

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 790 626**

51 Int. Cl.:

G01T 1/29 (2006.01)

A61B 6/03 (2006.01)

G06T 11/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **07.09.2015 PCT/PL2015/050038**

87 Fecha y número de publicación internacional: **16.03.2017 WO17043985**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **07.09.2015 E 15781454 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **12.02.2020 EP 3347742**

54 Título: **Procedimiento para reconstruir imágenes metabólicas y morfométricas de multitracedores y sistema de tomografía para generación de imágenes metabólicas y morfométricas de multitracedores**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
28.10.2020

73 Titular/es:
UNIWERSYTET JAGIELLONSKI (100.0%)
ul. Golebia 24
31-007 Krakow, PL

72 Inventor/es:
GAJOS, ALEKSANDER;
KISIELEWSKA, DARIA;
MOSKAL, PAWEL y
CZERWINSKI, ERYK

74 Agente/Representante:
GONZÁLEZ PECES, Gustavo Adolfo

ES 2 790 626 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

Procedimiento para reconstruir imágenes metabólicas y morfométricas de multitracedores y sistema de tomografía para generación de imágenes metabólicas y morfométricas de multitracedores

Campo técnico

- 5 La presente solicitud se refiere al campo de tomografía por emisión de positrones con tiempo de vuelo (TOF-PET), y un procedimiento de generación de imágenes usando datos adquiridos por un escáner de TOF-PET, y particularmente al procedimiento y sistema de reconstrucción analítica rápida evento por evento para uso en la creación de imágenes morfométricas de multitracedores simultáneas en PET.

Antecedentes de la invención y referencia cruzada a solicitudes relacionadas

- 10 La tomografía por emisión de positrones (PET) es una rama de medicina nuclear en la cual el radiofarmacéutico seleccionado es introducido en el cuerpo de un paciente. Los radiofarmacéuticos de PET comprenden isótopos radiactivos como por ejemplo ^{18}F u ^{11}C los cuales son sometidos a desintegración betaplus y emiten un positrón (antielectrón). El positrón emitido penetra en los tejidos del objeto, donde se aniquila con el electrón de un componente de tejido. De esa manera, la masa de ambas partículas es convertida en dos o más cuanta gamma.

- 15 Los escáneres de tomografía PET actuales usan la aniquilación en dos cuanta gamma que tienen energía de 511 keV y se emiten en direcciones opuestas en el marco de descanso del par de electrón-positrón. Esta línea recta de emisión de cuanta gamma es denominada como línea de respuesta (LOR) y se reconstruye para cada evento registrado. Los escáneres de TOF-PET actuales utilizan adicionalmente información sobre la diferencia de tiempo entre los tiempos de vuelo (TOF) de cuanta gamma desde el punto de aniquilación hasta los detectores.

- 20 La mayoría de los escáneres de TOF-PET actualmente disponibles son capaces del registro de la cuanta gamma de 511 keV por medio de centelleadores de cristal inorgánico usualmente dispuestos en la forma de anillo que rodea al paciente diagnosticado. También se conocen soluciones de TOF-PET (por ejemplo como se divulgan mediante las solicitudes de patente WO2011008119 y WO2011008118) en las cuales las cuanta gamma son registradas usando centelleadores de plástico orgánico. Se identifican eventos que corresponden al registro de dos cuanta gamma de 511 keV con base en la energía depositada en los centelleadores a través de efectos fotoeléctricos o Compton.

- 25 Los detectores de TOF-PET equipados con electrónica y software dedicados permiten una reconstrucción de posiciones y tiempos de interacción de cuanta gamma en material centelleador. Esta información luego es procesada además mediante los procedimientos de software apropiados para reconstruir la LOR y TOF para cada evento registrado y la siguiente pluralidad de eventos es usada para determinar una imagen metabólica de la distribución de densidad de radiofarmacéuticos en el cuerpo del paciente.

- 30 Los radiofarmacéuticos en general pueden ser divididos en dos clases distinguidas mediante propiedades físicas de isótopos aplicados. La primera clase incluye isótopos que emiten positrones sin la emisión subsecuente de cuanto gamma inmediato como por ejemplo ^{18}F que tras la emisión de positrones cambia al estado fundamental de ^{18}O . La segunda clase comprende isótopos como por ejemplo ^{44}Sc o ^{14}O que después de la emisión de positrones cambian a un núcleo hijo en un estado excitado. El núcleo hijo subsecuentemente se desexcita a través de la emisión de una o varias cuanta gamma.

- 35 En la generación de imágenes de TOF-PET actual el cuanto gamma de desexcitación (a menudo denominado como gamma inmediata) constituye una fuente de fondo dado que puede dar una señal en el detector que puede clasificarse erróneamente como señal del cuanto de 511 keV de la aniquilación de electrones-positrones. Análogamente la aniquilación de positrones-electrones a las tres cuanta gamma constituye una fuente de fondo no deseado.

- 40 Por el otro lado la emisión de cuanto gamma inmediata mediante algunos de los radioisótopos puede permitir la generación de imágenes simultáneas de múltiples isótopos como se describe por ejemplo en la solicitud de patente WO2012135725. En la presente solicitud se divulga una generación de imágenes de PET simultáneas con dos isótopos uno con gamma inmediata y uno sin gamma inmediata.

