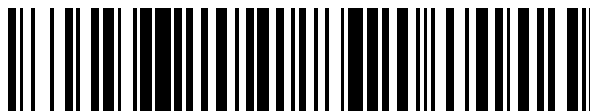


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 629 092**

21 Número de solicitud: 201531580

51 Int. Cl.:

G01T 5/08 (2006.01)

12

SOLICITUD DE PATENTE

A1

22 Fecha de presentación:

04.11.2015

43 Fecha de publicación de la solicitud:

07.08.2017

56 Se remite a la solicitud internacional:

PCT/ES2016/070783

71 Solicitantes:

**CONSEJO SUPERIOR DE INVESTIGACIONES
CIENTÍFICAS (CSIC) (50.0%)
C/ Serrano 117
28006 Madrid ES y
UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA
(50.0%)**

72 Inventor/es:

**BENLLOCH BAVIERA, José María;
SÁNCHEZ MARTÍNEZ, Filomeno y
GONZÁLEZ MARTÍNEZ, Antonio Javier**

74 Agente/Representante:

CUETO PRIEDE, Sénida Remedios

54 Título: **SISTEMA DE CÁMARA COMPTON DE RAYOS GAMMA CON MEDIDA DE TIEMPO DE VUELO**

57 Resumen:

La invención describe un sistema de cámara compton de rayos gamma con medida de tiempo de vuelo que comprende:

- una pluralidad de módulos detectores (3), cada uno de ellos comprende un material sensible a la radiación gamma y dispuestos en capas formadas por uno o más módulos detectores, dichas capas están dispuestas de modo que interfieren un rayo gamma entrante para absorberlo parcial o completamente después de una o más interacciones compton, y están espacialmente separadas para permitir determinar el orden temporal de cada interacción del rayo gamma dentro del sistema de la cámara,
- electrónica de lectura y sistema de adquisición de datos en el que las señales procedentes de los módulos detectores serán leídas, digitalizadas y enviadas a una unidad de procesado, y capaz de obtener la posición 3D, la energía y el orden secuencial temporal de las interacciones individuales
- compton fotoeléctricas - producidas por un único rayo gamma incidente, lo que permite la determinación de la secuencia de tiempo completa de todas las interacciones de rayos gamma dentro del volumen de detección de rayos gamma.

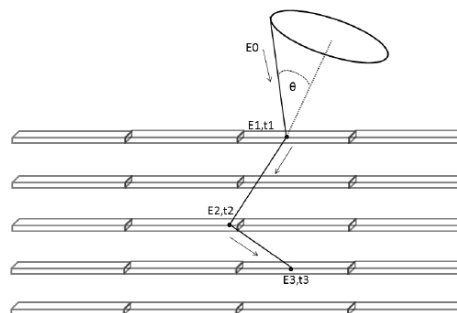


Fig. 1

ES 2 629 092 A1

DESCRIPCIÓN

SISTEMA DE CÁMARA COMPTON DE RAYOS GAMMA CON MEDIDA DE TIEMPO DE VUELO

CAMPO TÉCNICO DE LA INVENCION

La presente invención se engloba en el campo de la toma de imágenes y, más concretamente en el campo de la toma de imágenes con rayos gamma. La invención se refiere al diseño de dispositivos capaces de detectar la radiación gamma y de obtener información de la misma, por ejemplo, dispositivos médicos tal como los que se utilizan en los sistemas de obtención de imágenes con técnicas nucleares como tomografía computarizada de emisión monofotónica ("Single Photon Emission Computed Tomography") (SPECT) o Tomografía por Emisión de Positrones ("Positron Emission Tomography") (PET) para fines de diagnóstico médico o la monitorización de la dosis durante la irradiación en la terapia de hadrones.

Sin embargo, se debe entender que la presente invención es aplicable también en muchos otros campos de la técnica, como por ejemplo en los telescopios de rayos gamma en astrofísica, seguimiento de desmantelamiento de las centrales nucleares y seguridad nacional.

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

Cámaras Compton se han utilizado en el pasado, sobre todo en el campo de la astrofísica de rayos gamma, para determinar la energía y la posición en el cielo de los emisores celestes de rayos gamma de alta energía (Schönfelder, V. et al., "Instrument description and performance of the imaging gamma ray telescope COMPTEL aboard the Compton Gamma-Ray Observatory." ("Descripción del instrumento y rendimiento del telescopio COMPTEL de toma de imágenes por rayos gamma, a bordo del Observatorio Compton de Rayos Gamma") *The Astrophysical Journal Supplement Series*, 86: 657-692, 1993, Boggs, S. et al., "Overview of the nuclear Compton telescope." ("Visión general del telescopio Compton nuclear") *New Astronomy Reviews*, 48:251-256, 2004). Más recientemente este tipo de dispositivos se han propuesto para la obtención de imágenes en Medicina Nuclear con fines de diagnóstico, ya que permiten reconstruir las distribuciones de radioisótopos que emiten rayos gamma (Kahora, R. et al., "Advanced Compton camera system for nuclear medicine: Prototype system study." ("sistema de cámara Compton avanzado para medicina nuclear: estudio de un sistema prototipo.") "Nuclear Science Symposium Conference Record, 2008, Harkness, L.J. et al., "Semiconductor detectors for Compton imaging in nuclear medicine", 2012, JINST 7 C01004.) ("detectores semiconductores para toma de imágenes Compton en medicina nuclear",). Se han propuesto recientemente cámaras Compton basadas en Si o CdTe (Studen, A. et al., "First coincidences in pre-clinical Compton camera prototype for medical imaging." ("Primeras coincidencias en prototipo de cámara Compton para toma de imágenes médicas, preclínica.") *Nucl. Instr. & Meth.* 531 (2004) 258-264, Takeda, S. et al., "Applications and Imaging Techniques of a Si/CdTe Compton Gamma-Ray Camera." ("Aplicaciones y técnicas de imagen de una cámara Si/CdTe Compton de Rayos Gamma.") *Physics Procedia* 37 (2012) 859-866 debido a la excelente resolución de energía de la tecnología de semiconductores. Sin embargo, la resolución de tiempo de semiconductores es muy pobre y no permite un desarrollo secuencial de todas las interacciones de rayos gamma.

Todos estos dispositivos, incluyendo la presente invención, se basan en la determinación de la posición de impacto de las interacciones de rayos gamma debido a la dispersión por efecto Compton (Fig.1). La dispersión Compton domina el proceso de detección de rayos gamma para energías entre 150 keV y 5 MeV.

Sin embargo, la limitación más importante de las cámaras actuales Compton es que la resolución temporal de los sistemas actuales no permite determinar el orden de las interacciones detectadas en las diferentes capas. De hecho, uno de los principales retos del análisis de datos de una cámara Compton combinada es la reconstrucción de los parámetros de cada rayo gamma original a partir de los datos medidos, que consisten solamente en varias mediciones de la energía y la posición.

Para la compleja tarea de la reconstrucción de la secuencia temporal Compton, la descripción detallada de un espacio multidimensional destinado a datos de sucesos conduce naturalmente a una discusión de los criterios de selección de calidad de los posibles sucesos y su aplicabilidad a los diferentes tipos de sucesos, por lo tanto es muy exigente desde el punto de vista de la informática, al tiempo que aún

5 produce imágenes de baja calidad. Recientemente se han propuesto cámaras Compton con capacidades de seguimiento de electrones de retroceso (Boggs, S. et al., "Report on the Advanced Compton Telescope vision mission study." Technical report", NASA, 2005.), ("Informe sobre el estudio de la misión visión avanzada del Telescopio Compton. 'Informe técnico", la NASA, 2005), lo que permite
 10 que la dirección del rayo gamma incidente sea confinada dentro de una región reducida de arco de cono. Sin embargo, estas cámaras Compton de nuevo desarrollo todavía carecen de información con la precisión temporal necesaria para determinar eficazmente la secuencia temporal Compton. En la patente US 4124804 A "Compton scatter scintillation camera system" ("sistema de cámara de centelleo por dispersión Compton" por S. Mirell, se muestra un método y un aparato para producir imágenes radiográficas tomográficas o transversales, para las cuales la radiación está confinada sustancialmente a un solo plano, y una cámara de centelleo convencional situada para detectar la radiación gamma dispersada por el objeto. En la patente US 20140110592 A1 "Compton camera detector systems for novel integrated compton-Pet and CT-compton-Pet radiation imaging" ("sistemas de detección de cámara Compton para la nueva toma de imagen de radiación integrada por Compton-PET y CT-compton-Pet"), por RS Nelson y W.B. Nelson, se describe nuevos diseños de detector para cámara Compton, y sistemas para la toma de imagen radiográfica mejorada con sistemas de detección integrados que incorporan capacidades de toma de imágenes Compton y toma de imágenes de medicina nuclear, toma de imágenes mediante PET y toma de imagen por CT de rayos X.

20 En la patente US-7573039 B2 "Compton camera configuration and imaging method" ("configuración de cámara Compton y método de toma de imágenes") por B.D. Smith se describe un enfoque para la selección de formas de cámaras Compton, configuraciones, posiciones, orientaciones, vías de trayectoria, y conjuntos de elementos de detector, para la recogida de datos para análisis utilizando métodos de integral de superficie y métodos integrales de integral de línea para reconstrucción de datos Compton. En la patente US-8384036 B2 "Positron emission tomography (PET) imaging using scattered and unscattered photons" ("toma de imágenes por Tomografía de Emisión de Positrones (PET) usando fotones dispersos y no dispersos") por M. Conti, se obtiene la diferencia de TOF entre los dos rayos gamma producidos después de la aniquilación de positrones. Sin embargo, en esta patente solo se consideran los sucesos coincidentes cuando se detecta un rayo gamma de energía completa en un primer detector y un rayo gamma dispersado de energía parcial en un segundo detector. En la patente
 30 US-8785864 B2 "Organic-scintillator Compton gamma ray telescope" ("telescopio de rayos gamma con centelleador orgánico Compton") por Kenneth N. Ricci et al. se describen un aparato y métodos para toma de imágenes de fuentes de rayos gamma con un área grande, y se reivindica un telescopio Compton comparativamente de bajo coste. En la patente US-8809791 B2 "Continuous time-of-flight scatter simulation method" ("método de simulación de dispersión continua de tiempo de vuelo") por P. Olivier y P. Khurd se muestra un método para corregir los datos de toma de imágenes de PET mediante simulación de dispersión de tiempo de vuelo.

