

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 804 265**

51 Int. Cl.:

G01T 1/164 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **08.11.2013 PCT/FR2013/052672**

87 Fecha y número de publicación internacional: **15.05.2014 WO14072648**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **08.11.2013 E 13808071 (8)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **15.04.2020 EP 2917765**

54 Título: **Sistema y procedimiento de detección de radiación gamma del tipo cámara gamma**

30 Prioridad:

08.11.2012 FR 1260596

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

05.02.2021

73 Titular/es:

**ILTIS, ALAIN (100.0%)
12 Boulevard Gambetta
10000 Troyes, FR**

72 Inventor/es:

ILTIS, ALAIN

74 Agente/Representante:

GONZÁLEZ PECES, Gustavo Adolfo

ES 2 804 265 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

Sistema y procedimiento de detección de radiación gamma del tipo cámara gamma

Campo técnico de la invención

5 La invención se refiere al tratamiento de imágenes de fuentes de radiación gamma. De forma más particular, la invención se refiere a un sistema de detección de rayos gamma derivados de una cámara gamma, así como el procedimiento de reconstrucción de la imagen colocada en dicho sistema. La invención se refiere además a la aplicación del sistema de detección en el campo, en especial de la astronomía y médico, así como la aplicación de dicho sistema a un sistema de tratamiento de imágenes de tipo PET o SPECT.

10 En la actualidad, el tratamiento de imágenes de fuentes de rayos gamma (>30 KeV) se efectúa esencialmente con fines de diagnóstico médico alrededor de dos técnicas: La PET y la SPECT.

15 La técnica SPECT (*Single Photon Emission Computerized Tomography*), utiliza el principio de tratamiento de imágenes por emisión. Se busca en este caso seguir la distribución de trazadores radiactivos que emiten fotones gamma monoenergéticos en el interior de un objeto a analizar. Siendo la emisión de los fotones isotrópica, se coloca un colimador delante de la cámara para seleccionar la dirección entrante de los fotones. El rayo gamma es a continuación deformado en fotones UV en una placa, gruesa de 10 a 20 mm, de un cristal escintilante tal como NaI:Ti. Los fotones UV son emitidos de manera isotrópica después canalizados por reflexión sobre las interfaces de la placa de cristal. Por esta razón, la distribución de intensidad luminosa es una mancha cuya intensidad decrece en 1/R. La lógica de Anger consiste en determinar por fotodetectores, en especial del tipo fotomultiplicadores, el baricentro de la mancha luminosa. Se deduce el lugar en el que se ha detectado la radiación gamma. En esta técnica la segmentación de los fotodetectores más allá de 50 mm no aporta una mayor resolución espacial.

20 La técnica PET (*Positron Electron Tomography*) necesita una fuente de positrones. Se detectan dos rayos gamma de 511 KeV emitidos en anticoincidencia por medio de matrices de cristales escintilantes densos dispuestos en anillos alrededor de la fuente (BGO, LSO, LaBr3). El sistema de detección está constituido de matrices de monocristales (típicamente 4*4*25mm) son leídas por un fotodetector (fotomultiplicador o Si-PMT) Multicanal, siendo adaptado el tamaño de los canales al tamaño del cristal. Se tiene a continuación una etapa de amplificación y de tratamiento de la señal a menudo en electrónica discreta.

Estado de la técnica anterior

30 En la técnica PET actual se diferencia una verdadera integración del ruido debido a la difusión de Compton por medio de las características siguientes: los dos píxeles que han sido activados están en las antípodas del anillo; la energía de interacción corresponde a 511 KeV; además, los dos fotones tocan el detector sensiblemente en el mismo instante. Esta técnica sólo es aplicable a escintiladores en los cuales el tiempo de ascensión al pico de luz es rápido, tales como LSO, LaBr3, incluso BGO.

35 Uno de los inconvenientes de esta técnica es que es costoso segmentar los cristales en píxeles, particularmente para los cristales higroscópicos. Por otro lado, esta segmentación degrada la resolución de energía. Finalmente, esta tecnología sólo funciona convenientemente con cristales muy diversos para evitar el efecto de Compton (BGO= Germanato de Bismuto; LSO o LYSO= Silicato de Lutecio). Esto implica la utilización de materias primas raras y costosas (Germanio, Lutecio,...).

40 En la técnica SPECT, se detecta un solo fotón, cuya energía varía según el radio de isótopo utilizado (de 100 KeV a 1000 KeV), por medio de una placa de cristal escintilante (NaI, CsI, LaBr3) y que se lee por fotodetectores (PMT) de grandes dimensiones. Para tener una indicación sobre la dirección de incidencia del fotón, es necesario tener delante del cristal grandes colimadores de plomo, voluminosos, pesados y que detienen una gran parte de la radiación emitida. Por otro lado, la resolución espacial de la SPECT es inferior a la de la PET debido a una imprecisión en la localización de la interacción.

Dos problemas más a han de ser resueltos por la SPECT:

45 - la SPECT sólo funciona si la placa del escintilador es continua. Por consiguiente, no se pueden pegar dos pequeñas placas para construir una más grande. Por ello, la utilización de la nueva generación de escintiladores, LaBr3, cuyos cristales son bastante pequeños (diámetro máximo 100 mm) está hoy en día muy limitada para la SPECT;

50 - cuando dos fotones gamma interactúan con la placa escintilante en instantes vecinos (aproximadamente 300 ns), la imagen de la mancha y la medida de la energía son muy perturbadas, por tanto los eventos son rechazados. En este caso, se dice que hay un *pile up*.

La PET funciona con un principio diferente: un elemento de radio emite un positrón que se desintegra en 2 fotones gamma de 511 KeV emitidos a 180°. Se detecta por tanto sobre un anillo de cristal situado alrededor del paciente la llegada en coincidencia de 2 fotones de 511 KeV. Si se tiene un escintilador suficientemente rápido, se puede llegar

a mejorar la precisión de la localización del evento a través del *Time of flight* (diferencia entre el tiempo de llegada de 2 fotones a dos extremos opuestos del anillo. Sin embargo, los sistemas actuales presentan los problemas siguientes: 1) el escintilador debe ser segmentado en píxeles (4*4*30 mm por ejemplo) lo cual es costoso, 2) si sólo se sabe la profundidad en la que tiene lugar la integración en el píxel, esto puede inducir a una incertidumbre geométrica que degrada la calidad de la imagen. Esto degrada además la precisión de la medida del *Time of Flight*, limitándolo efectivamente a alrededor de 250 ps. Un ejemplo de cámara gamma se describe en el documento US5841140. Este documento divulga un sistema de detección de rayo gamma, del tipo cámara gamma, que comprende una fuente de rayo gamma, al menos una placa de escintilador, que presenta un grosor superior o igual a 10 mm, equipado de fotodetector es caracterizado porque la lectura de los fotodetectores se efectúa por una microelectrónica de lectura dedicada de tipo ASIC, porque el detector está segmentado y porque sobre dicha placa, cada segmento de dichos detector es adecuada para medir un primer iniciador T1, correspondiente al instante de impacto del primer fotón emitido por escintilación sobre dicha placa, y una distribución espacial de los iniciadores vecinos que permite situar espacialmente un evento según las coordenadas.

Se han propuesto sistemas para medir la DOI sobre el PET, pero son o bien poco convincentes o bien muy costosos (dos capas de detectores).

Además, la dificultad de tratar los eventos de Compton conduce a buscar escintiladores muy densos generalmente a base de Lutecio que son muy costosos.