- 45 Se describen otras soluciones que aprovechan el registro de las tres cuanta gamma - dos de la aniquilación de positrones-electrones y una gamma inmediata de la desexcitación del núcleo hijo - por ejemplo, en artículos: C. Grignon et al., "Nuclear medical imaging using beta+gamma coincidences from ^{44}Sc radionuclide with liquid xenon as detection medium", Nucl. Instr. Meth. in Phys. Res. A 571 (2007) 142, y P. G. Thirolf, C. Lang, K. Parodi, "Perspectives for Highly-Sensitive PET-Based Medical Imaging Using beta+gamma Coincidences", Acta Physica Polonica A 127 (2015) 1441. Estos artículos presentan diferentes procedimientos para el registro de la dirección y energía de la gamma inmediata después de la dispersión Compton en el material de detector. Esta información adicional combinada con la información de los detectores de TOF-PET estándar (tal como tiempos y posiciones de la interacción de dos cuanta gamma de la aniquilación de positrones-electrones) da como resultado la mejora de la resolución espacial de la reconstrucción del punto de aniquilación.

Recientemente fue divulgado un procedimiento aplicable para determinar imágenes morfométricas de los organismos vivos con base en la aniquilación de positrones-electrones en ambos: dos y tres cuanta gamma y utilizando una gamma inmediata emitida desde el núcleo hijo del isótopo usado en el radiofarmacéutico.

5 Este nuevo procedimiento de generación de imágenes que involucra el registro de tres o más cuanta gamma de aniquilación se describe en la solicitud de patente WO2015028604 la cual divulga procedimientos de generación de imágenes morfométricas con base en la medición de la vida útil del orto-positronio.

10 Los átomos del ortopositronio (o-Ps) son producidos dentro de células durante la generación de imágenes de PET. Tales átomos, que son un estado unido de positrones y electrones pueden ser producidos y atrapados en los volúmenes libres entre las moléculas. La probabilidad de creación y vida útil del orto-positronio depende considerablemente del tamaño del volumen libre y así se relaciona con la morfología de las células y puede usarse como un indicador de la etapa de desarrollo de trastornos metabólicos. Tales correlaciones se han informado por ejemplo en el artículo de R. Pietrzak et al., "Influence of neoplastic therapy on the investigated blood using positron annihilation lifetime spectroscopy", NUKLEONIKA 2013, 58 (1): pp. 199-202.

15 En el vacío el átomo del orto-positronio se desintegra predominantemente en tres cuanta gamma, sin embargo, dentro del paciente diagnosticado también puede desintegrarse a través de la emisión de dos cuanta gamma por ejemplo debido al proceso de recolección. Por lo tanto, como se describe en la solicitud de patente WO2015028604, con el fin de determinar la imagen de vida útil del orto-positronio, para cada evento registrado, se registra una gamma de desexcitación inmediata con el fin de determinar un tiempo de creación del átomo de positronio, y además se registran dos o tres cuanta gamma de aniquilación con el fin de determinar un tiempo de la desintegración de este átomo. Una vida útil media de aniquilación del orto-positronio (T_{o-Ps}) y la probabilidad de su producción (P_{o-Ps}) determinada para cada vóxel de la imagen sirven como indicadores morfológicos, adicionales e independientes del índice de SUV (Valor Estandarizado de Captación), que en la generación de imágenes de PET estándar expresa el valor normalizado de la captación del radiofarmacéutico en un vóxel dado del organismo. La combinación de indicadores SUV, T_{o-Ps} , y P_{o-Ps} es más sensible a la aparición de anomalías metabólicas en las células. Por lo tanto, las imágenes de la vida útil de positronio y su probabilidad de creación (realizadas simultáneamente con las imágenes de PET estándar) son muy útiles en el diagnóstico médico.

En la solicitud de patente divulgada WO2015028604 se realiza una reconstrucción de lugar y tiempo de aniquilación de positrones-electrones en tres cuanta gamma en las siguientes etapas:

- el espacio de imagen del objeto es discretizado en vóxeles, y luego

30 - solo se seleccionan estos vóxeles que están en el plano definido por los puntos de interacción de cuanta gamma de aniquilación en los detectores, y más adelante

- una estadística de $\chi^2(v_a, t_a)$ se define como una función de vóxel de aniquilación v_a y tiempo de aniquilación t_a y el lugar y tiempo de aniquilación se seleccionan como este para el cual $\chi^2(v_a, t_a)$ alcanza un mínimo de $\chi^2(v_a, t_a)$, por lo que la minimización se realiza sobre el espacio de parámetros bidimensionales (v_a, t_a).

35 Lo descrito anteriormente, conocido en el procedimiento de estado de la técnica, se usa como una etapa para la reconstrucción de imágenes del orto-positronio y requiere un número grande y variable de operaciones de cálculo mientras que se busca el mínimo de la función χ^2 sobre un espacio típicamente de aproximadamente (10^4 vóxeles) x (intervalo de 3 ns).

40 Por lo tanto, sería deseable desarrollar un procedimiento que permita la reconstrucción analítica de un lugar de aniquilación del orto-positronio en tres cuanta gamma, lo cual aceleraría significativamente un proceso de reconstrucción, y como consecuencia disminuiría el tiempo necesario para el diagnóstico del paciente.