Sin embargo ninguno de los diseños mostrados en estas patentes permite determinar la secuencia temporal completa de las interacciones producidas por un único rayo gamma incidente.

40 La incapacidad de los dispositivos actuales de Medicina Nuclear para incluir los sucesos Compton dispersos sin degradar la calidad de la imagen es el problema más serio para aumentar la sensibilidad en los escáneres comerciales (PET y SPECT). Esto se debe al hecho de que los diseños actuales no permiten determinar apropiadamente el orden de las interacciones detectadas, producidas por un único rayo gamma incidente dentro del volumen de detección de rayos gamma.

45 Cuando se trata de escáneres PET, la tecnología actual centra su atención en detectar sucesos fotoeléctricos, puesto que la posición de la primera interacción por efecto Compton es desconocida, y tampoco es posible distinguir sucesos Compton en el detector, de sucesos Compton que ocurren en el interior del cuerpo. Por lo tanto, sucesos que ocurren fuera del pico fotoeléctrico son rechazados porque producen ruido y difuminado en la imagen. Sin embargo, estos sucesos podrían suponer hasta más del 50% de los sucesos. Puesto que el PET trabaja en modo coincidente, la probabilidad de detectar dos
 50 sucesos fotoeléctricos es menor del 25% (del orden del 20%). Por lo tanto, se podría ganar un factor 5 en sensibilidad si se recuperasen sucesos Compton.

La calidad de la imagen en PET es limitada debido a varios factores, incluyendo los sucesos Compton dispersos en el interior del cuerpo humano. Sucesos Compton dispersos en el interior del cuerpo son rechazados con la tecnología actual a través de la ventana de energía alrededor del pico fotoeléctrico. La contribución de los sucesos dispersos dentro del pico fotoeléctrico que proceden de dispersión en el cristal, o en el cuerpo humano, es estimada y corregida. La invención propuesta mejorará significativamente la calidad de la imagen mediante una eliminación más eficaz de los sucesos aleatorios y dispersos. La resolución temporal de la presente invención será usada para rechazar directamente los sucesos aleatorios. Además, la detección de la secuencia temporal de sucesos Compton y fotoeléctricos será usada para eliminar sucesos dispersos dentro del cuerpo humano y sucesos aleatorios por el análisis de la cinemática del suceso completo de aniquilación positrón-electrón.

Breve descripción de la invención

La presente invención describe un sistema de cámara Compton de rayos gamma con medida de TOF (“tiempo de vuelo”) capaz de obtener la posición 3D y la energía de las interacciones (Compton y fotoeléctricas) y su secuencia temporal relativa por medio de una determinación precisa del TOF para cada interacción. La combinación del diseño geométrico y la elevada resolución temporal del sistema de la invención permitirá la determinación de la secuencia temporal completa de todas las interacciones de rayos gamma dentro del detector, incluyendo las interacciones Compton.

Con la presente invención la información de secuencia temporal permitirá determinar por completo la secuencia temporal Compton+fotoeléctrica. Por estas razones se puede lograr un hito en el régimen de energía dominado por el efecto Compton mediante un instrumento capaz de registrar de forma eficaz sucesos que son el resultado de la dispersión por efecto Compton. Asumimos que la radiación gamma incidente con energía E0 es absorbida completamente y que deposita las energías E1, E2, y E3 en los detectores 1, 2 y 3 (Fig. 1) a tiempos t1, t2 y t3 respectivamente. Una vez que se han medido las situaciones espaciales, secuencias temporales y energías de las interacciones, la cinemática Compton nos permitirá calcular la energía y dirección (como un cono) del rayo gamma incidente siguiendo la ecuación de Compton:

$$\cos \theta = 1 - m_e c^2 \left(\frac{1}{E_2 + E_3} - \frac{1}{E_1 + E_2 + E_3} \right) \quad (1)$$

La ecuación anterior se puede extender fácilmente si tienen lugar 2 o más de 3 interacciones en los diferentes módulos detectores.

La presente invención permitirá recuperar sucesos Compton, incluyendo aquéllos en la reconstrucción de la imagen, elevando así la sensibilidad total.

La presente invención mejorará la calidad de la imagen de los actuales escáneres de Medicina Nuclear, debido a un modo mucho más eficaz de rechazo de los sucesos de dispersión aleatorios y Compton. Esto cambiará la situación de los actuales escáneres que 1) rechazan sucesos que implican dispersión por efecto Compton, debido a la falta de información con precisión suficiente (mientras que con la presente invención tales sucesos son recuperados y usados en la reconstrucción de la imagen) y 2) al mismo tiempo los escáneres actuales aceptan sucesos que implican dispersión por efecto Compton en el paciente, mientras que con la presente invención tales sucesos son rechazados.

Incluso para SPECT la presente invención permitirá reducir aún más el ruido de fondo producido por la dispersión por efecto Compton (en el cuerpo y/o en el colimador) y la contribución ambiental externa del cuerpo.

Por otra parte, medidas individuales del TOF para cada interacción de un suceso de radiación gamma mejorará la calidad de la imagen. Puesto que diferentes medidas de TOF son conectadas a través de la evolución física bien conocida de las interacciones de sucesos de rayos gamma, es posible

relacionarlos fácilmente mediante ecuaciones simples. Por ejemplo, si la primera interacción gamma ocurrió en la posición x_1, y_1, z_1 y en el tiempo t_1 , y una segunda interacción gamma ocurrió en la posición x_2, y_2, z_2 y en el tiempo t_2 , el tiempo de retraso entre estas interacciones gamma debería ser:

$$5 \quad t_2 - t_1 = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2} / c \quad (2)$$

en la que c es la velocidad de la luz. Por lo tanto, si estas interacciones pertenecen realmente al mismo suceso, deben cumplir la ecuación anterior. De otro modo, es que son producidas por rayos gamma incidentes distintos. Así, la aplicación de la ecuación anterior debería contribuir a la reducción de sucesos que producen LORs ("líneas de respuesta") falsas en PET y a una reducción en la contribución del ruido de fondo en cualquier dispositivo basado en esta invención (es decir, PET, SPECT, telescopios de rayos gamma, monitorización y desmantelamiento de plantas de energía nuclear, seguridad nacional, entre otros).

Cada rayo gamma original puede sufrir varias interacciones de manera secuencial, dando lugar, después de cada una de estas interacciones a un nuevo rayo gamma con energía y dirección diferentes. De acuerdo con la presente invención el TOF es medido para cada una de estas interacciones, perteneciendo todas ellas al mismo suceso, generado por un único rayo gamma incidente. Un aspecto clave de la invención es la diferenciación entre interacción y suceso, de acuerdo con las definiciones que se dan más adelante.

La invención propuesta permitirá elevar la sensibilidad de los dispositivos de Medicina Nuclear, lo que implicará además una reducción de la dosis administrada a un paciente, mejorando la capacidad de diagnóstico gracias a la calidad mejorada de la imagen adquirida.

Breve descripción de las figuras

La Figura 1 muestra la posición de impacto de interacciones de rayos gamma debido a la dispersión Compton.

La Figura 2 muestra un diseño modular de un detector de rayos gamma. La invención está basada en un diseño modular (Fig. 2, elemento 3).

La Figura 3 muestra una de las configuraciones preferidas de la cámara Compton con medida de tiempo de vuelo, de la presente invención, en la que todos los módulos detectores (3) son idénticos y están dispuestos de tal modo que interfieren el rayo gamma entrante (7), para absorberlo completamente después de una o más interacciones Compton.

La Figura 4 muestra fibras WLS (desplazadoras de longitud de onda – *wavelength shifters*) (4) que pueden ser usadas para conducir la luz de las distintas capas de centelleadores (1) hacia los fotosensores (2).

La Figura 5 muestra otra realización de la invención, en la que las superficies mayores de centelleo de los módulos detectores están acopladas ópticamente a una superficie reflectora (5) y opcionalmente, una placa frontal (6) se puede acoplar ópticamente entre la superficie reflectora (5) y la cara del centelleador.

La Figura 6 muestra un módulo detector que tiene una de sus superficies mayores de centelleo cubierta con fibras WLS (4) acopladas a fotosensores (2) en uno de los extremos de las fibras WLS, mientras que la otra superficie mayor de centelleo – opuesta a la mencionada - está cubierta por la superficie reflectora (5).

La Figura 7 muestra otra realización similar a la de la Figura 6, pero en la que el módulo detector tiene una de sus superficies mayores de centelleo cubierta con fibras WLS (4) acopladas a fotosensores (2) en ambos extremos de las fibras WLS.

La Figura 8 muestra un módulo detector que tiene una de sus superficies mayores de centelleo cubierta con fibras WLS (4) acopladas a fotosensores (2) en uno de los extremos de las fibras WLS, mientras que la otra gran superficie de centelleo está cubierta por una placa frontal (6) ópticamente acoplada entre la superficie reflectora (5) y la cara del centelleador.

5 La Figura 9 muestra otra realización similar a la de Figura 8, pero el módulo detector tiene una de sus superficies mayores de centelleo cubierta con fibras WLS (4) acopladas a fotosensores (2) en ambos extremos de las fibras WLS.

La Figura 10 muestra un dispositivo de Tomografía de Emisión de Positrones de acuerdo con la invención, en el que los módulos detectores forman cilindros concéntricos que rodean el objeto que está
10 estudiando.

La Figura 11 muestra un ángulo de cono en PET y cómo sucesos de verdadera coincidencia pueden ser tratados adecuadamente, sin importar si han sufrido dispersión en el cuerpo o en el módulo detector (arriba).

15 Figura 11 – abajo a la izquierda -: suceso en coincidencia en el que uno de los rayos gamma ha sufrido dispersión dentro del cuerpo humano.

Figura 11 – abajo a la derecha -: suceso en coincidencia aleatorio en el que coinciden en el tiempo dos interacciones de positrón por casualidad.

Descripción detallada

20 La invención será descrita a continuación con más detalle haciendo referencia a las figuras porque son ilustrativas de las distintas realizaciones y son útiles para entender la invención.