El objeto principal de la invención es por tanto proponer una nueva técnica que permita para la SPECT:

- 1) mejorar la resolución espacial;
- 2) aumentar de manera significativa el contraste de las imágenes;
- 3) poder utilizar a través de una deconvolución adecuada dos eventos vecinos que serán rechazados por *Pile-up*;
- 4) poder leer de manera adecuada eventos sobre una placa compuesta de pequeños trozos pegados entre sí
- 5) permitir una actualización a nivel del parque de los equipos de SPECT existentes ya que el volumen total de los elementos colimadores/cristal escintilante/electrónica de tratamiento es ventajosamente inferior al volumen de los detectores actuales.

El sistema de detección puede además funcionar de la misma manera sin colimador para la modalidad PET. En el contexto de la PET sus ventajas son las siguientes:

- 1) Obtener una fuerte resolución espacial (<5 mm) sin que sea necesario segmentar el escintilador
- 2) Medir la profundidad de interacción en el escintilador con una sola capa de fotodetectores
- 3) Mejorar la precisión del *Time of Flight* por una corrección muy precisa del tiempo de vuelo
- 4) Obtener rendimientos óptimos con escintiladores relativamente menos costosos.

Descripción de la invención

La invención tiene por objetivo proponer un sistema de detección de rayo gamma según la reivindicación 1, del tipo cámara gamma, que comprende una fuente de rayo gamma, al menos una placa P1 de escintilador rápido cuyo tiempo de ascenso al pico de luz es inferior a 1ns con una cara de reentrada difusora y una cara de salida pulida, que presenta un grosor superior o igual a 10 mm, equipada de fotodetectores y de microelectrónica de lectura dedicada caracterizada porque la microelectrónica de lectura caracterizada es de tipo ASIC, porque el detector está segmentado, y porque sobre dicha placa P1, cada segmento de dicho detector es adecuado para medir un primer iniciador T1, correspondiente al instante de impacto del primer rayo UV emitido por escintilación sobre dicha placa P1 de tal manera que una resolución temporal inferior se ha inferior a 100ps, con preferencia inferior a 20ps, porque el detector es adecuado para medir una distribución espacial y temporal de los primeros fotones vecinos emitidos por un evento sobre los detectores durante una duración superior a 100 ps e inferior o igual al tiempo de ascenso al pico de luz del escintilador que permite por tanto situar espacialmente dicho evento "e1" de coordenadas (X1, Y1) y porque el detector es además adecuado para aprovechar las diferencias de reparto espaciales y temporales entre los fotones no difundidos y los fotones difundidos con el fin de reconstruir las coordenadas espaciotemporales (X, Y, Z, T) de dicho evento de escintilación.

Por iniciador, se entiende el instante de impacto del rayo gamma sobre una placa del escintilador.

De hecho, el fotodetector y su electrónica de lectura dedicada son capaces de detectar los primeros fotones incidentes con una resolución temporal muy fuerte y con una dispersión de la respuesta temporal/canal inferior a 100 ps, con preferencia inferior a 20 ps para cada canal. Se mide la diferencia entre el primer iniciador del evento y los iniciadores de los canales adyacentes en un radio igual a 2 veces el grosor de la placa. Se obtiene una distribución

espacial de retardos (X, Y, DT) de la cual se calcula por procedimientos estadísticos el mínimo. El evento e1 se localiza sobre la normal de este mínimo.

El lugar del evento está en efecto situado sobre la normal del mínimo de la distribución de los iniciadores.

5 Además, los fotones no difundidos son los primeros fotones detectados y se reparten en el interior de un disco cuyo radio depende de una profundidad (Z) de interacción y por tanto el centro representa una posición (X, Y) del evento.

Además, el detector es adecuado para medir el instante exacto de la interacción T reconstruyendo una trayectoria en el escintilador de los diez primeros fotones detectados.

10 Según una variante de la invención la placa P1 es de tipo Halogenuro de Lantánido, equipada de fotodetectores segmentados con un paso al menos inferior a la mitad de su grosor, con preferencia inferior a 4 mm y por tanto la microelectrónica de lectura dedicada de tipo ASIC comprende una parte analógica que tiene una resolución temporal por canal, para iniciadores inferior a 50 ps.

Con preferencia, el detector es adecuado para medir además una distribución espacial de la luminosidad A1 en (X'1, Y'1) y la integral de la energía E1 como en una cámara gamma clásica.

Por otro lado, el detectores un detector de semiconductor de tipo SI-PMT o APD.

15 De hecho, la medida de cada píxel en el detector (por ejemplo de Si-PMT) se efectúa por medio de componentes microelectrónicos de tipo ASIC mixtos analógicos/digitales dedicados, de manera que permiten una detección muy rápida de los primeros fotones.

20 Según una variante de la invención, el sistema comprende una multitud de placas de escintiladores pegados borde con borde, con el fin de formar una gran superficie y corregir los efectos de borde, dicha superficie puede ser o bien un plano para una aplicación SPECT o bien un anillo para una aplicación PET.

25 Según otro modo de realización, el sistema de detección comprende además una segunda placa P2 de escintilador de un grosor que permite absorber al menos un 80% de la energía del rayo gamma, estando separada dicha segunda placa de la primera placa P1 por una distancia "D" de al menos 10 mm; el sistema comprende además un módulo de estimación que permite determinar un evento válido, un módulo de estimación de la desviación de Compton; es adecuado para medir sobre dicha segunda placa P2 un primer iniciador T2, permitiendo una distribución espacial de los iniciadores situar espacialmente un evento "e2" en (X2, Y2, Z2), una distribución espacial de la luminosidad A2 en (X'2, Y'2) así como la energía E2 emitida durante el evento "e2" en dicha placa P2; y dicha segunda placa P2 permite obtener informaciones sobre el trayecto del rayo gamma sin rechazar ninguno.

30 Ventajosamente, el sistema de detección comprende un módulo de cálculo del evento válido, en el cual los vectores de las distribuciones temporales, el instante de impacto del rayo gamma sobre las placas y los vectores de las distribuciones espaciales se cruzan con el fin de mejorar la precisión de la localización de la interacción en dichas placas.

Ventajosamente, las placas (P1) o (P1 y P2), los fotodetectores y los componentes electrónicos se disponen en un recinto estanco.

35 Ventajosamente, el conjunto "Placas/Fotodetectores/electrónica de tratamiento" presenta un volumen inferior a los detectores a base de placa NaI, de tal manera que dicho conjunto puede instalarse en máquinas de SPECT existentes.

Dada la compacidad más grande de detectores y de la electrónica de tratamiento frente a una cámara clásica, dicho sistema podrá reemplazar fácilmente los dispositivos existentes respecto a las cámaras conocidas.

40 La invención se refiere además a un procedimiento de reconstrucción de la imagen según la reivindicación 10 implementado en el sistema anterior caracterizado por las etapas siguientes: sobre la placa P1 durante el impacto de un fotón gamma:

- medir un primer iniciador T1, correspondiente al instante de impacto del primer fotón UV sobre el plano de los detectores segmentados sobre dicha placa P1;

45 - medir una distribución espacial y temporal de iniciadores vecinos, sobre el plano de los fotodetectores, con el fin de situar espacialmente un evento "e1" en (X1, Y1) sobre la normal del mínimo de la distribución de los iniciadores;

- medir además una distribución espacial de la luminosidad A1 en (X'1, Y'1) y la integral de la energía E1 como en una cámara gamma clásica.