45 También sería deseable desarrollar un procedimiento que permita la determinación de la posición de la aniquilación del orto-positronio en tres cuanta gamma sin la necesidad de una discretización previa de la imagen, permitiendo así mejorar una resolución espacial y temporal de las imágenes morfométricas T_{o-Ps} y P_{o-Ps} , y por tanto mejorar una calidad de diagnóstico con base en la generación de imágenes morfométricas.

Además, sería ventajoso desarrollar un procedimiento y un dispositivo los cuales permitieran la generación de imágenes de multitrazadores, preferiblemente con más de dos trazadores, disminuyendo así significativamente el tiempo necesario para la generación de imágenes secuenciales que necesita ser larga entre escaneos subsecuentes debido al largo (muchas horas) tiempo de desintegración biológica necesario para limpiar un trazador del organismo. Por lo tanto, la generación de imágenes con más de dos trazadores en un día actualmente no es práctica, aunque podría mejorar significativamente las posibilidades de diagnóstico y también sería de gran importancia para desenredar las regiones de producción de diversos isótopos beta+ durante la terapia con hadrones.

55 Por lo tanto es un objeto de la presente invención proporcionar un nuevo procedimiento para reconstruir el tiempo y lugar de una aniquilación de positrones-electrones en tres cuanta gamma que reduce significativamente un número de cálculos a realizar con respecto a la técnica anterior, y eso no empeorar el tiempo y resolución de posición más allá de los límites instrumentales de los escáneres de TOF-PET, y proporcionar un dispositivo que aplicando dicho

procedimiento permitirá una PET simultánea de multitracedores y la generación de imágenes morfométricas con número ilimitado de trazadores distintos que emiten cuanta gamma inmediata.

Sumario

5 Se divulga un procedimiento para reconstruir imágenes metabólicas y morfométricas de multitracedores y un sistema de acuerdo con las reivindicaciones adjuntas.

Breve descripción de figuras

Se presentan realizaciones de ejemplo de la presente invención en un dibujo en el que:

- La figura 1 es un diagrama de bloques del dispositivo y proceso para el registro simultáneo de los datos y para reconstruir la PET de multitracedores e imágenes morfométricas,
- 10 - La figura 2 es un esquema que presenta un evento único que ocurre en el interior del objeto examinado ubicado dentro de una cámara de diagnóstico del escáner de TOF-PET,
- La figura 3 es un diagrama de flujo de algoritmo de acuerdo con la presente invención,
- La figura 4 es un esquema que presenta la idea de reconstrucción del punto de desintegración del orto-positronio en el marco de referencia relacionado con el plano de desintegración.

15 Descripción detallada de la invención

Para el registro de cuanta gamma por los medios presentados, se puede usar centelleador orgánico basado en TOF-PET así como detectores de TOF-PET/MRI y TOF-PET/CT descritos en las solicitudes de patente WO2011008119, WO2011008118, WO2015028603 y WO2015028598, y también se pueden usar escáneres de TOF-PET estándar con base en cristal inorgánico después de las modificaciones apropiadas (divulgadas en la presente solicitud de patente) en los algoritmos electrónicos y de procesamiento de datos que permitirían el registro y reconstrucción simultáneos de eventos que corresponden a la emisión gamma inmediata y aniquilación en 3γ o 2γ .

La figura 1 es un diagrama de bloques del dispositivo y proceso para el registro simultáneo de los datos y para reconstruir la PET de multitracedores e imágenes morfométricas. Dicho dispositivo incluye una pluralidad de detectores capaces de determinar la posición y tiempo de interacción de cuanta gamma emitidos desde el interior del objeto examinado. Se pueden usar detectores conocidos en la técnica (por ejemplo WO2011008119, WO2011008118, WO2015028603, WO2015028598) para este propósito. Las características de señales creadas en los detectores 10 mediante la cuanta gamma son digitalizadas y recolectadas en la etapa 11 mediante el sistema de adquisición de datos (DAQ) y enviadas en la etapa 12 al procesador el cual las procesa además en la etapa 13 o las guarda en el disco. La adquisición de datos puede proceder en un modo activador estándar o en un modo sin activador como se describe por ejemplo en la solicitud de patente WO2015028594. Las características de señales recolectadas son usadas por el procesador 13 para identificar las señales de gamma inmediata, así como aniquilaciones 3γ y 2γ usando procedimientos conocidos por las personas expertas en la técnica, como se describe por ejemplo en la solicitud de patente WO2015028604. Más adelante, las señales de gamma inmediata son analizadas por el procesador 31 el cual identifica el trazador, por lo que se realiza la identificación por ejemplo con base en la energía depositada en los detectores 10, dado que la energía de gamma inmediata es característica de cada isótopo. La etiqueta de trazador es usada por el procesador 21 para agrupar los datos 2γ de acuerdo con el trazador. A continuación, los datos 22 son usados para reconstruir imágenes 24 metabólicas para cada trazador usando en la etapa 23 procedimientos de TOF-PET conocidos en el estado de la técnica.