La presente invención se caracteriza esencialmente en que el detector de rayos gamma está diseñado para distinguir en espacio y tiempo entre distintas interacciones de rayos gamma Compton y fotoeléctricas dentro del detector de rayos gamma, midiendo la posición 3D de impacto y el tiempo, y grabando esta información para ser analizada después.

25 Definiciones

“cristal monolítico”, “cristal centelleador monolítico”, “cristal continuo” y “cristal centelleador continuo” se usan indistintamente.

- “Módulo detector” se refiere a una estructura, plana o curva, preferentemente de forma plana o laminar, que comprende cualquier material sensible a la radiación gamma. Módulos detectores de
30 acuerdo con la invención pueden tener cualquier forma, tal como forma poligonal, y cualquier tamaño. Sin embargo, a menos que se especifique otra cosa, cuando se haga referencia a realizaciones particulares, los módulos detectores tienen forma de paralelogramo – por ejemplo rectangular –, en la que distinguimos dos “superficies mayores” como las superficies grandes planas y cuatro “superficies laterales más estrechas” “superficies más estrechas de los bordes” como los bordes laterales.

35 ““superficie mayor”, “cara grande del centelleador”, “cara del centelleador”, “superficie del centelleador” y “superficie mayor del centelleador” se usan de manera indistinta cuando se hace referencia a las superficies mayores de los módulos detectores que comprenden material centelleador.

“interacción: cada uno de los impactos que sufre un rayo gamma incidente contra una superficie tal como un módulo detector.

40 “suceso” define el número total de interacciones que sufre un único rayo gamma incidente hasta que su energía se pierde total o parcialmente.

“superficie reflectora de luz” y “superficie óptica reflectora” son sinónimos.

“detector de rayos gamma” y “volumen detector de rayos gamma” se usan indistintamente.

“orden temporal” and “secuencia temporal” son expresiones usadas indistintamente.

45

La presente invención se refiere a un sistema de cámara Compton de rayos gamma con medida del tiempo de vuelo que comprende:

- 5 - una pluralidad de módulos detectores (3), cada módulo detector comprende un material sensible a radiación gamma, preferentemente un cristal centelleador (1), por ejemplo, como se muestra en la figura 1,
- 10 - dichos módulos detectores (3) están dispuestos en capas formadas por módulos detectores individuales, o por conjuntos de módulos detectores, dichas capas están dispuestas de tal forma que interfieren un rayo gamma incidente para absorberlo completamente o parcialmente después de una o más interacciones Compton, y están separadas espacialmente para permitir la determinación del orden de secuencia temporal de cada interacción de rayo gamma dentro del sistema de la cámara,
- 15 - electrónica de lectura y Sistema de Adquisición de Datos en el que serán leídas, digitalizadas y enviadas a la unidad de procesado para análisis posterior las señales procedentes de los módulos detectores (3), y que es capaz de obtener la posición 3D, la energía y el orden de la secuencia temporal de las interacciones individuales - Compton y fotoeléctricas - producidas por un único rayo gamma incidente, permitiendo la determinación de la secuencia temporal completa de todas las interacciones de rayos gamma dentro del volumen del detector de rayos gamma.

Los módulos detectores comprenden exclusivamente un material sensible a rayos gamma en el caso de usar detectores de estado sólido, y adicionalmente comprenden fotodetectores en el caso de usar cristales centelleadores y/o radiadores de Cherenkov.

- 20 La present invención también se refiere a un sistema de cámara Compton de rayos gamma con medida del tiempo de vuelo de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones dependientes.

De acuerdo con realizaciones particulares del sistema de cámara Compton de rayos gamma TOF de la invención, al menos un módulo detector comprende un cristal centelleador (1) como material sensible a la radiación gamma, ópticamente acoplado a series de fotosensores (2).

- 25 Los fotosensores (2) pueden estar acoplados al cristal centelleador (1) a través de al menos una de las superficies laterales más estrechas de cada cristal centelleador (1).

El cristal centelleador (1) puede ser un cristal centelleador monolítico o un cristal centelleador pixelado. En una cámara Compton con medida de TOF de acuerdo con la invención, los módulos detectores que comprenden un cristal centelleador monolítico pueden ser combinados con módulos detectores que comprende un cristal centelleador pixelado, o todos los módulos detectores pueden ser idénticos en cuanto a su composición y/o estructura

- 30 Cada módulo detector puede ser adyacente a otro en un conjunto concreto y cada conjunto puede ser dispuesto con respecto a otro formando una estructura de capas, que puede tener el aspecto de una estructura cerrada como en la Figura 10, o de una estructura abierta. Con dicha disposición cada conjunto corresponde a una capa. Las capas están separadas unas de otras por una distancia que va desde varios milímetros a varios centímetros, como se ha mencionado anteriormente.
- 35

- 40 En el sistema de la invención un conjunto de módulos detectores (3) puede estar formado por dos o más módulos detectores (3), dependiendo del tamaño del dispositivo y de las necesidades impuestas por el uso que se pretenda. Por ejemplo, en la Figura 10 el conjunto menor de módulos detectores es el que forma el dodecágono en el centro, que incluye doce módulos detectores, mientras que en el conjunto más externo que corresponde a la capa décima, el número de módulos detectores es considerablemente más elevado.

- 45 Los módulos detectores en un conjunto específico particular pueden ser idénticos o distintos. Conjuntos de módulos detectores en un sistema de cámara Compton de rayos gamma con medida de TOF según la invención pueden ser idénticos o distintos con respecto al número de módulos detectores, a la forma de los módulos detectores, así como respecto a la composición y/o la estructura de los módulos detectores.

Los módulos detectores en un conjunto pueden ser idénticos con respecto a su forma, o distintos. Pueden ser planos o curvos, aunque los planos son preferidos. Siempre están dispuestos de modo que interfieren el rayo gamma entrante, con el objeto de absorberlo por completo después de una o más interacciones Compton. El modo en que los módulos detectores están dispuestos puede ser, por ejemplo, paralelos unos a otros, pero son posibles otras configuraciones, siempre que alcancen el objetivo mencionado aquí.

Los módulos detectores pueden tener forma poligonal, preferiblemente paralelogramo, y más preferiblemente tienen forma rectangular.

En realizaciones particulares del sistema de cámara Compton con medida de TOF de rayos gamma de la invención, los fotosensores están acoplados a los módulos detectores a través de al menos una de sus caras. En el caso de que los módulos detectores tengan forma de paralelogramo, están acoplados a fotosensores al menos a través de una de sus superficies laterales (superficies más estrechas) o al menos a través de una de sus superficies mayores. Los fotosensores pueden estar dispuestos sobre ambos bordes laterales de un módulo detector, o a través de una o ambas superficies mayores, o combinaciones de cualquiera de estas alternativas mencionadas. Cuando los fotosensores están dispuestos sobre las "superficies mayores" es preferible que estén acoplados a través de guías de luz, como se muestra en la figura 4.

El material sensible a rayos gamma en los módulos detectores puede ser de cualquier tipo. Los módulos detectores o los conjuntos de módulos detectores en un sistema de acuerdo con la invención pueden comprender el mismo material sensible a rayos gamma o distintos materiales.

Se pueden usar materiales como detectores de estado sólido para el volumen de detección de rayos gamma, con la condición de que su tiempo de decaimiento sea lo suficientemente rápido como para proporcionar información de secuencia temporal precisa. También es deseable que el detector de rayos gamma sea construido con un material con bajo número atómico (Z) para favorecer la interacción Compton del gamma ray Compton dentro de su volumen sensible.

Ejemplos de detectores de estado sólido son semiconductores como Si, Ge, CdTe, GaAs, Pbl₂, Hgl₂, CZT, o HgCdTe (también conocido como CTM). También pueden ser usados radiadores de Cherenkov tales como PbF₂, NaBi(WO₄)₂, PbWO₄, MgF₂, C₆F₁₄, C₄F₁₀, aerogel de sílice. También pueden ser usados centelleadores tales como cristales orgánicos de centelleo, cristales inorgánicos de centelleo, centelleadores líquidos o centelleadores gaseosos. Los centelleadores pueden producir una señal que se debe tanto a procesos de centelleo como procesos Cherenkov. La invención no está limitada a leer y procesar por el Sistema de Adquisición de datos (DAQ) la luz producida por el proceso de centelleo como se está haciendo habitualmente. El componente de luz Cherenkov también puede ser procesado de la misma forma que la luz de centelleo, y ser usado para la determinación precisa del tiempo en el que ocurre la interacción.

Por ejemplo, módulos detectores pueden comprender cristales orgánicos centelleadores tales como antraceno, estilbena, naftaleno, centelleadores líquidos (por ejemplo, líquidos orgánicos como p-terfenilo (C₁₈H₁₄), 2-(4-bifenil)-5-fenil-1,3,4-oxadiazol PBD (C₂₀H₁₄N₂O), butil PBD (C₂₄H₂₂N₂O), PPO (C₁₅H₁₁NO) disueltos en solventes como tolueno, xileno, benceno, fenilciclohexano, trietilbeneceno o decalina), centelleadores gaseosos (tales como nitrógeno, helio, argon, criptón, o xenón), centelleadores de cristales inorgánicos, o combinaciones de cualquiera de ellos. "Combinación" significa que un módulo detector – o varios – pueden estar hechos por ejemplo de un cristal centelleador inorgánico y otro – u otros – pueden comprender un centelleador líquido.

Se pueden usar cristales centelleadores comunmente conocidos, por ejemplo, ioduro de cesio (CsI), ioduro de cesio dopado con talio (CsI(Tl)), germanato de bismuto (BGO), ioduro de sodio dopado con talio (NaI(Tl)), fluoruro de bario (BaF₂), fluoruro cálcico dopado con europio (CaF₂(Eu)), tungstato de cadmio (CdWO₄), cloruro de lantano dopado con cerio (LaCb(Ce)), silicatos de itrio lutecio dopados con cerio (LuYSiOs(Ce) (YAG(Ce)), sulfuro de zinc dopado con plata (ZnS(Ag)) o granate de aluminio itrio dopado con cerio(III) Y₃Al₅O₁₂(Ce), LYSO. Ejemplos adicionales son CsF, KI(Tl), CaF₂(Eu), Gd₂SiO₅[Ce] (GSO), LSO.