50 La invención se refiere además a un procedimiento de detección que comprende las etapas siguientes: sobre la placa P2:

- medir un primer iniciador T2;
- medir una distribución espacial y temporal de los iniciadores con el fin de situar espacialmente el evento "e2" en (X2, Y2, Z2);
- 5 - medir una distribución espacial de la luminosidad A2 en (X'2, Y'2) así como la energía E2 emitida durante el evento "e2" en dicha placa P2;
- determinar un evento válido con la ayuda del módulo de estimación efectuando las dos pruebas siguientes:
 - a) $T2 = T1 + \text{tiempo de propagación de la luz entre e1 y e2}$
 - b) $E1 + E2 = \text{Energía del radioisótopo utilizado}$;
- 10 - determinar la desviación de Compton de ángulo "alfa" con una precisión $d\alpha$ con respecto a la dirección inicial del rayo gamma, la relación de las energías ($E1/E1+E2$) permite estimar la desviación de Compton;
- definir las informaciones sobre el trayecto del rayo gamma.

La invención se refiere además a la aplicación del sistema anterior a un sistema de procesamiento de imagen médico de tipo SPECT o de tipo PET, como se especifica en la reivindicación 11.

- 15 La invención tiene por objetivo además la utilización del sistema definido anteriormente en los campos en los cuales el número de fotón gamma a detectar se ha reducido, tal como la astronomía, como se especifica en la reivindicación 12.

Breve descripción de las figuras

Otras características, detalles y ventajas de la invención se desprenderán de la lectura de la descripción siguiente, con referencia a las figuras anexas, que ilustran:

- 20 - la figura 1, muestra el principio de emisión de dos fotones gamma en la técnica PET clásica;
- la figura 2A muestra el principio de la técnica SPECT clásica;
- la figura 2B presenta la intensidad luminosa medida por los fotodetectores adyacentes a un evento y la figura 2C muestra el baricentro de la mancha luminosa;
- la figura 3A muestra el principio de la técnica SPECT temporal y el tiempo de llegada del primer fotón;
- 25 - la figura 3B es un diagrama ilustrativo de la figura 3A;
- las figuras 4A y 4B ilustran una comparación del efecto de borde en los casos de SPECT clásica (5A) y la SPECT temporal (5B);
- la figura 5 muestra un modo de realización de la invención con 2 placas de escintiladores; y
- 30 - la figura 6 muestra el sistema de dos placas de escintilador para detectar los rayos gamma emitidos con un ángulo inferior o igual a 45° .

Descripción detallada

- 35 El principio de las exploraciones escintigráficas es determinar, y visualizar en forma de imágenes, la biodistribución en el organismo, de un elemento un radio farmacéutico inyectado con anterioridad a un paciente. Para ello, se tiene necesidad de un sistema de detección de radioactividad capaz de detectar la presencia de moléculas marcadas pero igualmente de localizarlas en el espacio tridimensional (tomografía).

- 40 Dichos materiales marcadores existen: se trata por ejemplo del cristal de yoduro de sodio (NaI) dopado con talio. Este cristal es actualmente el elemento fundamental de toda la cadena de detección. De hecho, el talio absorbe los fotones emitidos por el NaI y "vuelve a enviar" una fracción constante en forma de fotones ultravioletas de 3eV para los cuales el cristal es transparente. Hace falta señalar que en el cristal, hay una pérdida considerable de la emisión de los fotones luminosos. En esta fase, hace falta convertir los fotones luminosos en corriente eléctrica. Esto es posible gracias a un aparato denominado fotomultiplicador. Las señales eléctricas que salen del fotomultiplicador pueden por tanto ser tratadas por un sistema electrónico y la información se hace aprovechable.

- 45 En lo que se refiera las cámaras de tipo PET (*Positron Electron Tomography*), las mismas necesitan una fuente de positrones. Como se explicó anteriormente, de manera conocida se detectan dos rayos gamma de 511 KeV emitidos en anticoincidencia por medio de matrices de cristales escintilantes (BGO, LSO, LaBr3) dispuestos en anillos alrededor de la fuente de positrón. La cámara de tipo PET está constituida por una matriz de mono cristales, típicamente $4*4*25$ mm, leídos por un fotodetector, fotomultiplicador o Si-PMT, Multicanal; el tamaño de los canales

se adapta a menudo al tamaño del cristal. A continuación se tiene una etapa de amplificación y de tratamiento de la señal, a menudo de electrónica discreta. En dichas cámaras, se distingue una verdadera interacción del ruido debido a la difusión de Compton. A través de las características siguientes:

- los 2 píxeles activados se disponen en las antípodas del anillo;
- 5 - la energía de interacción corresponde a 511 KeV; y
- los 2 fotones tocan el detector en el mismo instante de 1 ns (nanosegundo) casi. Con los escintiladores rápidos tales como LSO, LaBr₃, se puede incluso medir la diferencia entre el tiempo de impacto desde los lados opuestos del anillo, deducir la posición de la interacción; esto en la modalidad *Time of Flight*. Esta característica se describe en el artículo "*Monolithic LaBr₃ :Ce crystals on silicon photomultiplier arrays for time of flight positron emission tomography*" "Stefan Seifert, Herman T van Dam,..." publicado el 29 de marzo de 2012.

El principio de la técnica "PET" se ilustra en la figura 1, en la cual, t_0 es el momento de emisión de dos fotones γ (gamma) de 511 KeV cada uno. Estos fotones son detectados por dos detectores opuestos en coincidencia. En este caso el evento tiene lugar sobre la recta AB, y los dos fotones tocan los detectores en el mismo instante. El *time of flight* es equivalente a $(t_0 + X_b) - (t_0 + X_a)$. Se deduce que el evento está descentrado $X_b - X_a$ del centro del círculo, donde X_b es la distancia recorrida entre el momento de emisión del rayo gamma γ y el momento en el que dicho rayo toca un detector en un punto B. Del mismo modo X_a es la distancia recorrida entre el momento de emisión del rayo γ y el momento en el que dicho rayo toca otro detector en un punto A de la recta. El segmento de la recta AB es de aproximadamente 400 ps equivalente a 12 cm.

En la tomografía de emisión monofotónica SECT (*Single Photo-Electron Computed Tomography*) cuyo principio se esquematiza en la figura 2, se detecta un solo fotón, cuya energía varía según el radioisótopo utilizado (de 100 KeV a 1000 KeV), por medio de una placa de cristal escintilante (NaI, CsI, LaBr₃) que es leído por grandes fotodetectores (PMT). Para tener una indicación sobre la dirección de incidencia del fotón, es necesario colocar delante del cristal grandes colimadores de plomo, voluminosos, pesados y que detienen una gran parte de la radiación emitida y de parte de su dimensionamiento geométrico, sólo se dispone de muy pocos fotones para construir una imagen. Además, la resolución espacial de la SPECT es inferior a la de la PET debido a una imprecisión en la localización de la interacción.

El sistema según la invención permite:

- 1) mejorar la resolución espacial para la SPECT de geometría constante;
- 2) evitar tener que segmentar los cristales para la PET a la vez que se conserva una buena resolución espacial;
- 30 3) mejorar la resolución de energía para la SPECT; y finalmente
- 4) en un modo de realización de dos placas, prescindir de los coordinadores de plomo conservando una cámara en una lógica de Anger.

Hoy en día cuando un fotón gamma interactúa con una placa de escintilador continua y de buena calidad óptica, se compara la intensidad luminosa medida por los fotodetectores adyacentes al evento. Para ello, se reduce el baricentro de la mancha luminosa, donde se supone que se produce la interacción. La energía global depositada es igualmente medida con el fin de rechazar los eventos no válidos.