Las señales de aniquilación en 3γ son procesadas en la etapa 41 usando un algoritmo analítico rápido que es un objeto de la presente invención con el diagrama de flujo que se muestra en la figura 3. El tiempo y posición de la aniquilación calculada en la etapa 41 son almacenados en 42 y usados además en la etapa 32 para reconstruir un tiempo de emisión de la cuanta gamma inmediata por ejemplo usando procedimientos divulgados en la solicitud de patente WO2015028604. Finalmente 2γ , 3γ , y los datos gamma inmediatos en el formato almacenado en 22, 33 y 42 son usados en la etapa 43 para reconstruir indicadores morfométricos T_{O-PS} , P_{O-PS} para cada trazador administrado al paciente. Las imágenes metabólicas 24 y morfométricas 44 reconstruidas se pueden visualizar en la etapa 50.

Con el fin de mejorar las capacidades de diagnóstico, las imágenes 24 metabólicas obtenidas pueden mejorarse (por ejemplo, corregirse para la atenuación de la cuanta gamma en el objeto examinado) usando imágenes de CT anatómicas o MRI morfológicas, por lo que estas pueden determinarse simultáneamente o de manera secuencial por lo conocido en los procedimientos de tomografía de CT y MRI de la técnica. Finalmente, la imagen metabólica y morfométrica determinada puede superponerse sobre las imágenes de CT o MRI con el fin de mejorar la calidad del diagnóstico.

La figura 2 muestra un evento único que ocurre en el interior del objeto examinado ubicado dentro de una cámara de diagnóstico del escáner de TOF-PET. Se registra un cuanto gamma inmediato (γ_0) en uno de los módulos 104 detectores de TOF-PET, mientras que las tres cuanta gamma restantes ($\gamma_1, \gamma_2, \gamma_3$) de la desintegración del átomo del

orto-positronio se registran en otros componentes 101,102,103 de detector de TOF-PET. Para cada impacto, en la etapa 13 de la figura 1, la ubicación espacial del punto donde el cuanto gamma interactúa con el material de detección se registra y expresa como tres coordenadas Cartesianas en el marco de referencia del detector. Además de las coordenadas espaciales de los impactos, se registra el tiempo de interacción para cada cuanto gamma.

5 La figura 3 es un diagrama de flujo de algoritmo de acuerdo con la presente invención. En la etapa 200 se registran tres impactos del cuanto gamma dentro de un tiempo predefinido y ventanas de energía. Se consideran un evento candidato para la desintegración del orto-positronio en tres cuanta gamma que tienen lugar en el volumen del objeto examinado.

10 En la etapa 201 las ubicaciones de los impactos de cuanta gamma que comprenden el evento candidato se usan para determinar geoméricamente su plano común, más adelante denominado como el plano de desintegración o plano de respuesta (POR). Este plano debe comprender un lugar de aniquilación del orto-positronio debido a la energía y la conservación de momento lo cual implica que los vectores de momento de tres cuanta gamma de la desintegración del orto-positronio deben ser coplanares.

15 El fondo de desintegraciones del orto-positronio está constituido principalmente por coincidencias aleatorias de cuanta gamma que se originan de aniquilaciones directas e+e- y para-positronio en dos cuanta gamma con un tercer cuanto gamma accidental de otro evento, así como coincidencias dispersas debido a eventos en los que uno o más de los cuanto gamma ha sido sometido a dispersión Compton en el objeto examinado o en el detector. Con el fin de suprimir tales eventos de fondo, se verifica geoméricamente que el plano de desintegración obtenido en la etapa 201 interseque con el volumen del objeto examinado. Los eventos en los que las cuanta gamma estaban sujetas a la dispersión Compton pueden entonces rechazarse parcialmente 209 si su plano de desintegración es separado del volumen examinado.

En la etapa 202 los candidatos al evento que pasaron esta prueba están entonces sujetos a la reconstrucción del punto y tiempo de desintegración del orto-positronio.

25 En la etapa 203 las coordenadas espaciales tridimensionales de tres impactos del cuanto gamma son transformadas en el marco bidimensional de referencia del plano de desintegración usando una proyección sobre este plano. La reconstrucción de la desintegración del orto-positronio entonces es reducida a un problema bidimensional.

La figura 4 representa la idea de reconstrucción del punto 314 de desintegración del orto-positronio en el marco de referencia relacionado con el plano 300 de desintegración.

30 En la etapa 204 para un impacto del cuanto gamma i-ésimo (donde i=1,2,3) 302, 306, 310, y si se supone que la desintegración del orto-positronio tiene lugar en tiempo t, el conjunto de posibles puntos de origen de la cuanta gamma asociada está representado por un círculo 304, 308 y 312 respectivamente para 302, 306 y 310 centrados en la ubicación de impacto en el detector y con un radio de $c(T_i - t)$ donde T_i es el tiempo registrado del impacto del cuanto gamma y c es la velocidad de la luz. La definición de tal conjunto de posibles puntos de origen para cada uno de los fotones conduce al siguiente sistema de ecuaciones:

35
$$c^2(T_i - t)^2 = (X_i - x)^2 + (Y_i - y)^2, i = 1,2,3. \quad (\text{Fórmula 1})$$

Dado que el punto de desintegración del o-Ps→3γ es el punto de origen común de todas las tres cuanta gamma, se encuentra como la intersección de los círculos 314 es decir resolviendo el sistema de ecuaciones (Fórmula 1). Es posible una solución analítica de forma cerrada de este sistema y produce simultáneamente la ubicación (x,y) del punto de desintegración en el plano de desintegración y el tiempo de desintegración t.