Los centelleadores usados en cualquiera de las realizaciones descritas aquí, y en general, los centelleadores de acuerdo con la presente invención, pueden ser cristales monolíticos o cristales pixelados, o combinaciones de ellos. Preferentemente el centelleador es, sin embargo, un monocristal puesto que los cristales pixelados introducen más áreas de espacio muerto en el detector de rayos gamma, proporcionando así una sensibilidad menor del detector comparada con la de los monocristales.

De acuerdo con realizaciones particulares el cristal centelleador monolítico para los distintos módulos detectores (3) está seleccionado entre $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ o Xe líquido, o combinaciones de ellos.

De acuerdo con realizaciones particulares adicionales el cristal centelleador monolítico está seleccionado entre $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ para uno o más módulos detectores y LYSO para otros módulos detectores.

Los fotosensores (2) pueden ser series de SiPms, diodos de avalancha de fotón único (SPADs), SiPms digitales, fotodiodos de avalancha, fotomultiplicadores sensibles a la posición, fotomultiplicadores, fototransistores, fotodiodos, foto-ICs o combinaciones de ellos para los distintos módulos detectores (3). Esto significa que un módulo detector puede estar acoplado, por ejemplo, a una serie de SiPms y otro módulo detector puede estar acoplado a una serie de fototransistores en un sistema de acuerdo con la invención. Alternativamente, todos los módulos detectores pueden estar acoplados al mismo tipo de fotosensores.

En realizaciones particulares del sistema de acuerdo con la invención, aquellos para los cuales los módulos detectores comprenden cristales centelleadores, se pueden usar desplazadores de longitud de onda – WLS -. De acuerdo con realizaciones particulares, al menos uno de los módulos detectores comprende un cristal centelleador, preferentemente un cristal centelleador rectangular, que comprende fibras desplazadoras de longitud de onda – WLS - (4) acopladas a una o varias de las superficies del centelleador para conducir la luz del cristal centelleador (1) hacia los fotosensores (2).

De acuerdo con realizaciones particulares de la invención, aquellas en las que los módulos detectores comprenden cristales centelleadores, al menos uno de los módulos detectores tiene una de las, o las dos, mayores superficies de centelleo acoplada ópticamente a una superficie reflectora (5). Además, para estas realizaciones puede haber una placa frontal (6), opcionalmente, ópticamente acoplada entre la superficie reflectora (5) y una de las superficies mayores de centelleo.

La función de la superficie reflectora es reflejar la luz que alcanza la superficie del centelleador con la cual está en contacto, para que los fotosensores puedan detectar esta luz. La superficie reflectora puede ser cualquier superficie reflectora, tal como una superficie reflectora óptica.

La placa frontal, también llamada placa frontal de fibra óptica, es una superficie o lámina hecha de fibras ópticas diminutas, que tienen la función de transmitir solo la luz que cumpla con un requisito específico respecto al ángulo de incidencia. Gracias a su diseño, solo son transmitidos los fotones con un ángulo de incidencia por debajo de un valor crítico (que depende del tipo de placa frontal y el índice de refracción del medio al cual está acoplada la placa). La función de la placa frontal es por lo tanto limitar el ángulo de aceptación de la luz producida por el centelleador. También se pueden usar para evitar el efecto borde en la luz producida por los cristales centelleadores.

De acuerdo con realizaciones adicionales particulares, al menos uno de los módulos detectores comprende un material centelleador, preferiblemente un cristal centelleador, y tiene una de sus superficies mayores de centelleo cubierta con fibras (4) WLS, acopladas a fotosensores (2) en uno o en ambos extremos de las fibras WLS, mientras que la otra superficie mayor centelleadora – opuesta a la mencionada – está cubierta por el reflector (5) (Fig. 6-7). Para estas realizaciones particulares, al menos uno de los módulos detectores puede tener una o ambas superficies mayores centelleadoras cubiertas con fibras (4) WLS acopladas a fotosensores (2) en uno o ambos extremos de las fibras WLS.

En otras realizaciones de la invención (Fig. 5), aquellas en las que los módulos detectores comprenden cristales centelleadores, una o ambas superficies mayores centelleadoras de al menos un módulo detector está acoplada ópticamente a una superficie reflectora (5), por ejemplo, un retrorreflector.

Opcionalmente, una placa frontal (6) puede estar acoplada ópticamente entre la superficie reflectora (5) y la cara del centelleador (Fig. 5).

De acuerdo con realizaciones adicionales particulares, aquellas en las que los módulos detectores comprenden cristales centelleadores, al menos uno de los módulos detectores tiene una de sus superficies mayores centelleadoras cubierta con fibras (4) WLS acopladas a fotosensores (2) en uno o ambos extremos de las fibras WLS, mientras que la otra de las superficies mayores centelleadoras está, opcionalmente, cubierta con una placa frontal (6) ópticamente acoplada entre el reflector (5) y la cara del centelleador, como se muestra en las Figs. 8 y 9.

De acuerdo con realizaciones adicionales particulares, la superficie reflectora (5) presente en al menos uno de los módulos detectores está seleccionada entre un retroreflector y una superficie absorbente de luz.

La presente invención también se refiere a un dispositivo para obtención de imágenes por radiación gamma que comprende un sistema de cámara Compton de rayos gamma con medida de TOF, como se ha definido anteriormente.

De acuerdo con realizaciones particulares, dicho dispositivo es un dispositivo de Tomografía de Emisión de Positrones.

Un dispositivo de Tomografía de Emisión de Positrones de acuerdo con la invención puede tener módulos detectores formando cilindros concéntricos rodeando un objeto bajo estudio como se muestra en la Fig. 10, o los módulos detectores pueden formar cilindros concéntricos que no constituyen una geometría cerrada - geometría abierta -.

Puede haber distintas puestas en práctica de la invención, pero la principal característica para todas ellas es que las interacciones Compton y fotoeléctricas pueden ser distinguidas en espacio y tiempo.

De acuerdo con realizaciones adicionales particulares de la invención, puede haber fotosensores conectados a la electrónica de lectura y al Sistema de Adquisición de Datos (DAQ) en la que las señales procedentes de los módulos de detección podrán ser leídas simultáneamente, digitalizadas y enviadas a la unidad de procesado para análisis posterior. La posición del punto de interacción puede ser determinada a partir de la distribución de la luz producida en el cristal centelleador.

La presente invención se puede usar para poner en práctica detectores PET o SPECT compatibles con MRI ("Magnetic Resonance Imaging, "toma de imágenes por resonancia magnética nuclear") puesto que los fotosensores pueden estar localizados bien fuera de la región sensible del MRI (si se usa la configuración WLS+PSPMT) o pueden estar localizados incluso dentro de la región sensible MRI, en la que se producen fuertes campos magnéticos por el MRI (en este caso se usan fotosensores SiPMs y/o APDs como fotosensores).

El tiempo de vuelo según la presente invención y para cualquier realización de la misma, puede ser obtenido usando métodos convencionales conocidos en la técnica *Phys. Med. Biol.* 60 (2015) 4635–4649, "Sub-100 ps coincidence time resolution for positron emission tomography with LSO:Ce codoped with Ca", (resolución de tiempo de coincidencia Sub-100 ps para Tomografía de Emisión de Positrones con LCS:Ce co-dopado con Ca") por Stefan Gundacker et. al. divulga como obtener la secuencia temporal de todas las interacciones que ha sufrido un único rayo gamma incidente.

Diferentes aspectos y realizaciones de la invención son ilustrados en las figuras que son descritas con mayor detalle a continuación:

Fig.1: en esta figura mostramos una vista esquemática de una cámara Compton con medida de TOF que comprende varias capas – cada una formada por un conjunto de módulos detectores – en las cuales la radiación gamma sufre múltiples dispersiones Compton. El espesor de cada capa depende del material centelleador y de la energía del rayo gamma y puede variar desde un orden de mm a un orden de centímetros (es decir, aproximadamente 3 mm de espesor si se usa LaBr₃(Ce)). Se debe notar que aunque en la figura 3 se muestran las posiciones de interacción, el diseño conceptual no cambia en absoluto y puede ser extendido fácilmente si tienen lugar solo 2, o más de 3 interacciones en los

distintos módulos detectores. Cámaras Compton del estado de la técnica actual no permiten la determinación secuencial temporal de estas interacciones.

5 Cada módulo detector puede ser adyacente a otro en un conjunto específico y puede estar dispuesto con respecto a otro conjunto formando una estructura de capas como se muestra en esta figura, o puede tener una estructura cilíndrica cerrada como se muestra en la Figura 10, o una estructura abierta.

10 En el sistema de la invención un conjunto de módulos detectores puede estar formado por dos o más módulos detectores (3), dependiendo del tamaño del dispositivo y de las necesidades impuestas or el uso que se pretende. En la Figura 1 se pueden ver cinco módulos detectores en cada conjunto, o capa. Por ejemplo, en la Figura 10 el conjunto más pequeño de módulos detectores es el que forma un dodecágono en el centro, incluyendo doce módulos detectores, mientras que el conjunto más externo que corresponde a la décima capa tiene un número de módulos detectores considerablemente mayor.

15 Fig. 2: concepto de módulo detector. En una de las configuraciones preferidas como se muestra en la Figura 2, cada módulo detector (izquierda, 3) consiste en un cristal centelleador monolítico único (también llamado continuo) (Fig.2, derecha, elemento 1) acoplado a fotosensores (Fig.2, derecha, elemento 2) para leer la luz producida en el cristal por la interacción del rayo gamma. El cristal centelleador monolítico puede comprender cualquiera de los materiales mencionados anteriormente. En una configuración preferida el cristal centelleador monolítico (1) comprenderá $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ y estará rodeado en las superficies más estrechas (bordes laterales) por series de píxeles SiPM como fotosensores (2). La combinación de decaimiento rápido y centelleador de alto rendimiento de luz junto con la rápida lectura de luz producida por los fotosensores SiPMs asegurará la capacidad de la invención propuesta de determinar por completo la secuencia Compton+fotovoltaica del rayo gamma incidente, tanto en el espacio como en el tiempo.

