

19



OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 579 003**

21 Número de solicitud: 201431979

51 Int. Cl.:

A61B 5/055 (2006.01)

A61B 6/03 (2006.01)

12

PATENTE DE INVENCION

B1

22 Fecha de presentación:

31.12.2014

43 Fecha de publicación de la solicitud:

03.08.2016

Fecha de concesión:

07.04.2017

45 Fecha de publicación de la concesión:

18.04.2017

56 Se remite a la solicitud internacional:

PCT/ES2015/070964

73 Titular/es:

GENERAL EQUIPMENT FOR MEDICAL IMAGING, S.A. (55.0%)

Carrer d'Eduardo Primo Yúfera, 3

46013 València (València) ES;

CONSEJO SUPERIOR DE INVESTIGACIONES

CIENTÍFICAS (CSIC) (22.5%) y

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

(22.5%)

72 Inventor/es:

RIGLA PÉREZ, Juan Pablo;

GONZÁLEZ MARTÍNEZ, Antonio Javier y

BENLLOCH BAVIERA, José María

74 Agente/Representante:

CUETO PRIEDE, Sénida Remedios

54 Título: **APANTALLAMIENTO DE RADIOFRECUENCIA PARA EQUIPOS DE IMAGEN HÍBRIDOS**

57 Resumen:

Un dispositivo híbrido de imagen médica PET-SPECT/MR que comprende:

- al menos un cristal centelleador, y
- al menos un módulo de detección de radiación que contiene al menos una matriz de fotodetectores y una sección de electrónica, tal que dicho módulo tiene una estructura mecánica cuya superficie exterior, interior, o ambas, está dividida en al menos dos secciones, de las cuales al menos una está recubierta de grafeno, y el resto de material conductor no ferromagnético, o todas las secciones están recubiertas por grafeno, y tal que el recubrimiento forma una jaula de Faraday; así como a un blindaje contra la radiofrecuencia para un dispositivo de imagen médica que comprende:
 - un recubrimiento de grafeno, continuo o en bandas, en todas las caras de la estructura mecánica del módulo de detección del dispositivo, o
 - un recubrimiento de grafeno, continuo o en bandas, en al menos una cara combinado con un recubrimiento de materiales conductores no ferromagnéticos del resto de caras, y formando dicho blindaje una jaula de Faraday.

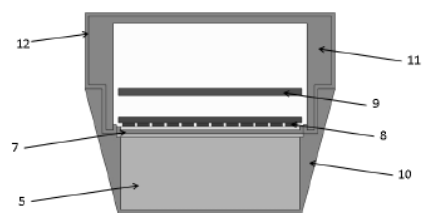


Figura 3.

Aviso: Se puede realizar consulta prevista por el art. 37.3.8 LP 11/1986.

ES 2 579 003 B1

DESCRIPCIÓN

APANTALLAMIENTO DE RADIOFRECUENCIA PARA EQUIPOS DE IMAGEN HÍBRIDOS

Campo de la invención

5 El objeto principal de la presente invención se enmarca dentro del campo de la medicina nuclear y en particular está dirigida a mejorar la compatibilidad electromagnética entre sistemas de imagen molecular tales como el PET (Tomografía por Emisión de Positrones) o SPECT (Tomografía Computarizada por Emisión de Fotón Único) cuya electrónica de detección es sensible al campo de Radio Frecuencia (RF) de la Resonancia Magnética (MR).

10

Antecedentes de la invención

15 En la última década se ha ido incrementando el interés en la obtención de imágenes multimodales, principalmente sistemas PET/CT o SPECT/CT, con el objetivo de adquirir imágenes médicas estructurales (anatómicas) y moleculares de forma simultánea. Estos sistemas abren la posibilidad de obtener imágenes metabólicas o moleculares "in vivo" como por ejemplo mediante la técnica PET. El trazador más utilizado en los equipos PET es la FDG (FluorDeoxiGlucosa) la cual se acumula en regiones anatómicas con un metabolismo elevado. Estas regiones pueden ser relacionadas directamente con las imágenes anatómicas o estructurales, obtenidas con el equipo CT.