40 En la etapa 205 con el fin de obtener la ubicación de desintegración tridimensional en el marco de referencia del detector, es aplicada una transformación geométrica inversa a la usada en 203 a la ubicación de punto de desintegración expresada en el plano de desintegración.

45 En la etapa 206 entonces se realiza un rechazo de fondo verificando si el punto de desintegración obtenido en la etapa 205 yace dentro del volumen del objeto examinado. Esto permite el rechazo parcial de eventos de fondo de coincidencias aleatorias entre la aniquilación en dos fotones y un tercer accidente. Si el punto de desintegración yace fuera del volumen examinado, el evento es descartado 209. La forma del objeto examinado se puede obtener de la imagen 24 metabólica (en la figura 1), o de imágenes de CT o MRI realizadas antes del examen de TOF-PET.

50 El procedimiento de reconstrucción descrito en la presente memoria no se basa en ninguna suposición sobre la discretización del volumen de objeto examinado, tal como voxelización. Por lo tanto, es capaz de reconstruir el punto y tiempo de desintegración con una precisión limitada solo mediante la resolución del dispositivo empleado para la detección de los impactos de cuanta gamma. Por el contrario, las técnicas conocidas en el estado actual de la técnica WO2015028604 dividen el volumen examinado en vóxeles ya en la etapa de reconstrucción y reconstruyen el punto de desintegración con una precisión del tamaño de un único vóxel, lo cual introduce un límite artificial tanto en la resolución espacial como de tiempo de la desintegración del o-Ps→3γ. El procedimiento presentado en la presente memoria está libre de este límite de resolución. A pesar de que la voxelización se debe aplicar eventualmente por la

necesidad de generación de imágenes de vida útil del orto-positronio, la falta de discretización del objeto examinado en el nivel de reconstrucción da como resultado una reconstrucción más precisa de tiempos de desintegración que ingresan en la determinación de vida útil del o-Ps.

5 Además, la reconstrucción presentada en la presente memoria obtiene la ubicación y tiempo de la desintegración del orto-positronio usando una receta analítica con base en consideraciones geométricas, que se realiza en un tiempo de cálculo constante, es decir usando siempre un número constante de operaciones aritméticas. Mientras tanto, el estado actual de las técnicas del arte usa una técnica de optimización multidimensional iterativa WO2015028604 que requiere cálculos repetitivos con la calidad del resultado que es dependiente del número de repeticiones. Por lo tanto, el procedimiento de reconstrucción usado en la presente invención reduce significativamente la carga computacional en el dispositivo usado para la reconstrucción.

10 Además, el procedimiento y sistema inventados con base en detectores de TOF-PET capaces del registro de señales de aniquilación 2γ , aniquilación 3γ y gamma inmediata, y capaces de identificar gamma inmediata, permiten etiquetar eventos que se originan desde diversos isótopos. Esta información permite clasificar los eventos registrados de acuerdo con el radiotrazador, y permitiendo por tanto el diagnóstico con dos o más trazadores simultáneamente durante el examen de PET única y permitiendo desenredar las regiones de producción de diversos isótopos beta+ durante la terapia con hadrones.

REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento para reconstruir imágenes metabólicas y morfométricas de multitracedores determinando coordenadas de tiempo y coordenadas espaciales tridimensionales de una posición de una aniquilación de positrones-electrones en tres cuanta gamma, comprendiendo el procedimiento las etapas de:

- 5 a) recibir (200) una pluralidad de eventos de centros de aniquilación de positrones obtenidos durante las mediciones realizadas por tomografía TOF-PET;
- b) reconstruir (200) las coordenadas de tiempo y las coordenadas espaciales tridimensionales para la pluralidad de eventos recolectados en la etapa (a);
- 10 c) determinar (201) un plano de desintegración común para la cuanta gamma que se origina a partir de la aniquilación de positrones-electrones;

caracterizado porque comprende además:

- d) transformar (203) las coordenadas espaciales tridimensionales para la cuanta gamma en un marco bidimensional de referencia del plano de desintegración común determinado en la etapa (c);
- 15 e) determinar (204) las coordenadas de tiempo y las coordenadas espaciales de un lugar de la aniquilación en el plano de desintegración común definido en la etapa (c);
- f) transformar (205) las coordenadas de tiempo y las coordenadas espaciales del lugar de la aniquilación en el marco bidimensional de referencia del plano de desintegración común en coordenadas espaciales tridimensionales en un sistema de coordenadas de detector.

20 2. El procedimiento de la reivindicación 1, que comprende además determinar un punto de origen común de todos los fotones en el marco de referencia del plano de desintegración común resolviendo un sistema de ecuaciones:

$$c^2(T_i - t)^2 = (X_i - x)^2 + (Y_i - y)^2, i = 1,2,3. \text{ (Fórmula 1)}$$

en la que:

(x, y) son las coordenadas espaciales supuestas del punto de desintegración del orto-positronio, o-Ps, en el marco bidimensional de referencia del plano de desintegración común,

25 t es el tiempo supuesto de la desintegración del o-Ps,

T_i, es una coordenada de tiempo recibida del impacto del cuanto gamma,

X_i, Y_i son las coordenadas espaciales del impacto del cuanto gamma i-ésimo en el marco bidimensional de referencia del plano de desintegración común,

c es la velocidad de la luz.