25 Fig. 3: En esta figura mostramos una de las configuraciones preferidas de la cámara Compton con medida de tiempo de vuelo, en la que todos los módulos detectores (3) son idénticos y están dispuestos de tal manera que interfieren al rayo gamma entrante (7), para absorberlo completamente después de una o más interacciones Compton. El espesor de estas capas de módulos detectores o módulos detectores individuales se selecciona de manera que se minimice la ocurrencia de dispersiones Compton múltiples en el mismo módulo detector originadas por el mismo rayo gamma ray entrante (es decir, aproximadamente de 3 mm de espesor si se usa $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ como centelleador). Sin embargo, el intervalo de espesor preferido en este caso puede variar entre 1 mm a 4 mm. No obstante se debe mencionar que el espesor preferido depende del material centelleador que se use y de la energía del rayo gamma incidente. Para una energía incidente de 511 keV el espesor preferido, si se usa otro material distinto de $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$, debería tener la misma probabilidad de absorción del rayo gamma que el del intervalo de espesor preferido mencionado anteriormente (1-4 mm) de LaBr_3 .

35 La distancia de separación entre dos capas de módulos detectores puede variar en un intervalo que depende de con cuánta precisión se pueda medir el tiempo en el que ocurre la interacción. Por lo tanto, no es apropiado dar valores numéricos para el intervalo, sino que es suficiente indicar que varía entre una magnitud del orden de milímetros y un orden de centímetros. De hecho, el límite superior vendrá impuesto simplemente por el tamaño de la cámara Compton, mientras que el límite inferior vendrá impuesto por la precisión del dispositivo. Por razones prácticas (tamaño completo del detector y coste) cuanto menor sea la distancia entre capas de módulos detectores mejor, mientras se garantiza la identificación del orden temporal de secuencia de impacto.

45 Las distintas capas de módulos detectores pueden estar separadas, por ejemplo, por una distancia (desde varios milímetros hasta incluso varios centímetros) para permitir la determinación del orden temporal de cada interacción de rayo gamma dentro del sistema de cámara. El número de capas de módulos de la cámara Compton con medida de tiempo de vuelo (10 en esta figura) puede variar arbitrariamente sin limitar la generalidad de lo anterior.

50 Fig. 4: arriba, izquierda, en una realización adicional se pueden usar fibras WLS ("Wave Length Shifter") (Fig. 4, elemento 4) para conducir la luz de los distintos módulos detectores centelleadores (1) hacia los fotosensores (2). Algunas fibras WLS tienen buenas propiedades que no solo ajustan la longitud de

onda de la luz emitida con la longitud de absorción, sino que también tienen una atenuación larga de la luz reemitida (típicamente alrededor de 4 metros).

De acuerdo con esta realización se pueden usar series de SiPMs, APDs or fotomultiplicadores sensibles a la posición Position Sensitive Photomultipliers (PSPMTs)). Ambas superficies mayores centelleadoras de un módulo detector pueden estar cubiertas por fibras WLS – como en la figura – o, según una realización alternativa, solo una de las superficies mayores centelleadoras está cubierta por fibras WLS.

Las fibras WLS pueden estar dispuestas en distintas configuraciones para optimizar la cantidad de luz recogida y la información espacial de la distribución de la luz (directamente relacionada con la resolución espacial).

Las fibras WLS pueden estar hechas de cualquier material conocido en la técnica para este fin, tal como p-terfenil (PT) y tetrafenil-butadieno (TPB). La decisión sobre el material depende de la luz generada por el centelleador y la ventana óptica del fotomultiplicador usado. El espesor de las fibras WLS puede variar dependiendo del tamaño de la cámara Compton y las necesidades particulares según el uso que se pretende. Por ejemplo, pueden ser de 1,5 mm de espesor.

Arriba, derecha, Fig. 4b: se puede usar una solución híbrida para la configuración del fotosensor, como sigue:

- WLS pueden estar presentes sobre una de las superficies mayores centelleadoras acopladas a fotosensores (aquí se pueden usar series de SiPMs, SiPMs digitales, APDs, diodos de avalancha de fotón único (SPADs) o fotomultiplicadores sensibles a la posición (PSPMTs)) mientras que alrededor de las superficies del borde más estrechas se pueden usar como fotosensores (2') series de SiPMs, SiPMs digitales, APDs y/o SPADs.

- WLS pueden estar presentes sobre ambas – como se muestra en la figura - superficies mayores centelleadoras acopladas a fotosensores (aquí se pueden usar series de SiPMs, SiPMs digitales, APDs, diodos de avalancha de fotón único (SPADs) o fotomultiplicadores sensibles a la posición (PSPMTs)) mientras que alrededor de las superficies del borde más estrechas se pueden usar como fotosensores (2') SiPMs, SiPMs digitales, APDs y/o SPADs.

Abajo centro: se pueden disponer fotosensores (2) en ambos extremos de las fibras WLS (4) para aumentar la cantidad de luz emitida por el centelleador que puede ser recogida por el sistema. Esta configuración maximiza la cantidad de luz transmitida desde el centelleador (1) a los dispositivos fotosensores (2). Alternativamente, se pueden disponer fotosensores (2) en el extremo de las fibras WLS (4) para el caso en que solo una de las superficies mayores centelleadoras está cubierta por fibras WLS. Esta realización se puede considerar también sin fotosensores todo alrededor de las superficies del borde más estrechas (2').

Fig. 5: Izquierda: en esta figura mostramos otra realización del módulo detector, en la que ambas superficies mayores centelleadoras están ópticamente acopladas a un reflector (5) tal como un retroreflector. Derecha: adicionalmente, se puede acoplar una placa frontal (6) entre el reflector (5) y la cara del centelleador. En ambos casos ambas superficies del centelleador están acopladas a fotosensores (1+2).

Fig. 6: en esta figura mostramos otra realización, en la que una de las superficies mayores centelleadoras de al menos un módulo detector está cubierta con fibras WLS (4) acopladas a fotosensores (2) en uno de los extremos de las fibras WLS, mientras que la otra superficie mayor centelleadora está cubierta con el reflector (5). Las superficies más estrechas del borde del centelleador pueden estar cubiertas (derecha), o no cubiertas (izquierda), con fotosensores (2).

Fig. 7: en esta figura mostramos otra realización, en la que una de las superficies mayores centelleadoras de al menos un módulo detector está cubierta con fibras WLS (4) acopladas a fotosensores (2) en ambos extremos de las fibras WLS, mientras que la otra superficie mayor centelleadora está cubierta con el reflector (5). Las superficies más estrechas del borde del centelleador pueden estar cubiertas (derecha), o no cubiertas (izquierda), con fotosensores (2).

Fig. 8: en esta figura mostramos otra realización, en la que una de las superficies mayores centelleadoras de al menos un módulo detector está cubierta con fibras WLS (4) acopladas a fotosensores (2) en uno de los extremos de las fibras WLS, mientras que la otra superficie mayor centelleadora está cubierta por una placa frontal (6) ópticamente acoplada entre el reflector (5) y la cara del centelleador. Las superficies más estrechas del borde del centelleador pueden estar cubiertas (derecha), o no cubiertas (izquierda), con fotosensores (2).

Fig. 9: en esta figura mostramos otra realización, en la que una de las superficies mayores centelleadoras de al menos un módulo detector está cubierta con fibras WLS (4) acopladas a fotosensores (2) en ambos extremos de las fibras WLS, mientras que la otra superficie mayor centelleadora está cubierta por una placa frontal (6) ópticamente acoplada entre el reflector (5) y la cara del centelleador. Las superficies más estrechas del borde del centelleador pueden estar cubiertas (derecha), o no cubiertas (izquierda), con fotosensores (2).

Fig. 10: en esta figura mostramos una realización de la invención para aplicaciones en PET en la que los módulos detectores (3) forman cilindros concéntricos rodeando el objeto bajo estudio. Diez capas de módulos detectores se pueden ver y cada una de ellas está compuesta por un número creciente de "módulos detectores" según nos alejamos del centro, para conseguir una geometría cerrada. Un aspecto esencial es que la distancia entre las capas es suficiente para que la precisión en la medida del TOF permita distinguir la secuencia temporal de los impactos ("interacciones") producidas por un único rayo gamma incidente ("suceso").

Las dimensiones (D, d, H, y h), incluyendo el número de capas del dispositivo pueden ser ajustadas para las diferentes aplicaciones. Los módulos detectores pueden incluir WLS (4) acopladas a fotosensores (2) como se muestra en la Fig. 4 y/o a un reflector (5) / placas frontales (6) como se muestra en las Figs. 5-9.

La estructura anular permite una cobertura completa del campo de visión deseado, mientras que el número de capas permite una eficacia de detección elevada para los rayos gamma de 511 keV. Las dimensiones (D, d, H, y h), incluyendo el número de capas del dispositivo pueden ser ajustadas para las diferentes aplicaciones. En una realización preferida las capas de módulos detectores (3) comprenden $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ de aproximadamente 3 mm de espesor separadas por aproximadamente 3 cm una de otra. En este caso se asume una resolución de tiempo de vuelo de 80 ps para distinguir secuencialmente las distintas interacciones Compton en las capas de módulos detectores. En la Fig. 10, los módulos detectores pueden incluir WLS (4) acopladas a fotosensores (2) como muestra la Fig. 4, para aumentar eficazmente la cantidad de luz recogida y/o un reflector (5)/placas frontales (6) ópticamente acopladas a las superficies mayores centelleadoras no cubiertas por WLS (Figs. 5-9). La cantidad de luz recogida está directamente relacionada con la resolución de la energía y de la secuencia temporal. Una buena resolución de la energía es crucial para una determinación precisa del ángulo del cono Compton (Fig. 1, ecuación. 1). El ángulo de cono Compton en PET se usará para rechazar sucesos de dispersión dentro del cuerpo que va a ser examinado, y sucesos aleatorios que producen sucesos en coincidencia casuales (Fig. 11).