La figura 2A, muestra la interacción del fotón γ con una placa P de escintilador NaI:Ti de aproximadamente 10 a 20 mm de grosor. Un colimador 3 de agujeros paralelos permite la selección de radiaciones γ que golpean a este colimador de manera perpendicular a su superficie. Varios fotomultiplicadores es PMT 10 se colocan con el fin de medir la intensidad luminosa. Los fotomultiplicadores 10 que sirven para convertir la señal óptica en una señal eléctrica. Estos dispositivos actúan como amplificadores y son relativamente voluminosos. Sólo se pueden poner por tanto los píxeles requeridos en la imagen final. Para determinar la posición precisa de escintilación hace falta hacer la interpolación entre los fotomultiplicadores. Dichos PMT (fotomultiplicadores) 10, están constituidos de tubos vacíos de aproximadamente 76 mm de diámetro.

Por otro lado, la resolución espacial no está solamente limitada por el número de dispositivos detectores, sino también por el número de fotones de escintilación y la extensión de la superficie sobre la cual se detectan. De hecho, el principio de posicionamiento utiliza el cálculo del "baricentro" y permite obtener una resolución espacial inferior a la dimensión de los fotomultiplicadores. El posicionamiento se determina de forma estadística, el número de fotones observados va a limitar la precisión de la estimación (figura 2B). La figura 2C presenta el baricentro de la mancha luminosa, el cual es el lugar de interacción. La resolución espacial es de aproximadamente 5 a 7 mm, pero, el contraste es reducido. Esta noción de contraste cubre la de la relación señal/ruido que permite una apreciación cuantitativa de la calidad de la imagen.

La idea de la presente invención es diferenciar por su repartición espacial y temporal los fotones no difundidos que se dirigen en línea recta desde el punto de interacción de los que sufren al menos una difusión. Con tal fin, se utiliza

un fotodetector segmentado, con preferencia un Si-PMT, y una información temporal (tiempo de llegada de los primeros fotones UV) y no de intensidad luminosa para medir muy precisamente en el espacio el lugar de interacción en una placa en (X, Y), pero también en Z (profundidad de la interacción) debido a la diferencia de trayectos luminosos más cortos y el tiempo T exacto, (corregido del tiempo de recorrido en el cual tiene lugar la interacción).

- 5 La invención utiliza el hecho de que existen ahora escintiladores muy rápidos adaptados a la aplicación SPECT y electrónicas muy rápidas para leerlos (por ejemplo Si-PMT y circuitos microelectrónicos dedicados de tipo ASIC), véase el artículo "*LaBr3 :Ce scintillation gamma camera prototype pour X and gamma ray imaging*" "R.Pani, M.N Cinti, R.Pellegrini, P.Bennatin..." publicado en febrero de 2007. Éste artículo muestra características muy prometedoras del cristal LaBr3:Ce como procesador de imágenes de rayos gamma. En particular los excelentes valores de resolución de energía (6% a 140 keV y ~ 3% a 662 keV) se obtienen cuando el cristal LaBr3: Ce se acopla a un PMT.

15 Los primeros fotones UV emitidos después de una interacción representan una esfera cuyo radio crece a la velocidad de la luz en el medio considerado (LaBr3 índice=1,9). El tiempo de llegada de estos primeros fotones a la base de la placa escintilante (iniciador) puede medirse a varias decenas de picosegundos, con detectores y una electrónica adecuada. De la misma forma que con la intensidad luminosa, se puede construir una distribución espacial y temporal de los n primeros fotones detectados (x_n, y_n, t_n). Debido al salto de índice entre el cristal y el acoplamiento óptico cristal/detector, existe un ángulo límite TetaL (θ_L) más allá del cual los fotones son difundidos. Los fotones no difundidos son por tanto repartidos en un cono de ángulo TetaL (θ_L) cuyo vértice es el punto de interacción. Cuanto más grande es la diferencia de tiempos con el primer iniciador T1, más lejos estamos de un lugar de interacción. El mínimo de esta distribución es el lugar de interacción. El interés de este sistema es que la distribución de la mancha de primeros fotones, propagados en línea recta desde la interacción, es mucho más estrecha que para la mancha de luz de las intensidades, lo que mejora considerablemente el contraste de las imágenes. Por otro lado, la doble información obtenida, a la vez sobre la mancha de luz (GC) y sobre la mancha temporal (GCT) permite por un tratamiento estadístico apropiado, mejorar más la imagen.

25 De manera general, los primeros fotones llenan por tanto una esfera cuyo diámetro crece en el transcurso del tiempo a una velocidad $v = c/n$. La imagen de esta esfera sobre el plano de los detectores es un círculo cuyo diámetro crece hasta alcanzar un ángulo límite TetaL. Estos fotones UV se propagan a la velocidad de la luz (c/n) en el material con por ejemplo $n = 1,9$, índice del medio. El conjunto de los fotones no difundidos es por tanto un cono cuyo vértice es el punto de interacción y el ángulo de abertura TetaL. A continuación, se indica la diferencia entre los fotones directos y los fotones difundidos.

30 Los únicos fotones directamente detectados son los que son emitidos en un cono que tenga el punto de interacción por vértice y por ángulo de abertura, el ángulo de reflexión total en el cristal escintilador $TetaL = \arcsen(n_2/n_1)$, con $n_2 = 1,4$ y $n_1 = 1,9$ para LaBr3. Todos los otros fotones sufren al menos una difusión antes de ser detectados. Esto tiene dos consecuencias: 1) tienen un trayecto óptico más largo (con una propagación a c/n), y por tanto son detectados más tarde; 2) tienen una probabilidad elevada de ser difundidos fuera del cono de luz. El cono de luz contiene por tanto una sobredensidad de fotones.

Para tratar la difusión de los fotones, lo más simple es considerar que cuando tocan la superficie superior, son enviados sobre 2π estereorradianes hacia la cara inferior con una equiprobabilidad en cuanto a la dirección.

40 **Procedimiento de cálculo del posicionamiento espaciotemporal de una interacción (X, Y, Z, T). Los valores numéricos corresponden a una placa gruesa utilizada para una modalidad de tipo PET.**

Para cada interacción, se mide:

- 1) Una primera interacción (X_1, Y_1, T_1);
- 2) La posición (X_n, y_n, T_n) de los n primeros fotones detectados durante una duración comprendida entre 200ps y 1000ps después de esta primera interacción;
- 45 3) Se tratan estadísticamente estos datos de manera que se define el diámetro del cono de luz (que depende de z) y su incertidumbre (que dará la incertidumbre sobre z);
- 50 4) Un primer estimador de la posición del centro del cono (x_a, y_a) basado en el cálculo del baricentro de los puntos. Esta estimación puede a continuación afinarse tratando los 10 primeros fotones detectados. Estos fotones tienen a priori un trayecto más corto que los otros y deben verificar una ley sobre el agrandamiento progresivo del cono de detección. Se afina por tanto el cálculo para obtener (X_b, y_b) y una estimación sobre el error de posición cometido;
- 5) Conociendo (x, y, z) y la localización completa de la detección del primer fotón sobre el plano de los detectores ($x_1, y_1, 30, t_1$) se puede estimar el tiempo t exacto de la interacción en (x, y, z) así como el error sobre esta estimación del tiempo.

Finalmente, es posible reconstruir el evento en x, y alrededor de 2-3 mm con una precisión en z de alrededor de 5 mm y en t de alrededor de 30ps. Por tanto, se puede obtener un detector de rayos gamma de un factor de 2 a 4 veces mejor que el existente.