30 3. Un sistema de tomografía para generación de imágenes metabólicas y morfométricas de multitracedores de un interior de un objeto examinado, en el que el sistema de tomografía incluye:

- una pluralidad de módulos (10) de detección de TOF-PET,
- un subsistema (11) de adquisición de datos,
- 35 - un subsistema (13) de selección de datos configurado para registrar e identificar todo tipo de cuanta gamma emitida desde un objeto examinado administrado con un radiotrazador de PET, y

caracterizado porque comprender además:

- un sistema de procesamiento de datos configurado para reconstruir (21, 23, 31, 32, 41, 43) y visualizar (50) imágenes (24, 44) metabólicas y morfométricas de multitracedores para cada radiotrazador por separado al:

- 40 a) recibir (200) del sistema (11) de adquisición de datos una pluralidad de eventos de centros de aniquilación de positrones obtenidos durante las mediciones realizadas por los módulos (10) de detección de TOF-PET;
- b) reconstruir (200) las coordenadas de tiempo y las coordenadas espaciales tridimensionales para la pluralidad de eventos recolectados en la etapa (a);

c) determinar (201) un plano de desintegración común para la cuanta gamma que se origina a partir de la aniquilación de positrones-electrones;

d) transformar (203) las coordenadas espaciales tridimensionales para la cuanta gamma en un marco bidimensional de referencia del plano de desintegración común determinado en la etapa (c);

5 e) determinar (204) las coordenadas de tiempo y las coordenadas espaciales de un lugar de la aniquilación en el plano de desintegración común definido en la etapa (c);

f) transformar (205) las coordenadas de tiempo y las coordenadas espaciales del lugar de la aniquilación en el marco bidimensional de referencia del plano de desintegración común en coordenadas espaciales tridimensionales en un sistema de coordenadas de detector.

