejemplo, el número de píxeles presentes entre la íntima y la adventicia del miocardio extraído se puede multiplicar por un factor de conversión de volumen de píxel para obtener un volumen miocárdico, y el volumen del miocardio se puede multiplicar por un factor de conversión de peso miocardio volumen-miocardio (factor de densidad) para dar un peso al miocardio. El factor de densidad puede ser datos conocidos de la literatura y puede ser 1.05, por ejemplo. El peso del miocardio se puede calcular en la etapa 335 o en la etapa presente. En algunas realizaciones, el algoritmo de cálculo de peso del miocardio puede instalarse en el programa 124 de extracción de contorno/cálculo de volumen o en el programa 120 de conversión de SUV. El peso miocárdico calculado puede almacenarse en la unidad 102 de memoria principal o en la unidad 106 de almacenamiento masivo. En algunas realizaciones, el peso del miocardio puede almacenarse en un registro de la CPU 102.

35 El BCF se puede determinar por un método conocido. Por ejemplo, se puede tomar una imagen de medicina nuclear de un vial (o una jeringa) que contiene un agente radiofarmacéutico que tiene una radioactividad total conocida, y el BCF se puede calcular de acuerdo con la siguiente fórmula:

40
$$BFC = \text{Radioactividad total con corrección de deterioro (Bq)} / (\text{Recuento total de todos los cortes} / \text{tiempo de recolección (segundos)})$$

Para determinar el BCF a partir de los datos obtenidos utilizando un espectro cilíndrico, se pueden usar las siguientes fórmulas:

45
$$\text{Factor de volumen} = \text{Valor de recuento promedio por corte} / (\text{Volumen de un solo píxel} \times \text{Tiempo de recolección (segundos)})$$

$$BCF = \text{Radioactividad total con corrección de deterioro (Bq)} / (\text{Volumen de espectro} \times \text{Factor de volumen}).$$

50 En algunas realizaciones, el BCF puede someterse a una corrección de tiempo de recolección. La corrección de tiempo de recolección se puede realizar multiplicando {Volumen de un solo píxel [cm³]/Tiempo de recolección [seg]} por BCF, por ejemplo.

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

60 En el presente ejemplo, el peso del miocardio en el que se acumula un trazador se utiliza como estándar para normalizar los datos de imagen de la medicina nuclear del miocardio. El valor normalizado refleja así las condiciones reales de una función cardíaca más correctamente que en la técnica relacionada, y las condiciones del flujo sanguíneo miocárdico se pueden visualizar de manera más objetiva. En otras palabras, la validez y la confiabilidad se mejoran cuando se comparan partes de datos entre diferentes fechas y horas de medición y entre diferentes sujetos, por ejemplo.

65 En algunas realizaciones, el volumen del miocardio se puede usar para realizar la normalización en lugar del peso del miocardio. Alternativamente, se puede usar otro índice relacionado con el tamaño del corazón para realizar la normalización.

5 En la etapa 350, se muestra el resultado del cálculo de la tasa de aumento del flujo sanguíneo miocárdico. La visualización se puede hacer de varias maneras. Por ejemplo, cuando los datos 150 de imagen SUV almacenan el resultado son datos de imagen tridimensionales en los que el valor de píxel de cada píxel se convierte en un SUV, el resultado puede mostrarse como brillo o tono de color correspondiente al SUV en una posición del píxel correspondiente en un tomograma de eje corto o una imagen tridimensional.

10 En algunas realizaciones, los datos de imagen de medicina nuclear que se someten a conversión de SUV pueden ser datos de matriz bidimensional o un mapa polar bidimensional en lugar de los datos tridimensionales. En tal caso, se pueden mostrar los datos 150 de imagen SUV, que también son datos de matriz bidimensional o un mapa polar bidimensional.

15 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 realizaciones de la invención de la presente solicitud incluyen diversas variaciones además de las realizaciones 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 en los dibujos no se limitan al uso con ejemplos en los que se explica explícitamente que estas características están incluidas, sino que se pueden usar en combinación con otros ejemplos que se han descrito aquí o Varios ejemplos específicos que no han sido descritos. 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 bucle, según corresponda. Estas variaciones están todas incluidas en el alcance de la invención divulgada en la presente solicitud. La forma de implementar 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 realización que especifica un orden diferente de los procesos y una realización que ejecuta los procesos en un bucle también se incluyen en el alcance de la invención de acuerdo con las reivindicaciones.