20

Más recientemente, ha aumentado el interés en el desarrollo de sistemas híbridos PET-SPECT /MR, donde la información, principalmente anatómica, se obtiene de la MR, con la consecuente reducción de la exposición a radiación ionizante comparado con los sistemas CT. En un sistema híbrido y simultáneo además se reducen los tiempos de adquisición de datos permitiendo explorar más pacientes, además de información hasta ahora única con la simultaneidad de datos PET y MR. Comparado con los sistemas CT, los sistemas MR proporcionan en general un mayor contraste en tejidos blandos, más recientemente también en tejidos duros, y una mejor resolución espacial en las imágenes anatómicas de 50-100µm [1], permitiendo proporcionar adicionalmente información sobre distintos parámetros fisiológicos.

30

Desde el punto de vista tecnológico la integración de un equipo PET o SPECT en un equipo MR supone un gran reto. Principalmente son dos los problemas más importantes que hay que solucionar al integrar los equipos PET-SPECT y MR en un único dispositivo. El primer problema es que el comportamiento de los equipos MR pueden verse afectados por la presencia de los elementos empleados en la construcción de los equipos PET-SPECT. Por ejemplo los detectores o la electrónica asociada a ellos pueden contener algunas cantidades de materiales ferromagnéticos que pueden alterar el campo magnético generado por los equipos MR. El segundo problema son las posibles interferencias en la electrónica de los equipos PET-SPECT generadas por la señal de RF que se produce en las bobinas de RF con la que están equipados los equipos de MR.

40

Para evitar la interferencia de la señal de RF en la electrónica del equipo PET o SPECT se puede colocar un apantallamiento a este campo de RF construido con un material conductor no ferromagnético. Este apantallamiento se suele instalar en la parte mecánica que cubre el bloque detector y que no interfiere con el paso de la luz producida en el cristal centelleador hacia los fotodetectores del equipo PET-SPECT. Actualmente, SiPM (*Silicon Photomultiplier*) o APD (*Avalanche Photodiodes*) son los tipos de fotodetectores más propuestos en el diseño de sistemas híbridos PET/MR, dado que su funcionamiento no es afectado por los campos magnéticos.

45

El problema es que el apantallamiento de RF también puede afectar al campo magnético generado por los equipos MR. Al utilizar un material conductor en este apantallamiento de RF tanto el campo de gradiente, a bajas frecuencias, como las señales de RF generadas por los equipos MR producen unas corrientes eléctricas llamadas corrientes de eddy sobre la superficie de este apantallamiento, que pueden afectar a la homogeneidad del campo magnético del equipo MR.

50

Existen varias soluciones para reducir estas corrientes: una consiste en dividir el apantallamiento de RF en secciones más pequeñas, inferiores a 20x20mm [3], o bien en incrementar la distancia de separación entre el equipo PET-SPECT y la región de campo magnético uniforme del equipo MR, lo que reduce la eficiencia de detección del equipo PET-SPECT.

5

Una posible solución se describe en la patente US7218112 B2, que divulga un sistema combinado PET/MR en el cual el apantallamiento de RF consiste de una multitud de aperturas y los cristales centelleadores del detector PET se sitúan en dichas aperturas de modo que al menos una parte de los cristales en la zona del campo de reflujo de la RF. Un inconveniente de dicha solución es que el proceso de fabricación de los cristales debe ser modificado para introducir la deposición en cada uno de los mismos del material de apantallamiento. En cualquier caso, dicha solución es muy diferente de la adoptada en la presente invención.

10

La patente US8823259 B2 divulga una lámina de grafeno para la protección de fotocátodos tales como fotocátodos QE – alta eficiencia cuántica -. Una monocapa de grafeno sirve como pantalla transparente que no inhibe el paso de fotones o electrones, pero que aísla la película fotosensible de gases reactivos evitando la contaminación y prolongando la vida de los fotocátodos. La lámina de grafeno se coloca sobre la película fotosensible en contacto directo con ella. En otra realización el fotocátodo comprende: una película, la lámina de grafeno que tiene una primera y una segunda superficie, un soporte de grafeno sobre una primera porción de la primera superficie de la lámina de grafeno, y está configurado para formar una segunda porción de la primera superficie de la lámina de grafeno que no tiene soporte de grafeno, de modo que la segunda porción de la lámina de grafeno está colocada sobre la película fotosensible y en contacto directo con ella. Por lo tanto este sistema de apantallamiento es distinto del de la presente invención en el que se trata de proteger módulos detectores de equipos de imagen médica de la RF.