10

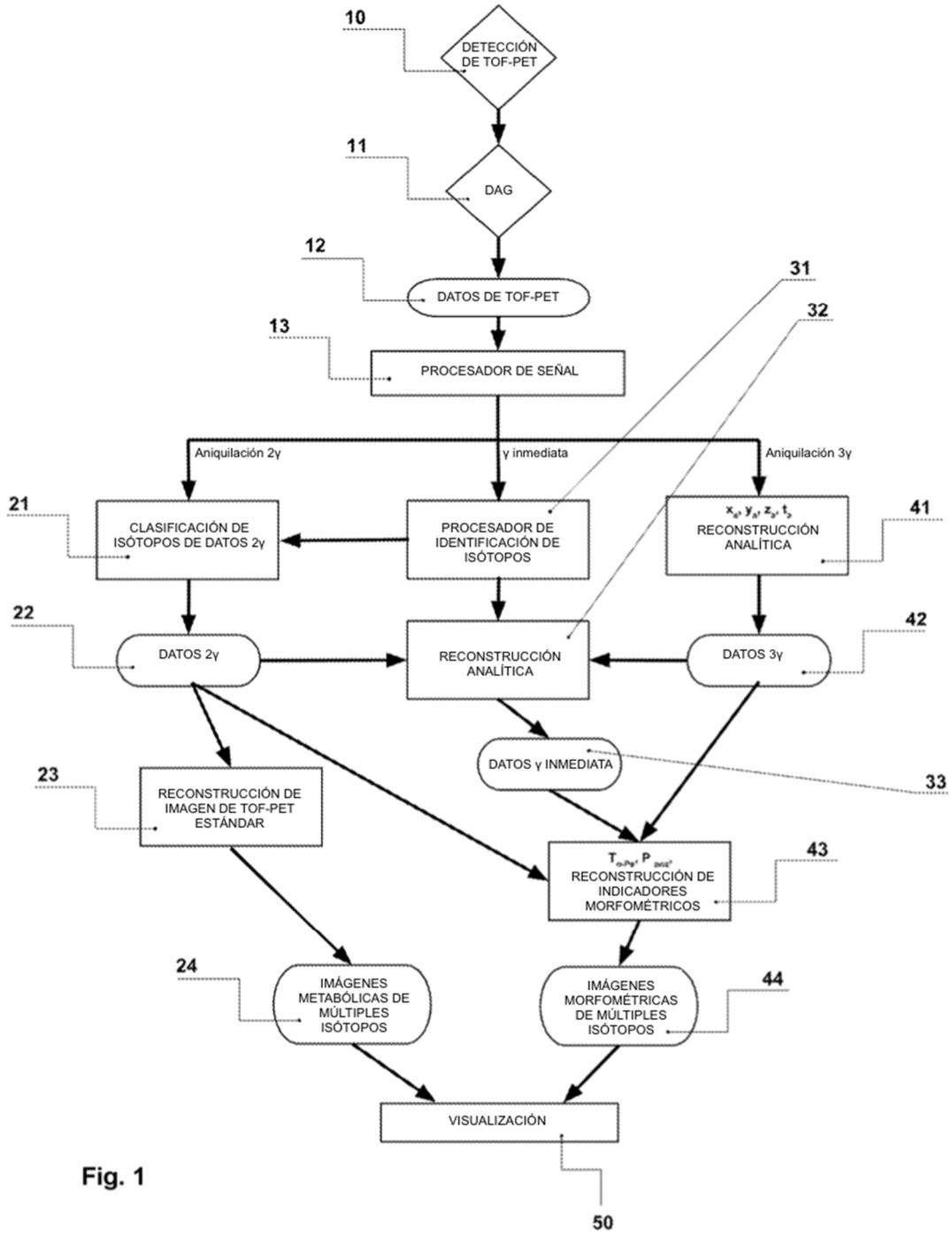


Fig. 1

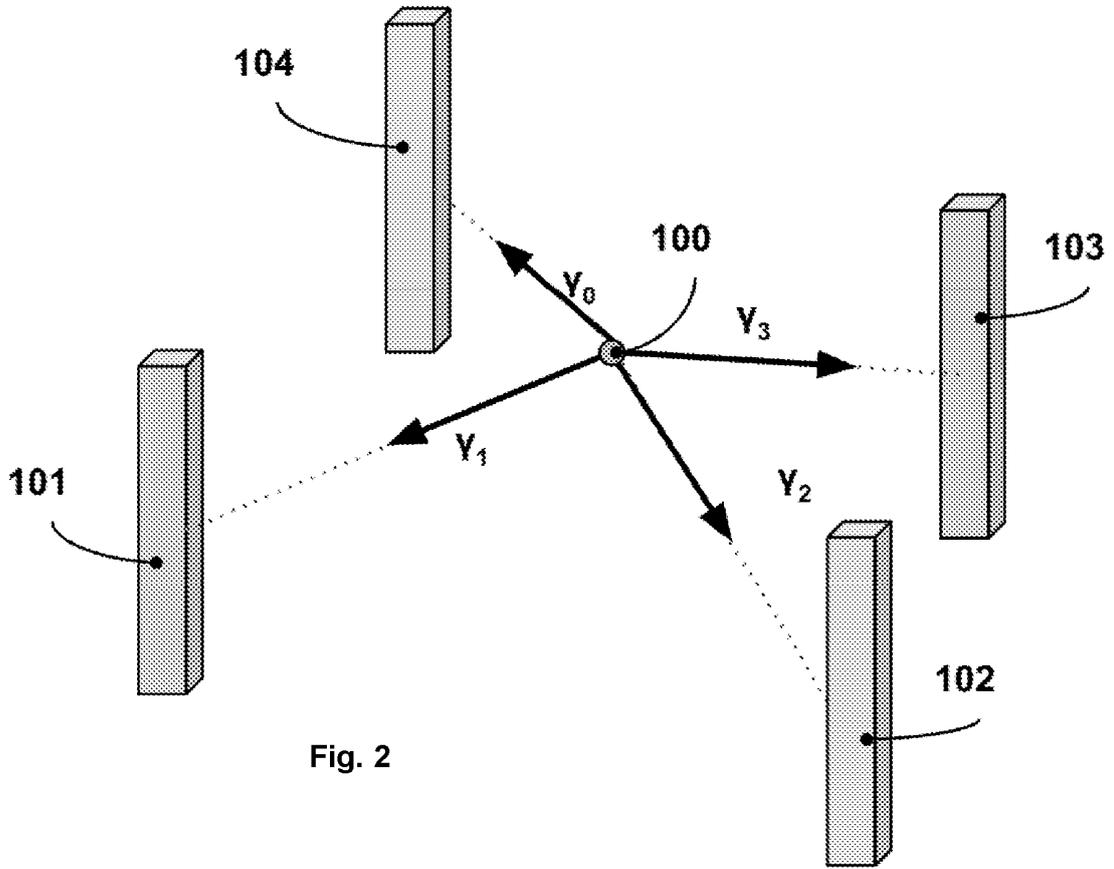


Fig. 2