Fig. 11: en una aplicación PET de la invención los sucesos en coincidencia verdadera pueden ser manejados apropiadamente, independientemente de si han sufrido dispersión en el cuerpo o en el módulo detector. Arriba: suceso en coincidencia verdadera en el que ambos rayos gamma cuya energía inicial era $E_0=511$ keV, produjeron una interacción Compton dentro del detector. El rayo gamma que va hacia abajo (arriba) interacciona a $t_1(t_3)$ depositando la energía $E_1(E_3)$ y el rayo gamma disperso interacciona a $t_2(t_4)$ depositando la energía $E_2(E_4)$. En los PET actuales este suceso sería descartado puesto que no hay modo de conocer la secuencia de tiempo y consecuentemente la LOR no puede ser determinada de forma unívoca. Se debe notar que ambos conos de las posibles direcciones de los dos rayos originales intersectan con la LOR. Abajo izquierda: suceso en coincidencia en el que uno de los rayos gamma ha sufrido dispersión dentro del cuerpo humano. Estos sucesos producen ruido en la imagen debido a la falsa LOR (8) que se obtiene como resultado de unir con una línea recta los dos puntos de interacción en el detector. En los actuales escáneres PET estos sucesos son rechazados en base puramente a la información energética. La presente invención permite un rechazo mucho más eficaz de estos sucesos basado en el análisis cuidadoso del suceso: ninguno de los dos conos de

Compton intersecta la falsa LOR (8). Abajo derecha: suceso de coincidencia aleatoria en el que dos interacciones de positrón coinciden casualmente en el tiempo. Un análisis cuidadoso del suceso permite también rechazar sucesos aleatorios. En estos casos es posible también la determinación de la verdadera LOR (9).

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de cámara Compton de rayos gamma con medida del tiempo de vuelo que comprende:
- una pluralidad de módulos detectores (3), cada módulo detector comprende un material sensible a radiación gamma,
- 5 - dichos módulos detectores (3) están dispuestos en capas formadas por módulos detectores individuales, o por conjuntos de módulos detectores, dichas capas están dispuestas de tal forma que interfieren un rayo gamma incidente para absorberlo completamente o parcialmente después de una o más interacciones Compton, y están separadas espacialmente para permitir la determinación del orden de secuencia temporal de cada interacción de rayo gamma dentro
- 10 del sistema de la cámara,
- electrónica de lectura y Sistema de Adquisición de Datos en el que serán leídas, digitalizadas y enviadas a la unidad de procesado para análisis posterior las señales procedentes de los módulos detectores (3), y que es capaz de obtener la posición 3D, la energía y el orden de la secuencia temporal de las interacciones individuales - Compton y fotoeléctricas – producidas por un único rayo gamma incidente,
- 15 permitiendo la determinación de la secuencia temporal completa de todas las interacciones de rayos gamma dentro del volumen del detector de rayos gamma.
2. Un sistema según la reivindicación 1, en el que al menos un módulo detector comprende cristales centelleadores (1) como material sensible a la radiación, ópticamente acoplado a series de fotosensores (2).
- 20 3. Un sistema según la reivindicación 2, en el que hay fotosensores (2) acoplados al cristal centelleador (1) a través de al menos una de las superficies laterales más estrechas de cada cristal centelleador (1).
4. Un sistema según una cualquiera de las reivindicaciones 2 a 3, en el que el cristal centelleador es un cristal centelleador monolítico (1).
- 25 5. Un sistema según la reivindicación 4, en el que el cristal centelleador monolítico (1) es seleccionado entre un cristal orgánico centelleador, cristal inorgánico centelleador, centelleador líquido, centelleador gaseoso o combinaciones de ellos para los distintos módulos detectores (3).
6. Un sistema según la reivindicación 4, en el que el cristal centelleador monolítico (1) es seleccionado entre $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ o Xe líquido o combinaciones de ellos para los distintos módulos detectores (3).
7. Un sistema según la reivindicación 2, en el que el cristal centelleador (1) es un cristal pixelado.
- 30 8. Un sistema según la reivindicación 2, en el que el cristal centelleador (1) es una combinación de un cristal pixelado para al menos un módulo detector y al menos un cristal centelleador monolítico para al menos otro de los módulos detectores.
9. Un sistema según una cualquiera de las reivindicaciones 2 a 8, en el que los fotosensores (2) son series de SiPms, diodos de avalancha de fotón único (SPADs), SiPms digitales, fotodiodos de avalancha, fotomultiplicadores sensibles a la posición, fotomultiplicadores, fototransistores, fotodiodos, foto-ICs o combinaciones de ellos para los distintos módulos detectores (3).
- 35 10. Un sistema según una cualquiera de las reivindicaciones 2 a 9, en el que al menos uno de los módulos detectores (3) comprende fibras desplazadoras de longitud de onda -WLS- (4) acopladas a una o varias de sus superficies centelleadoras para conducir la luz procedente del cristal centelleador (1) hacia los
- 40 fotosensores (2).
11. Un sistema según una cualquiera de las reivindicaciones 2 a 10, en el que al menos uno de los módulos detectores (3) tiene una de las dos, o ambas, superficies mayores centelleadoras acoplada ópticamente a una superficie reflectora (5).
- 45 12. Un sistema según una cualquiera de las reivindicaciones 2 a 11, en el que al menos uno de los módulos detectores (3) tiene una placa frontal (6) ópticamente acoplada entre la superficie del reflector (5) y al menos una de sus superficies mayores centelleadoras.

13. Un sistema según una cualquiera de las reivindicaciones 2 a 10, en el que al menos uno de los módulos detectores (3) tiene una de sus superficies mayores centelleadoras cubierta con fibras WLS (4) acopladas a fotosensores (2) en uno a ambos extremos de las fibras WLS, mientras que el extremo opuesto de la superficie mayor centelleadora está acoplado a una superficie reflectora (5).
- 5 14. Un sistema según una cualquiera de las reivindicaciones 2 a 10, en el que al menos uno de los módulos detectores (3) tiene una de sus superficies mayores centelleadoras cubierta con fibras WLS (4) acopladas a fotosensores (2) en uno a ambos extremos de las fibras WLS, mientras la otra de las superficies mayores centelleadoras está cubierta por una placa frontal (6) acoplada ópticamente entre el reflector (5) y una cara del centelleador.
- 10 15. Un sistema según una cualquiera de las reivindicaciones 11 a 14, en el que la superficie reflectora (5) en al menos uno de los módulos detectores (3) está seleccionada entre un retrorreflector y una superficie absorbidora de luz.
16. Un sistema según la reivindicación 1, en el que al menos uno de los módulos detectores (3) está hecho de un detector de estado sólido.
- 15 17. Un sistema según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, o una cualquiera de las reivindicaciones 7 a 15, en el que al menos uno de los módulos detectores (3) comprende radiadores de Cherenkov como material sensible a la radiación gamma (1).
18. Un dispositivo para obtención de imágenes con fuentes de rayos gamma, que comprende el sistema definido en una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 17.
- 20 19. Un dispositivo según la reivindicación 18, que es un dispositivo de Tomografía de Emisión de Positrones que comprende el sistema definido en una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 17.
20. Un dispositivo según la reivindicación 19, que es un dispositivo de Tomografía de Emisión de Positrones en el que los módulos detectores forman cilindros concéntricos que rodean el objeto bajo estudio.
- 25 21. Un dispositivo según la reivindicación 19, que es un dispositivo de Tomografía de Emisión de Positrones en el que los módulos detectores forman cilindros concéntricos que no están cerrados – geometría abierta -.
22. Uso del sistema definido en una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 17, o del dispositivo de una cualquiera de las reivindicaciones 18 a 21, en obtención de imágenes por técnicas nucleares.
- 30 23. Uso del sistema definido en una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 17, o del dispositivo de una cualquiera de las reivindicaciones 18 a 21, en telescopios para astrofísica, de rayos gamma.
24. Uso del sistema definido en una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 17, o del dispositivo de una cualquiera de las reivindicaciones 18 a 21 en la monitorización o desmantelamiento de plantas de energía nuclear.