30 Por ejemplo, una realización del programa 120 de conversión de SUV puede incluir un solo programa, un grupo de programas que incluya una pluralidad de programas independientes y un programa integrado con todo o parte del programa 124 de extracción de contorno/cálculo de volumen. Un programa puede instalarse de diversas maneras, que son bien conocidas, y todas las diversas formas están incluidas en el alcance de la invención divulgada en la presente solicitud.

35 El nuevo SUV divulgado en la presente solicitud se caracteriza usando un índice relacionado con el tamaño de un miocardio para la normalización, y por lo tanto, el SUV de la presente solicitud se puede usar en todos los campos en los que la normalización es apropiada, como varios Exámenes de medicina nuclear del corazón.

REIVINDICACIONES

1. Un método (300) para procesar datos de imagen de medicina nuclear miocárdica, que comprende:
- 5 operar un aparato como primer medio para almacenar un parámetro del corazón que sirve como un valor relacionado con el tamaño de un corazón y como segundo medio para almacenar una dosis de radiación administrada; y
- convertir los valores de píxeles (350) de al menos parte de los píxeles de los datos de imagen utilizando los valores almacenados en los primeros medios y los segundos medios en valores de captación estandarizados (SUV) de
- 10 acuerdo con la siguiente fórmula, y almacenar los SUV:
- SUV = concentración de radioactividad del tejido/Dosis de radiación administrada/Valor basado en el parámetro del corazón.
- 15 2. El método de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el parámetro del corazón es un peso miocárdico, y el valor basado en el parámetro del corazón también es un peso del miocardio.
3. Método de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el parámetro del corazón es un volumen miocárdico, y el valor basado en el parámetro del corazón es un peso miocárdico calculado multiplicando el volumen del miocardio por un
- 20 factor de conversión.
4. Método de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la concentración de radioactividad del tejido es un valor obtenido multiplicando el valor de píxel por un factor de calibración de becquerel (BCF).
- 25 5. El método de acuerdo con la reivindicación 4, en el que el factor de calibración de becquerel se somete a corrección de tiempo de recolección.
6. El método de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende además la salida de los SUV.
- 30 7. Un programa informático que comprende una instrucción de programa configurada para hacer que un aparato realice el método de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6 cuando el programa informático se ejecuta mediante medios de procesamiento en el aparato.
- 35 8. Un aparato que comprende medios de procesamiento y medios de memoria, los medios de memoria almacenan una instrucción de programa, la instrucción de programa se configura para realizar el método como se reivindica en una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6 cuando la instrucción de programa se ejecuta por los medios de procesamiento.