15

20

25

Otra solicitud de patente, US20130068521 A1, divulga un apantallamiento del campo electromagnético en general, y un método para proteger de la radiación electromagnética usando grafeno en el interior o exterior de la fuente de ondas electromagnéticas y/o formado sobre un sustrato, y también divulga un material protector de radiación electromagnética que contiene grafeno, mientras que en la presente invención se trata de apantallar los módulos detectores con una estructura de jaula de Faraday, minimizando las corrientes de eddy y, además, permitiendo el paso de luz centellante, generada en el cristal centelleador, hacia los fotodetectores.

30

La solicitud de patente WO2011087301 A2 se refiere a un método para formar una barrera protectora de grafeno, que tiene propiedades barrera contra gas y humedad. Se puede usar una capa simple o múltiple de grafeno para proteger diversos tipos de dispositivos.

35

Generalmente el sistema de apantallamiento de RF consiste en una capa de un metal conductor no ferromagnético (cobre, plata u oro) o también de compuestos basados en fibra de carbono que recubre el equipo PET-SPECT completamente o cada uno de los módulos del equipo PET-SPECT de forma individual. Los sistemas de apantallamiento presentan el problema de que tanto el campo de gradiente como el de RF generados por los equipos MR convencionales generan sobre la superficie de este apantallamiento unas corrientes eléctricas llamadas corrientes de eddy, que pueden afectar a la uniformidad del campo magnético en el campo de visión del equipo MR [4].

40

45

El objetivo de la presente invención es el desarrollo de un apantallamiento de radiofrecuencia (RF) basado en grafeno y en materiales conductores no ferromagnéticos para proteger la electrónica de los módulos de detección de las señales de RF generada por los equipos MR permitiendo el paso de luz centellante cuando este apantallamiento se coloca entre el cristal centelleador y los fotodetectores. Además, este apantallamiento electromagnético no debe de apantallar ni modificar los campos magnéticos generados por el campo principal ni por el sistema de gradientes del equipo MR.

50

5 En esta invención se presenta un nuevo tipo de apantallamiento de radiofrecuencia tipo jaula de Faraday específica para equipos de imagen híbridos con el objetivo adicional de reducir las corrientes de eddy generadas en el apantallamiento de RF que pueden afectar a la homogeneidad del campo magnético generado por los equipos de MR, así como el objetivo de no apantallar el campo magnético principal y los campos magnéticos generados por el sistema de gradientes de los equipos de MR. El resultado es un diseño del apantallamiento de RF, basado en parte en grafeno, instalado en los equipos PET o SPECT que permite construir equipos híbridos PET/MR o SPECT/MR más compactos y por lo tanto con mejores prestaciones.

10 Según la presente invención el grafeno se dispone justo (muy cerca) delante del sistema de fotodetectores para dejar máyor espacio (el espesor del cristal) entre la bobina de RF y el apantallamiento. Al ser la deposición de grafeno de uno o dos átomos de espesor, la luz lo atraviesa en un porcentaje alto, también los campos magnéticos estáticos o de baja frecuencia, pero no la RF.

15 A lo largo de la presente memoria los términos “recubrimiento” y “apantallamiento” se usan con significado completamente equivalente. Igualmente, los términos “exterior” y “externo” se usan con idéntico significado. También los términos “interno” e “interior” se usan con idéntico significado. A la combinación de PET y MR, o SPECT y MR, le llamaremos sistemas o dispositivos híbridos de imagen médica.

20 Las expresión “cara de salida de los fotones generados en el cristal centelleador” es equivalente a “cara en dirección hacia el fotodetector”

25 Descripción

La jaula de Faraday consiste de dos capas separadas a poca distancia y conectadas a tierra (o una a tierra y la otra a bajo potencial respecto a tierra para formar un pequeño condensador) y segmentadas en áreas pequeñas para evitar la formación de corrientes de eddy.