5 La figura 3A ilustra la técnica de SPECT Temporal de la presente invención, en la cual la placa P del escintilador (LaBr3) es de grosor de aproximadamente 30 mm, y el fotodetector 4 es de tipo SI-PMT segmentado. Los segmentos de SI-PMT son de 20 x 20 mm en 16 canales, es decir un canal = 4 mm x 4 mm. La luz paralela es emitida de forma isótropa, es decir que la fuente irradia de forma isótropa en un ángulo de 4π . La medida se hace sobre la primera onda de fotones emitida es decir sobre el primer iniciador temporal: véase el diagrama de la figura 3B. En el SPECT Temporal, se mide también el baricentro, pero como la granularidad del detector es de 4 mm x 4 mm, la resolución temporal de los iniciadores es de aproximadamente 20 ps lo que es equivalente a 4 mm en el cristal LaBr3.

15 Además, cada uno de los píxeles de este detector dispone, por medio de una componente microelectrónica de tipo ASIC vista analógica/digital dedicada, de una medida precisa de una docena de picosegundos del momento en el que sea iluminado el detector por primera vez. Esto permite una detección muy rápida de los primeros fotones. Para obtener esta precisión temporal, es necesario compensar los tiempos de respuesta de los píxeles y del canal del ASIC (componente microelectrónica). Esta compensación se obtiene durante una fase de calibración al iluminar una zona con una fuente colimada. Sin salir del ámbito de la invención, se puede utilizar un cabezal doble para este efecto.

20 En el estado actual de la técnica un escintilador muy rápido y con poco *afterglow*, con preferencia LaBr3, es necesario para reconstruir un procesamiento de imagen temporal de la interacción: véase el artículo "*LaBr3 :Ce scintillation gamma camera prototype pour X and gamma ray imaging*" "R.Pani, M.N Cinti, R.Pellegrini, P.Bennatin..." publicado en febrero de 2007. Aunque el tiempo más corto que sea posible medir con un escintilador rápido tal como LaBr3 sobre un píxel de 25 mm es de 200ps, este tiempo es debido en gran parte a la incertidumbre en lo que se refiere a la localización de la interacción en cabeza o en pie de píxel. En un escintilador continuo, al comprender los tiempos medidos por píxeles de fotodetectores adyacentes, es posible conocer la altura (z) en la que tiene lugar la interacción y por tanto tener un valor preciso de algunas decenas de ps (10 ps = 2 mm en LaBr3) del tiempo de interacción en la cara de entrada del cristal. Tan pronto como se dispone de un modelo de funcionamiento del cristal, la precisión de localización temporal es bastante superior a la de la resolución espacial.

En los fotodetectores adyacentes, no hay interfaz óptica, por consiguiente, es el trayecto más directo el que cuenta.

30 Otro interés de la presente invención es, que al tener una cartografía temporal y espacial de una interacción, es posible diferenciar dos eventos vecinos en el espacio y en el tiempo. En la lógica de Anger, si la energía no es correcta, es decir si la energía emitida es diferente de la energía del radioisótopo utilizado, no se pueden diferenciar dos eventos vecinos. Esto contribuye a la dispersión sobre la imagen.

35 Otro interés de la invención es que permite corregir los efectos de bordes. Para ello, se pueden pegar varias placas juntas, unas al lado de las otras, para reconstruir una gran superficie, lo que permite corregir los efectos de bordes. Esto es particularmente ventajoso en el caso de cristales relativamente pequeños, por ejemplo para halogenuros de Lantánido.

40 En la lógica de Anger, si se pegan dos placas de escintiladores, la distribución de luz se perturba fuertemente por las reflexiones parciales sobre la interfaz óptica y por tanto la posición espacial de la interacción deducida de la forma de la mancha de luz es falsa. Por el contrario, los trayectos luminosos más directos que atraviesan la interfaz óptica con una incidencia próxima a la normal son poco desviados. Por tanto el tiempo de vuelo medido desde el lugar de interacción es correcto. Existen zonas al otro lado de la placa (la interfaz óptica) que se pueden utilizar para reconstruir, a partir de los trayectos directos de los fotones una localización correcta de la interacción.

45 Las figuras 4A y 4B ilustran una comparación del efecto de borde en el caso de SPECT clásica (4A) y de la SPECT temporal de la presente invención (4B). En el caso de SPECT clásica (figura 4A), las placas P1 y P2 están pegadas borde con borde con un pegamento de alto índice, se señala que una gran parte de la luz es reflejada. Por consiguiente, se perturba la distribución luminosa. En el caso de SPECT Temporal, (figura 4B), según la invención, el trayecto de los primeros fotones emitidos se perturba poco, por tanto se puede reconstruir correctamente el mínimo temporal, por tanto se pueden corregir los efectos de borde.

50 La realización del sistema de detección con la ayuda de detectores de semiconductores de tipo SI-PMT o APD es particularmente ventajosa ya que son mucho más compactos que los PM (foto multiplicador), por tanto los tiempos de transferencia internos en los detectores son más cortos. Esto permite esperar una mejor resolución temporal. Además, estos detectores tienen una sección de captura de la radiación gamma despreciable; pueden por tanto ser colocados en la frontal, como en el caso de un sistema de Compton de dos placas según un modo de realización de la invención.

55 El sistema de detección descrito puede además funcionar de la misma manera para la modalidad PET sin colimador. De hecho, el tratamiento induce una pixelización virtual de la placa de detector que evita tener que segmentarla físicamente y economiza costes importantes. Por otro lado, la medida de la profundidad de la interacción tiene lugar

de manera natural con un solo plano de detector, en una configuración que es la de una cámara gamma clásica. Esta modalidad permite obtener los mejores rendimientos con escintiladores menos densos y menos caros tal como el halogenuro de Lantánido.

5 El sistema de detección descrito puede además funcionar de la misma manera sin colimador para la modalidad PET con las ventajas siguientes.

- En un escintilador de tipo LaBr3 cuyo tiempo de ascensión al pico de luz es de aproximadamente 800 ps, se mejora la resolución de energía del detector contando el número de fotones no difundidos detectados durante una duración dada superior al *rise time* (tiempo de ascensión al pico de luz) del escintilador (800 ps para LaBr3), sólo considerando los elementos detectados en el cono de luz. De manera general, en un detector plano monolítico, la resolución de energía se degrada con respecto al óptimo teórico. La resolución de energía está de hecho relacionada con el número de fotones detectados para un evento de energía dado. En un detector plano la mayor parte de los fotones detectados han sufrido múltiples difusiones desde su lugar de emisión. Durante estas difusiones se pierde un porcentaje variable de fotones. La presente invención proporciona una solución, teniendo en cuenta únicamente los fotones no difundidos que provienen del cono de luz, se encuentra la proporcionalidad número de fotones/energía propia del escintilador. Por tanto se puede obtener una resolución de energía del orden de un 3% con LaBr3: Ce.

Otro interés de la invención es que en el caso de utilización de la técnica PET, el detector de semiconductor, plano monoplaça, puede ser sustituido por detectores segmentados. Se puede colocar por ejemplo alrededor del paciente un cilindro poligonal formado de placas de detectores, de manera que se reconstruye un anillo. Este tipo de detector permite obtener rendimientos particularmente elevados en términos de *Time of Flight* (dentro del anillo) debido a la utilización de LaBr3 y a la corrección de la profundidad de interacción de la radiación y de la localización temporal particularmente precisa.