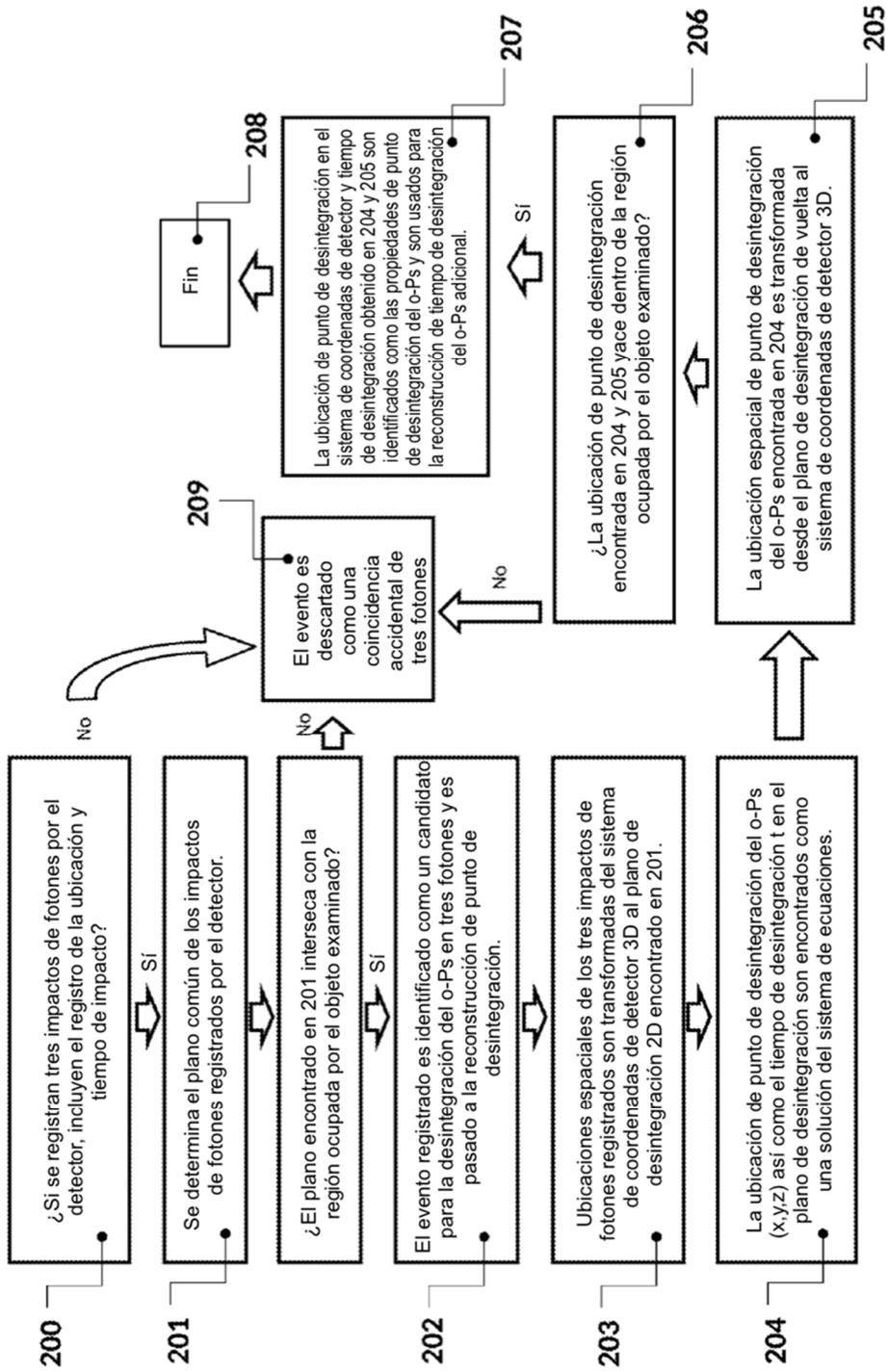


Fig. 3

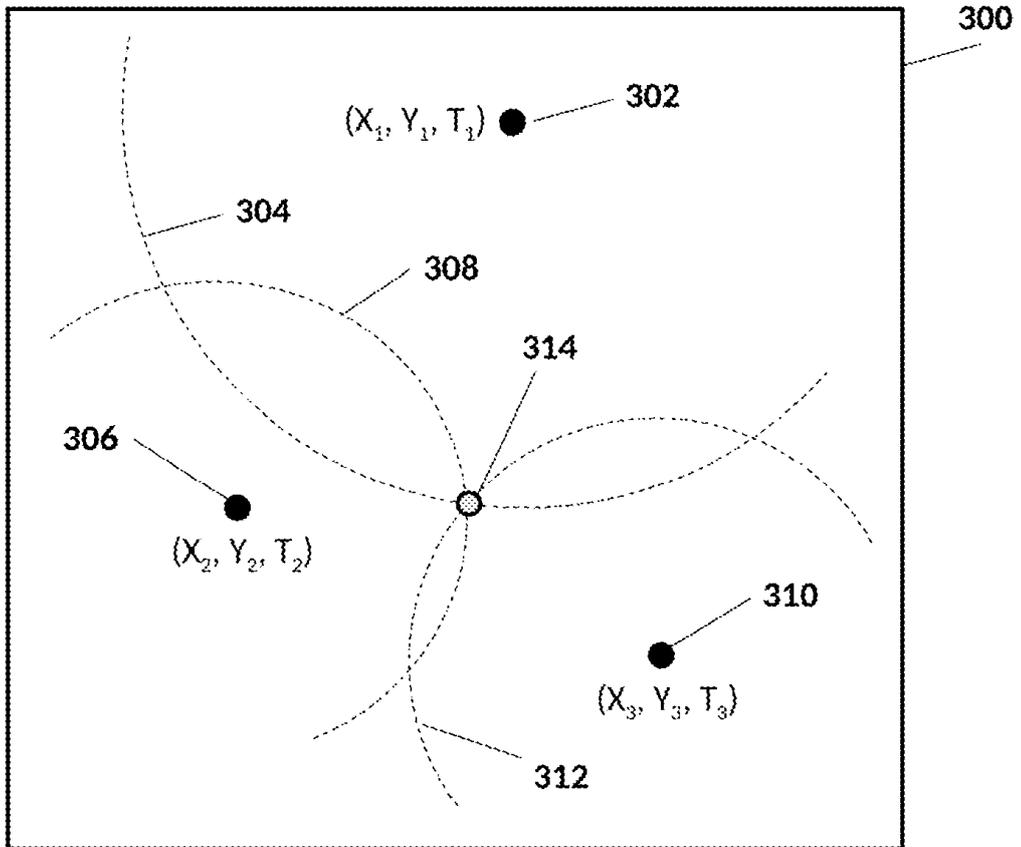


Fig. 4