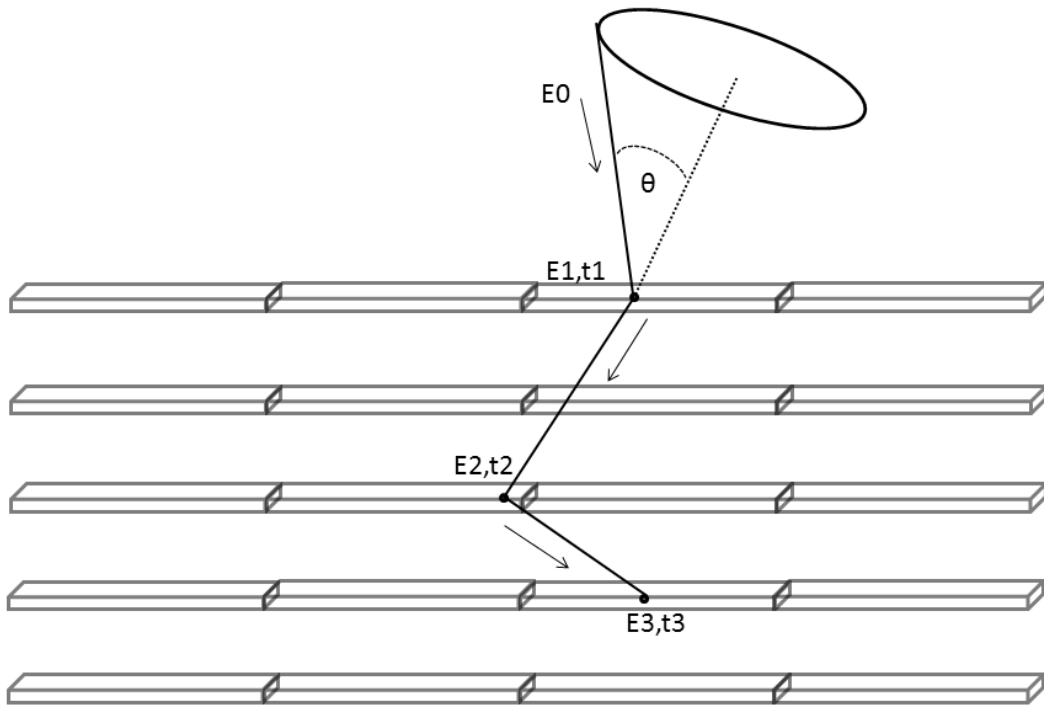


Fig. 1



Fig. 2

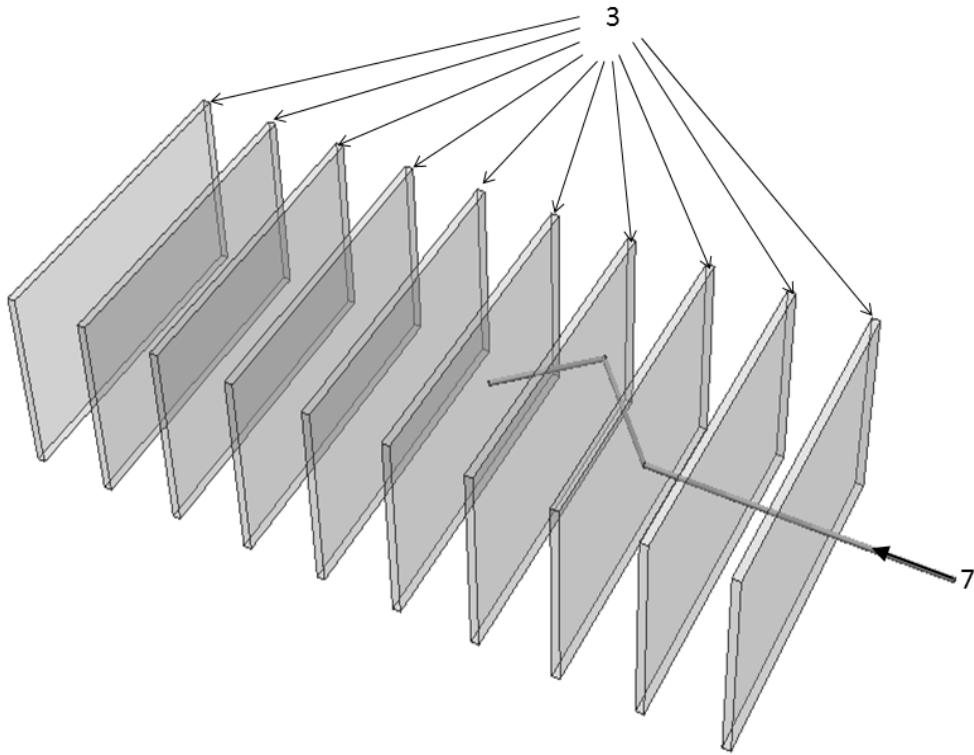


Fig. 3

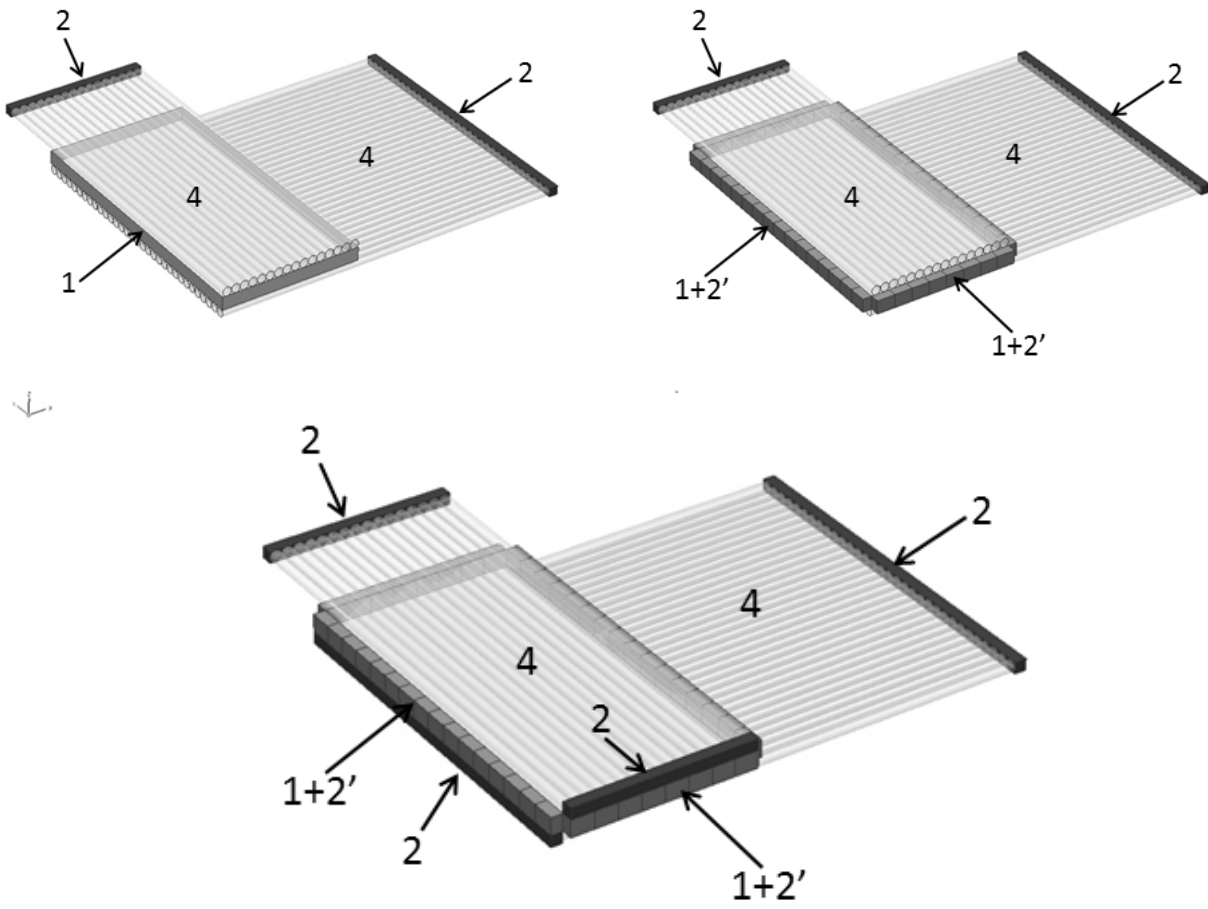


Fig. 4

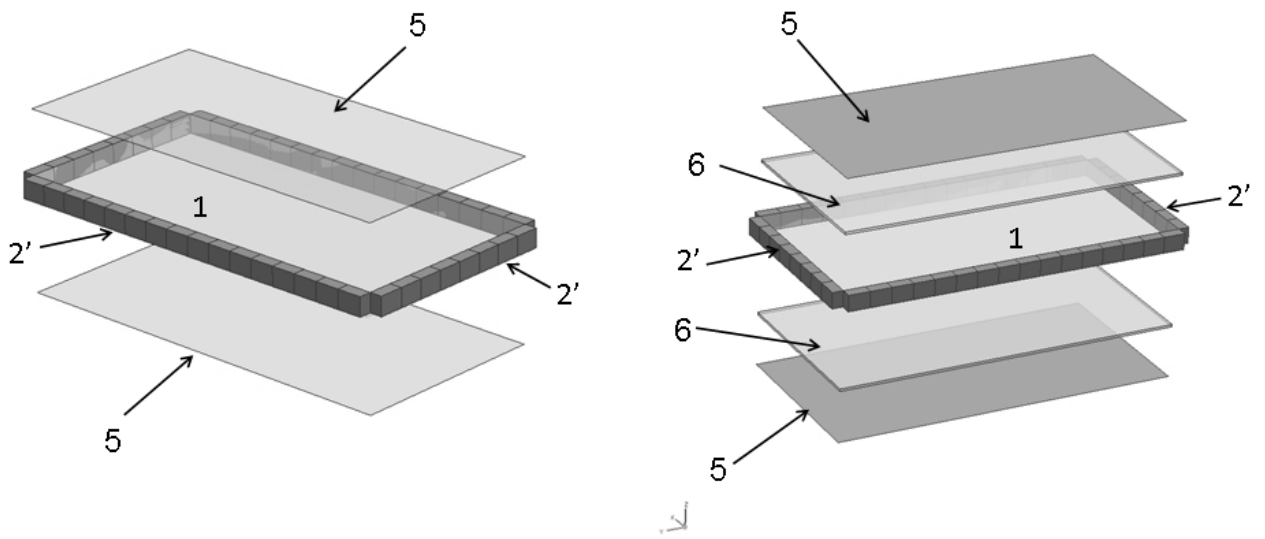


Fig. 5

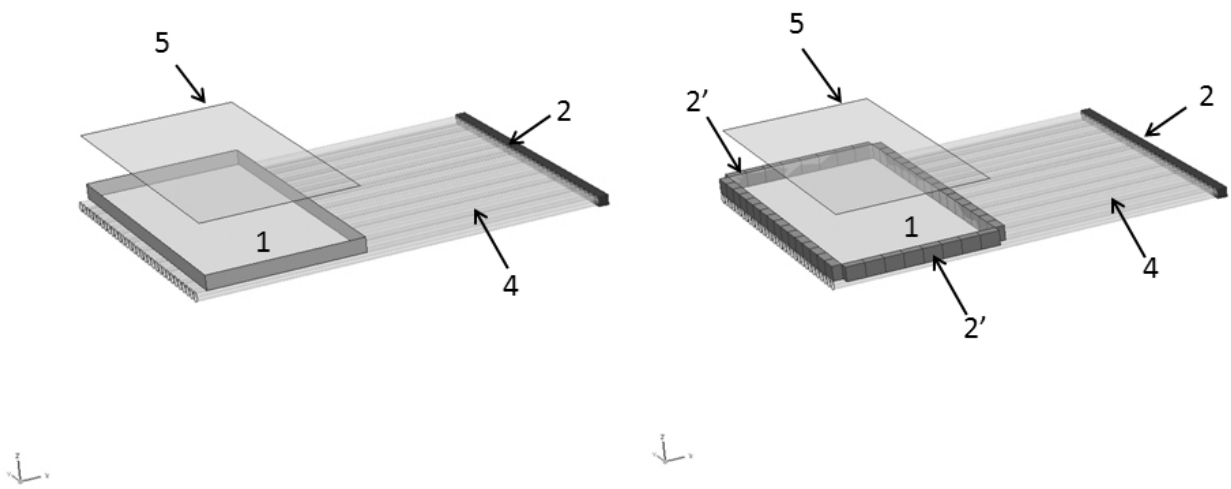