La figura 5 representa otro modo de realización de la invención según el cual, el sistema de detección comprenden especial: dos placas P1 y P2 de escintiladores, matrices 5 SI-PMT de fotodetectores y la electrónica 6 asociada, pegados a cada placa P1 y P2. La primera placa P1 es fina y presenta un grosor superior a 5 mm. Sobre esta primera placa se mide: el instante de impacto del rayo gamma, el primer iniciador T1, una distribución espacial de los iniciadores, con el fin de situar un evento e1 en (X1, Y1); una distribución espacial de la luminosidad en A1 (X'1, Y'1); así como la integral de la energía (E1) emitida durante el evento en la placa P1. Dicho sistema comprende además una segunda placa P2 de escintilador, más gruesa que la primera. Dicha segunda placa P2, presenta un grosor superior a 10 mm y permite absorber más de un 80% de la energía del fotón gamma gracias a su grosor suficiente. La segunda placa P2 está separada de la primera placa P1 por una distancia "D" de al menos 10 mm necesaria para detectar el iniciador sobre la segunda placa. Sobre esta segunda placa P2 se mide: el instante en impacto del rayo gamma, es decir un primer iniciador T2; Una distribución espacial de los iniciadores en X2, Y2, Z2); Una distribución espacial de la luminosidad en A2 (X'2, Y'2); así como la integral la energía (E2) emitida durante el evento en esta placa. A continuación se efectúa un triaje para saber si el evento es válido. El triaje se efectúa gracias a las dos pruebas siguientes:

$$E1 + E2 = \text{Energía del radioisótopo utilizado}$$

$$\text{y } T2 = T1 + \text{tiempo de propagación de la luz entre el evento e1 y el evento e2.}$$

Si el evento es válido, se puede calcular el vector de propagación del rayo gamma en el sistema. Además, la relación de energías (E1/E1+E2) permite estimar la desviación de Compton (ángulo α) con una precisión $d\alpha$ con respecto a la dirección inicial del rayo gamma. Se sabe por tanto que la interacción ha tenido lugar en una dirección comprendida en un cono del eje A1A2 y de ángulo comprendido entre $\alpha-d\alpha$ y $\alpha+d\alpha$. Los eventos más interesantes en términos de procesamiento de imagen son por supuesto aquellos en los que α es pequeño, de ahí el interés de una placa de entrada delgada. Ya que se obtiene al final un gran número de eventos, se puede, por consiguiente, reconstruir una imagen.

Una vez que la posición de los iniciadores espaciales y temporales ha sido documentada, se puede integrar el conjunto de la radiación emitida con el fin de medir precisamente la energía, rechazando las variaciones de Compton. Con preferencia, en dicho sistema de dos placas, las placas se instalan enfrentadas y los fotodetectores se colocan hacia el interior del volumen definido por las dos placas P1 y P2 dispuestas enfrentadas.

50 Para que dicho sistema según la invención funcione, en primer lugar hace falta disponer de escintiladores muy rápidos, muy luminosos, y con un *afterglow* reducido, tales como el Óxido de lutecio (LYSO, LSO), con preferencia, los halogenuros de lantánido (LuI3, LaBr3, LaCl3). Los fotodetectores deben ser rápidos, compactos, de sección reducida de captura de radiación gamma. En la configuración que comprende dos placas P1, P2, los fotodetectores son atravesados por la radiación gamma, con una gran homogeneidad de respuesta temporal de canal a canal.

55 En ciertos modos de realización de la invención, se pueden utilizar fotodetectores clásicos (PMT), pero se prefieren los fotodetectores de semiconductores (Si-PMT).

La calidad de la electrónica de tratamiento de los fotodetectores de semiconductores, Si-PMT, debe: tener una resolución temporal respecto a la detección del primer fotón (iniciador) superior a 20 ps; estar muy próxima a los Si-PMT para evitar retardos debidos al transporte de cargas. Y tener una absorción reducida de la radiación gamma. Esto conduce a privilegiar a las soluciones microelectrónicas de tipo ASIC.

- 5 Actualmente, los escintiladores con más rendimientos son higroscópicos y se intercala una placa de vidrio entre el cristal y el fotodetector. En la invención, la realización preferida comprende una placa gruesa (típicamente 30 mm para LaBr3 para 511 KeV) con un fotodetector, Si-PMT, pegado directamente sobre el cristal para limitar las reflexiones debidas a las interfaces ópticas. El cristal, los SI-PMT y los componentes microelectrónicos, ASIC, se disponen, por tanto, de forma preferida en un recinto estanco.
- 10 Sabiendo que hace falta evitar la difusión de Comptom entre las dos placas, el espacio entre placas está vacío o lleno de gas inerte de un número atómico reducido tal como el helio, neón, argón. La separación de las placas, la distancia entre las dos placas P1 y P2, debe ser suficiente para que se puedan diferenciar claramente los iniciadores T1 y T2. Para el halogenuro de lantano LaBR3, es privilegiado un tiempo de propagación de 200 ps equivalente a aproximadamente 60 milímetros en el aire.
- 15 Dada la mayor compacidad de los detectores y de la electrónica de tratamiento frente a una cámara clásica, dicho conjunto placas/detector/electrónica podrá reemplazar los dispositivos actualmente presentes en las cámaras existentes.

Otro interés del sistema según la invención, es su aplicación en los campos en los cuales el número de fotones gamma a detectar es reducido tal como la astronomía.
- 20 El sistema según la invención con una o dos placas, puede utilizarse para un examen de tipo PET. En este caso, una placa de escintilador rápido tal como LaBr3, debe presentar un grosor superior a 20 mm para poder detener fotones de 511KeV. En el caso de una sola placa de escintilador, es necesaria la presencia de un colimador. Si se utiliza un sistema de 2 placas, el colimador ya no es útil. TA que el detector contiene una o dos placas, debe estar instalado en frente de cada lado del paciente.
- 25 Se pueden contemplar numerosas combinaciones sin salir del ámbito de la invención tal como se define por las reivindicaciones; el experto en la materia elegirá una u otra en función de las limitaciones económicas, ergonómicas, dimensionales u otras que se han de respetar.

REIVINDICACIONES

1. Sistema de detección de rayo gamma, del tipo cámara gamma, que comprende

- una fuente de rayo gamma,
- al menos una placa de escintilador rápido (P1) que presenta un tiempo de ascenso al pico de luz que es inferior a 1ns:
 - en el cual una interacción con dicho rayo gamma produce eventos de escintilación que generan fotones UV
 - comprendiendo una cara de entrada difusora y una cara de salida pulida,
 - presentando un espesor superior o igual a 10 mm,
- un fotodetector que comprende una pluralidad de segmentos que detectan los fotones emitidos por dicha placa (P1),
- una microelectrónica de lectura dedicada de tipo ASIC, que recoge las detecciones de fotones del fotodetector,

estando el sistema **caracterizado porque**:

- el fotodetector y la microelectrónica de lectura son adecuadas para recoger los fotones de dicha placa (P1),
- el sistema es adecuado para:
 - medir un primer iniciador T1, correspondiente al instante de impacto del primer fotón detectado sobre cada uno de los segmentos del fotodetector,
 - medir una distribución espacial y temporal de los primeros fotones recibidos sobre los segmentos vecinos, después de este primer iniciador T1, durante una duración determinada, superior a 100 ps e inferior o igual al tiempo de ascensión al pico de Luz del escintilador, con el fin de determinar las coordenadas (X1, Y1) espaciales de un evento "e1",
 - aprovechar las diferencias de reparto espaciales y temporales de los primeros fotones detectados alrededor del evento "e1" y gracias a dicha duración determinada, discriminar los fotones no difundidos y los fotones difundidos y determinar el radio de un disco centrado alrededor del evento "e1" y en el cual se concentran los fotones no difundidos, y después determinar la distancia (o profundidad Z de interacción) a la cual se produce la interacción que han generado los fotones detectados y por tanto reconstruir las coordenadas (X1, Y1, Z1, T1) espaciotemporales de dicho evento de escintilación producido por dicha interacción.