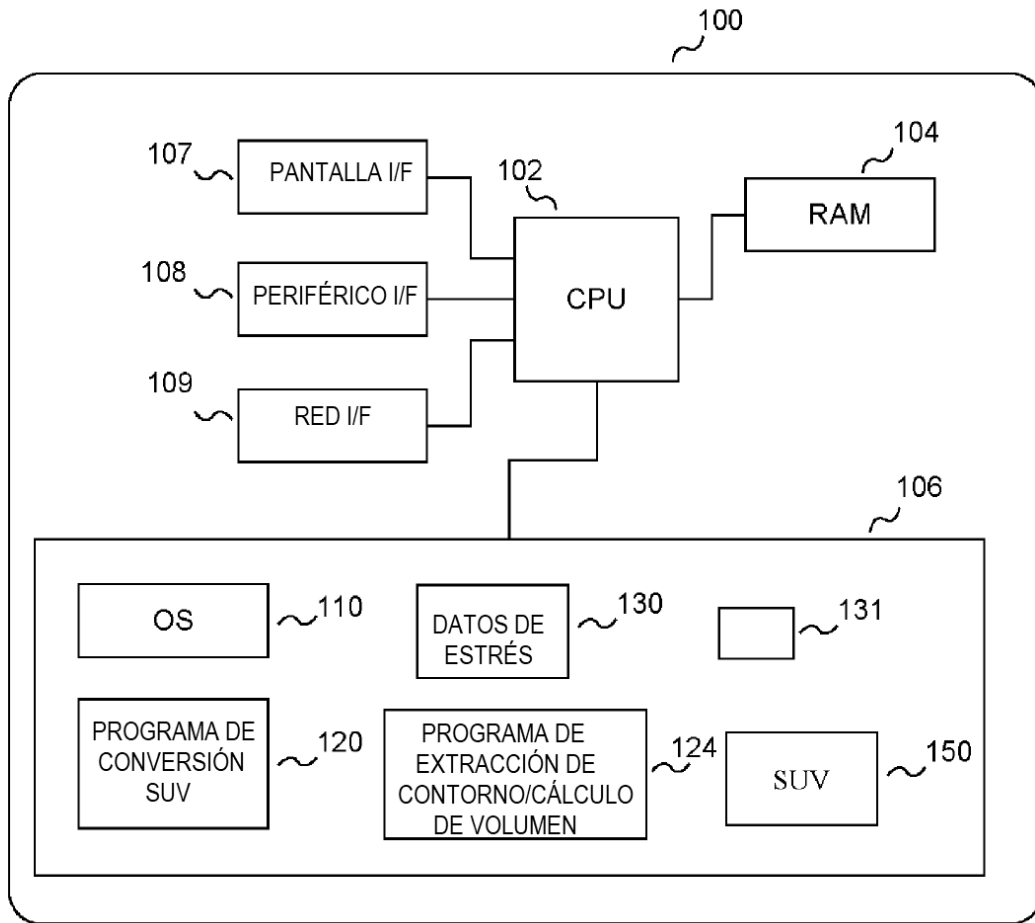


Fig.1

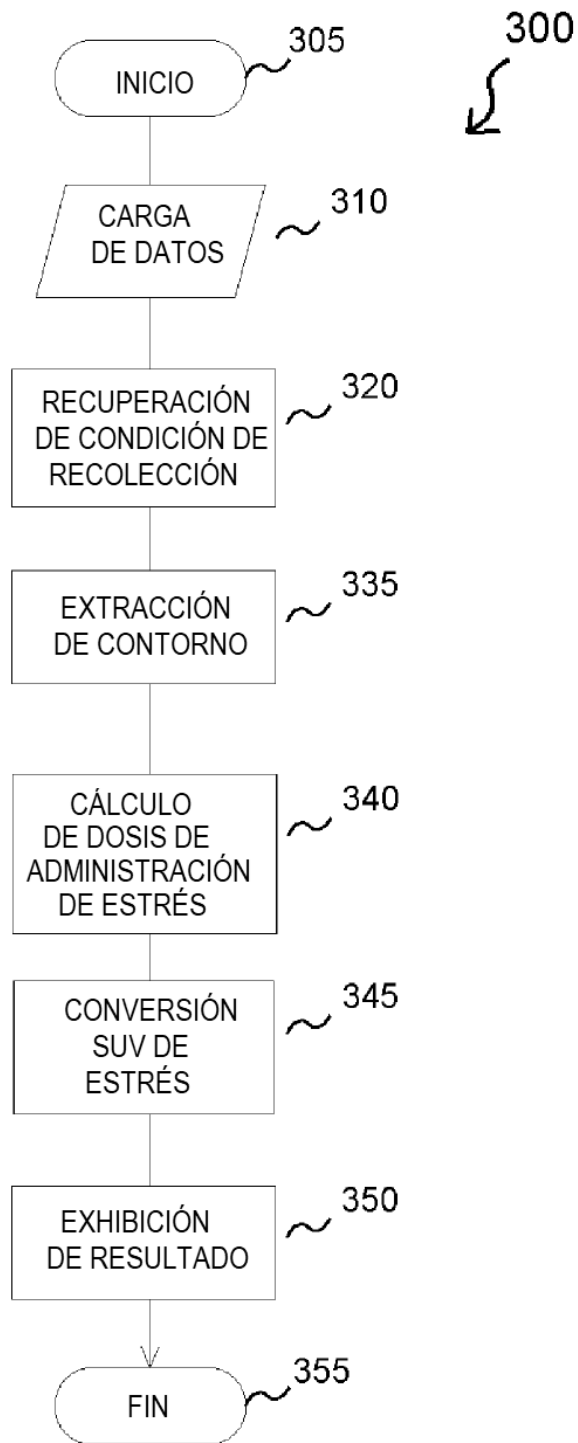


Fig.2