Fig. 6

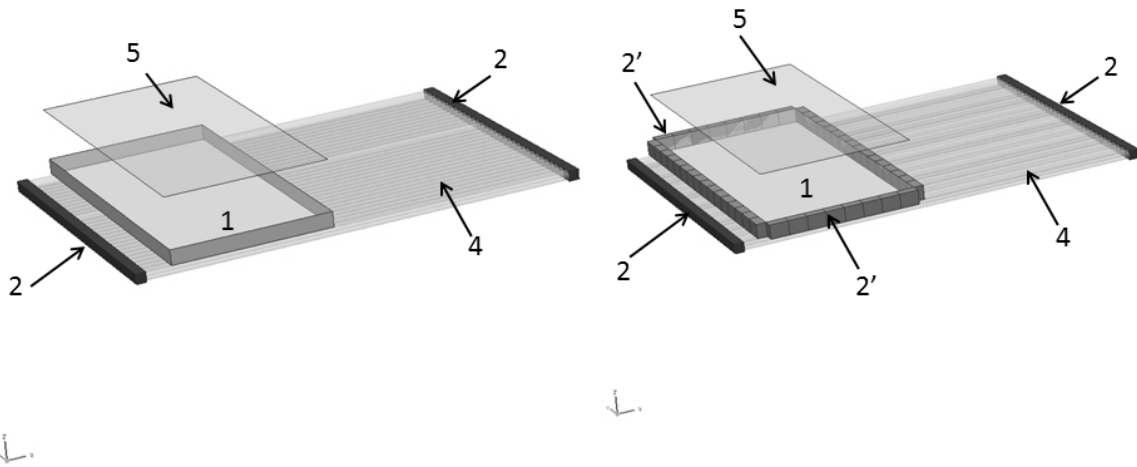


Fig. 7

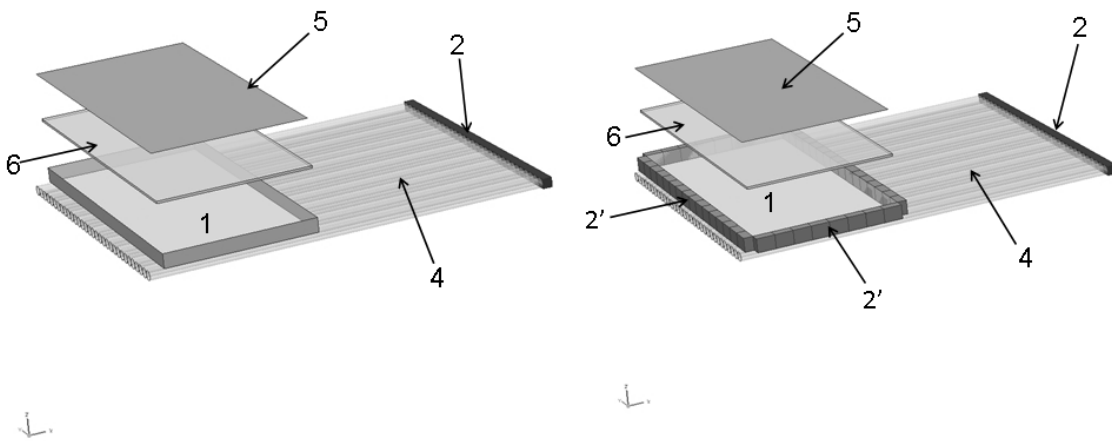


Fig. 8

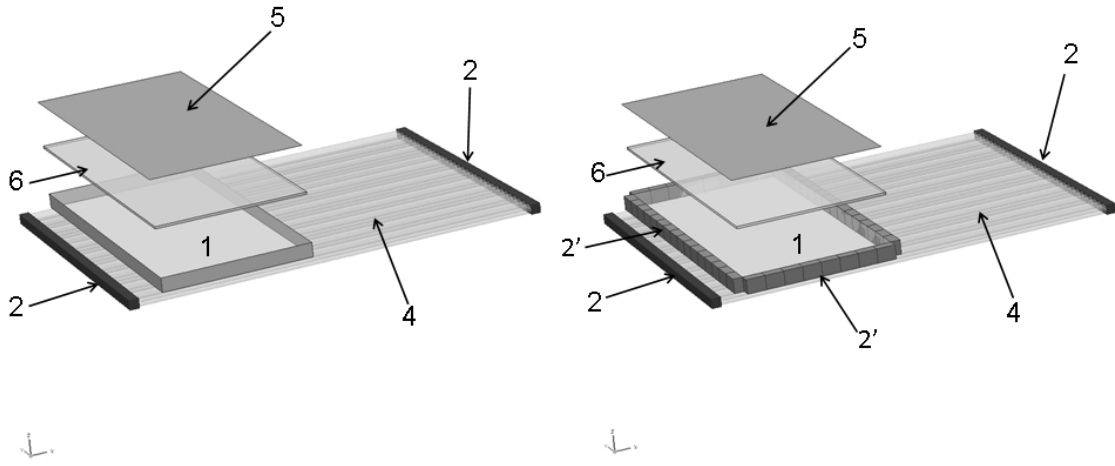


Fig. 9

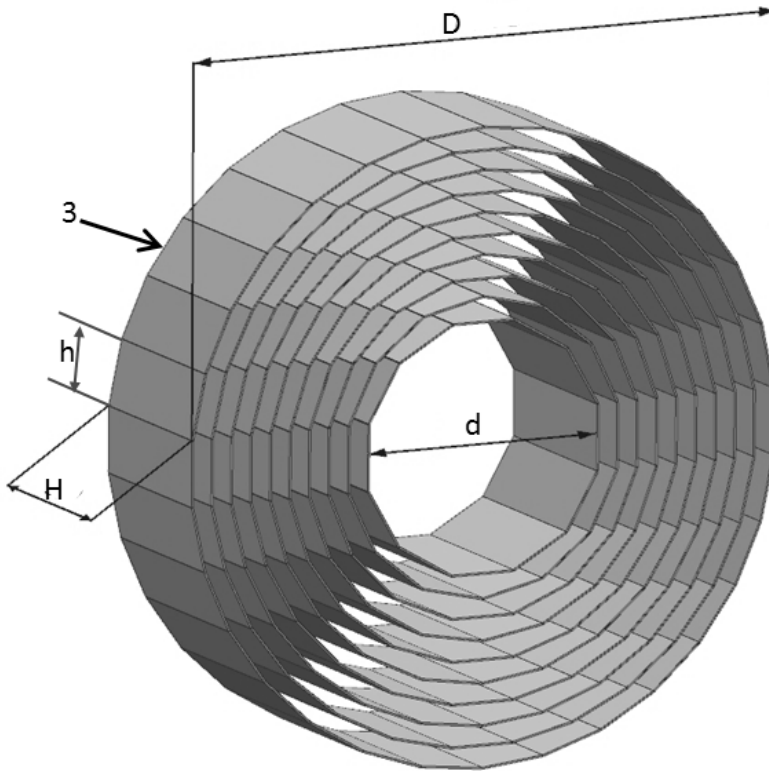


Fig. 10

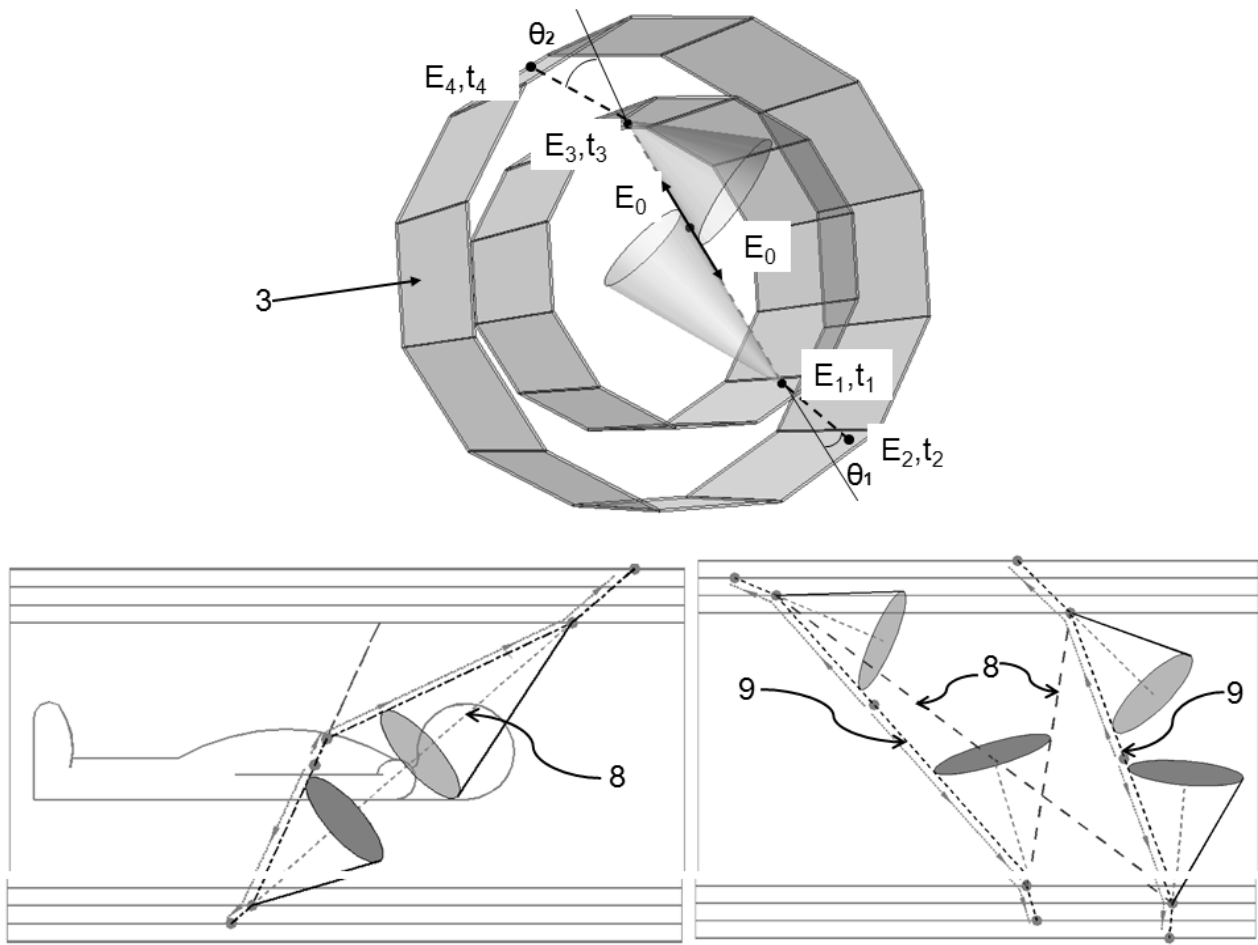


Fig. 11