2. Sistema según la reivindicación 1, **caracterizado porque** es adecuado para medir el instante T exacto de dicha interacción reconstruyendo la trayectoria en el cristal escintilador sobre la base de las coordenadas (X1, Y1, Z1, T1) espaciotemporales estimadas a partir de los diez primeros fotones detectados.

3. Sistema según una de las reivindicaciones 1 o 2, **caracterizado porque** la placa P1 es de tipo Halogenuro de Lantánido, estando repartidos los segmentos de fotodetector según un paso inferior a la mitad de su espesor, con preferencia inferior a 4 mm y comprendiendo la microelectrónica de lectura dedicada de tipo ASIC una pluralidad de canales dedicados, cada uno a uno de los segmentos, con una parte analógica que tenga una resolución temporal para cada canal inferior a 50 ps.

4. Sistema según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado porque** es adecuado para medir además una distribución espacial de la luminosidad A1 en (X'1, Y'1) y calcular la integral de la energía E1 como en una cámara gamma clásica.

5. Sistema de detección según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado porque** el fotodetector es un detector de semiconductor de tipo SI-PMT o APD.

6. Sistema de detección según la reivindicación 1, **caracterizado porque** comprende una multitud de placas de escintiladores pegados borde con borde con el fin de extender la superficie en la cual se pueden formar las interacciones y limitar los efectos de borde que se producirían sobre la misma superficie por una placa única, pudiendo disponerse dicha superficie o bien en un plano para una aplicación SPECT o bien en un anillo para una aplicación PET.

7. Sistema de detección según la reivindicación 1, **caracterizado porque**:

- comprende además

- una segunda placa P2 de escintilador de un grosor que permite absorber al menos un 80% de la energía del rayo gamma, estando separada dicha segunda placa de la primera placa P1 por una distancia "D" de al menos 10 mm,

- un módulo de estimación que permite determinar un evento válido,

5 - un módulo de estimación de la desviación de Compton,

- es adecuado para medir, sobre dicha segunda placa P2 un primer iniciador T2, permitiendo una distribución espacial de los iniciadores situar espacialmente un evento "e2" en (X2, Y2, Z2), una distribución espacial de la luminosidad A2 en (X'2, Y'2), así como la energía E2 emitida durante el evento "e2" en dicha placa P2
- dicha segunda placa P2 permite obtener informaciones sobre el trayecto del rayo gamma sin perder información sobre los rayos que no han interactuado con la primera placa (P1).

10 8. Sistema de detección según la reivindicación 7, **caracterizado porque** comprende un módulo de cálculo de evento válido, en el cual los vectores de distribuciones temporales, en el instante de impacto del rayo gamma sobre las placas, y los vectores de distribuciones espaciales están correlacionados con el fin de mejorar la precisión de la localización de la interacción en dichas placas.

15 9. Sistema según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado porque** las placas (P1) o (P1 y P2), los fotodetectores y los componentes electrónicos se disponen en un recinto estanco.

10. Procedimiento de reconstrucción de la imagen, en un sistema según una de las reivindicaciones 1 a 9 y **caracterizado por** las etapas siguientes implementadas durante el impacto de un fotón gamma:

- en la placa (P1):

20 - medir un primer iniciador T1, correspondiente al instante de impacto del primer fotón UV sobre el plano de los detectores segmentados sobre dicha placa P1;

- medir una distribución espacial y temporal de los impactos de los fotones, denominados, iniciadores sobre los segmentos vecinos en el plano de los fotodetectores, con el fin de situar espacialmente un evento "e1" en "X1, Y1" sobre la normal del mínimo de la distribución de los iniciadores;

25 - medir además una distribución espacial de la luminosidad A1 en (X'1, Y'1) y la integral de la energía E1;

- en la placa P2:

- medir un primer iniciador T2;

30 - medir una distribución espacial y temporal de los iniciadores con el fin de situar espacialmente un evento "e2" en (X2, Y2, Z2);

- medir una distribución espacial de la luminosidad A2 en (X'2, Y'2) así como la energía E2 emitida durante el evento "e2" en dicha placa P2;

- determinar un evento válido con la ayuda de un módulo de estimación efectuando las dos pruebas siguientes:

35 a) $T2 = T1 + \text{tiempo de propagación de la luz entre e1 y e2}$

b) $E1 + E2 = \text{Energía del radioisótopo utilizado};$

- determinar la desviación de Compton de ángulo "alfa" con una precisión $d\alpha$ con respecto a la dirección inicial del rayo gamma, la relación de las energías ($E1/E1+E2$) permite estimar la desviación de Compton;

40 - definir las informaciones sobre el trayecto del rayo gamma.

11. Utilización del sistema según una de las reivindicaciones 1 a 9 en un sistema de procesamiento de imagen es médico del tipo SPECT o del tipo PET.

12. Utilización del sistema según una de las reivindicaciones 1 a 9 en los campos en los cuales el número de fotones gamma a detectar es reducido, tal como la astronomía.

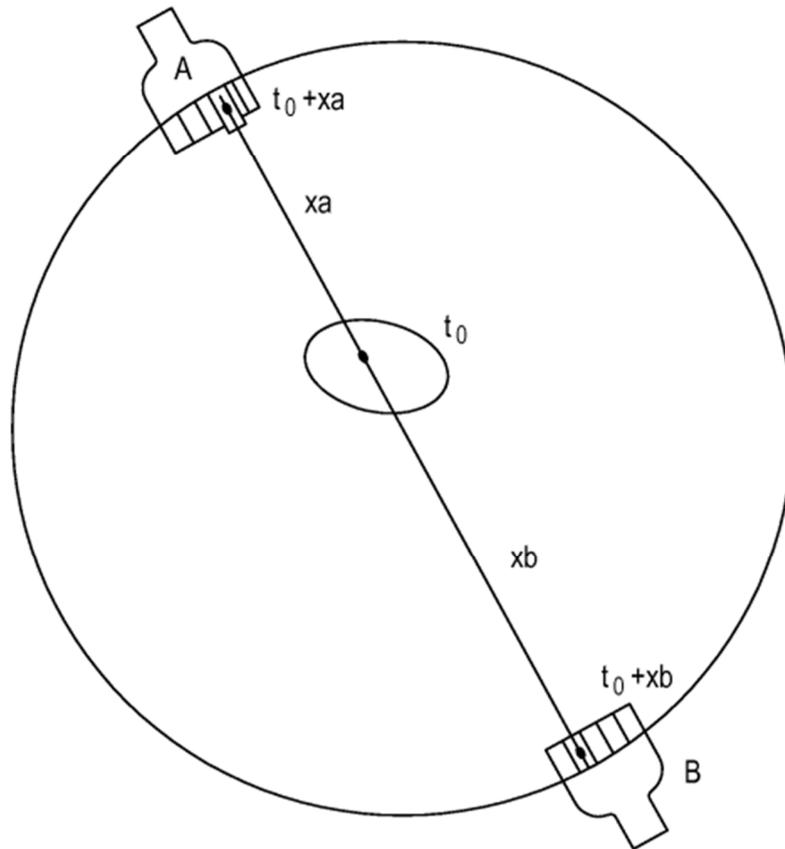


FIG. 1

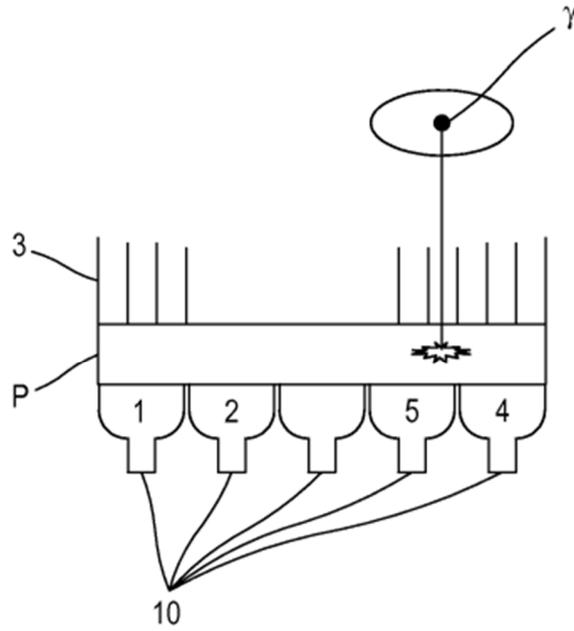


FIG. 2A

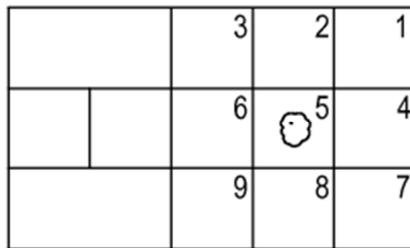


FIG. 2B



FIG. 2C

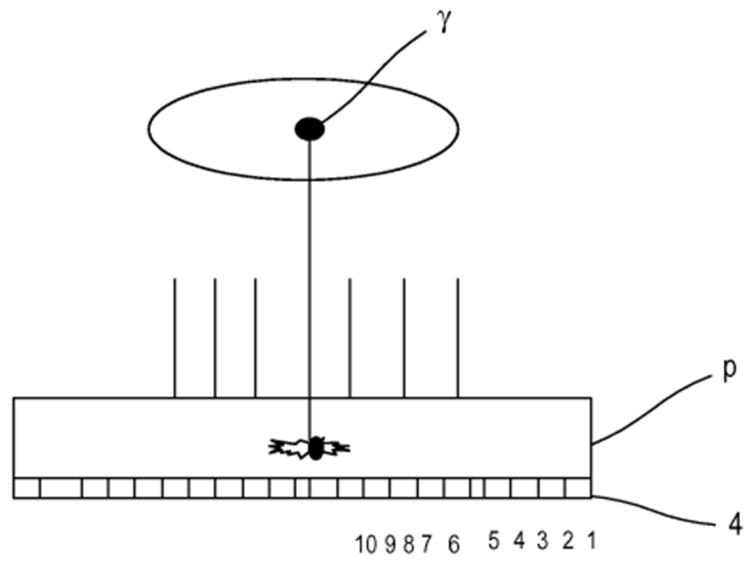


FIG. 3A

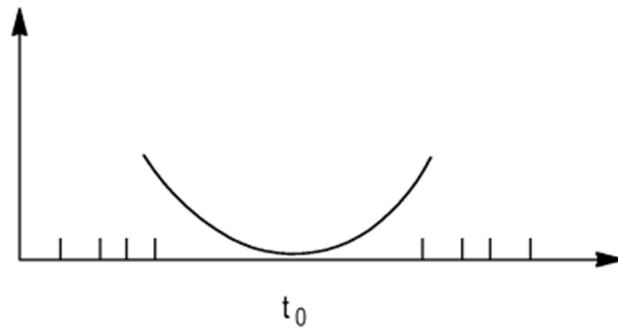


FIG. 3B

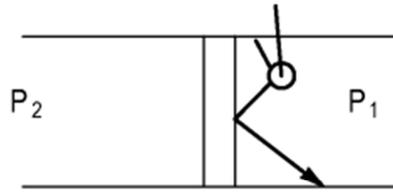


FIG. 4A

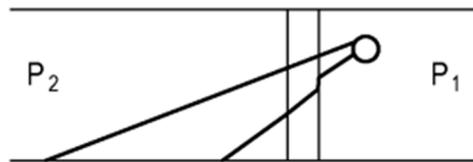


FIG. 4B

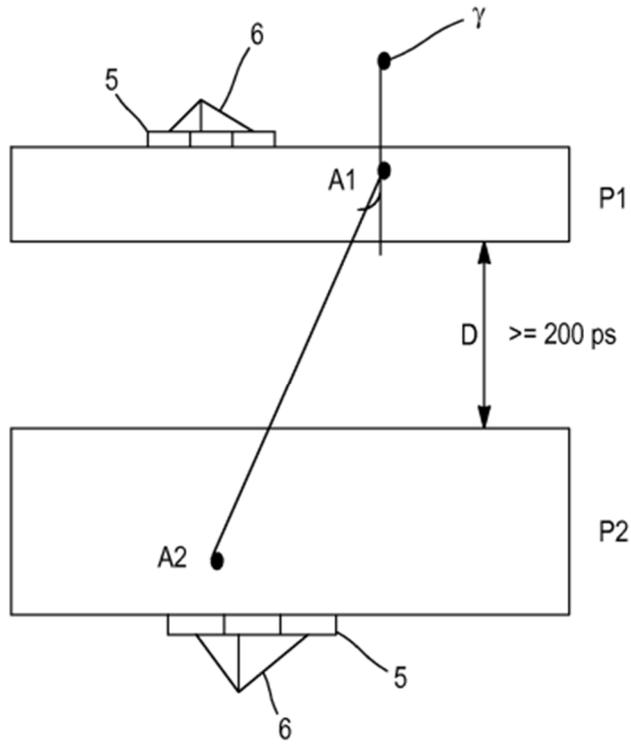


FIG. 5

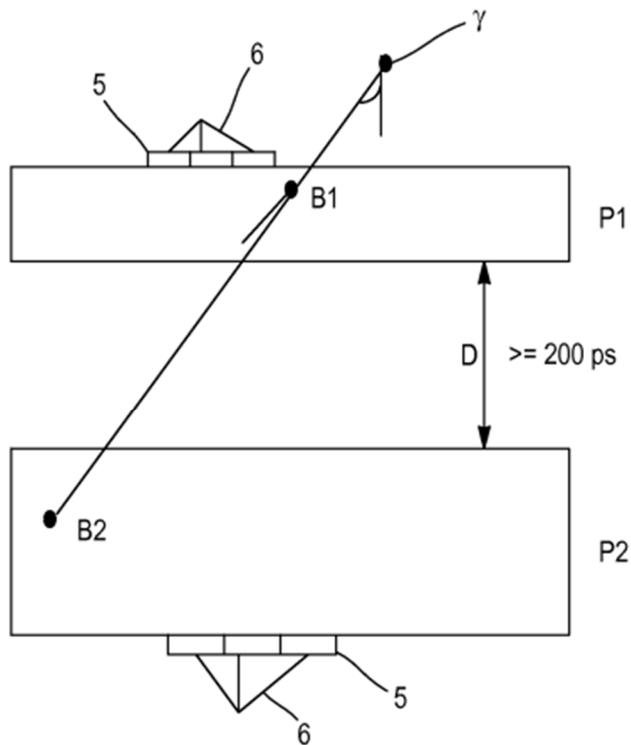


FIG. 6