30 En esta invención, para proteger la matriz de fotodetectores y la electrónica (placas electrónicas de adquisición, procesamiento y transmisión de la señal) colocadas en el interior de cada uno de los módulos de detección de la radiación del equipo PET-SPECT se utiliza la estructura denominada jaula de Faraday, diseñada específicamente para el sistema híbrido. La estructura mecánica de los módulos de detección de radiación está formada según realizaciones particulares, por dos secciones, construidas con materiales diferentes (grafeno y metales conductores no ferromagnéticos) y puestas en contacto entre sí formando un estructura tipo jaula de Faraday, con el objetivo de proteger la electrónica de detección de las señales de RF generada en los equipos MR. Una primera sección construida con grafeno se coloca entre el cristal centelleador y la matriz de fotodetectores. La segunda sección se coloca en el resto de caras de cada módulo detector que contiene la matriz de fotodetectores y electrónica de cada módulo, construida con una lámina de material conductor no ferromagnético (cobre, plata, oro, fibras basadas en nanotubo de carbono u otros).

45 De esta forma la sección del módulo que contiene el cristal centelleador, monolítico o pixelado, encapsulado dentro de la estructura mecánica que lo protege de la luz exterior y cuya función no se ve afectada por las señales de RF, queda fuera de la jaula de Faraday. De esta forma se evita la generación de corrientes de eddy en la cara del módulo de detección más próxima al campo de visión del equipo MR evitando su interferencia con el campo magnético y de RF del equipo MR respecto a un módulo de detección donde la jaula de Faraday recubre todo el módulo de detección. Esta solución permitirá colocar el dispositivo híbrido de imagen médica, preferiblemente un equipo PET-SPECT más próximo al sujeto o animal de estudio, sin distorsionar el campo de RF, además sin apantallar el campo magnético principal y los campos magnéticos generados por el sistema de gradientes, permitiendo diseñar y construir equipos PET-SPECT más compactos y aumentando su eficiencia de detección.

La presente invención se refiere en primer lugar a un dispositivo híbrido de imagen médica PET/MR o SPECT/MR que comprende:

- al menos un cristal centelleador, monolítico o pixelado, y
 - al menos un módulo de detección de radiación que contiene al menos una matriz de fotodetectores y una sección de electrónica de detección, adquisición y transmisión, tal que dicho módulo de detección tiene una estructura mecánica cuya superficie está dividida en al menos:
 - una primera sección correspondiente a la cara de salida de los fotones generados en el cristal centelleador y
 - una segunda sección correspondiente al resto de caras de la estructura mecánica del módulo que incluye al menos una matriz de fotodetectores y una sección de electrónica, y que no encierran el cristal centelleador,
- tal que dichas primera y segunda sección conforman una estructura cerrada, y de las cuales:
- al menos la primera sección está recubierta de grafeno con uno o dos átomos de espesor, y
 - la segunda sección está recubierta con grafeno, con un espesor de uno o dos átomos, o con un material conductor no ferromagnético, y
- en el que la superficie de la estructura mecánica está seleccionada entre:
- superficie exterior
 - superficie interior y
 - ambas.

Para cualquier realización del dispositivo el recubrimiento de grafeno en la primera sección – sección que siempre lleva recubrimiento de grafeno como se indica en el párrafo anterior - correspondiente a la cara de salida de los fotones generados en el cristal centelleador, que está situada entre el cristal centelleador y la parte del módulo de detección que contiene la matriz de fotodetectores y la sección de electrónica de detección, adquisición y transmisión, puede ser un recubrimiento continuo, o en forma de bandas. Dichas bandas están separadas entre sí y dispuestas en dos capas separadas por un dieléctrico, y de forma que siempre se produzca solapamiento espacial entre ambas capas, como se explica más adelante en esta memoria.

Para cualquier realización del dispositivo el recubrimiento de grafeno en la segunda sección (cuando ésta se recubre también con grafeno) correspondiente al resto de caras de la estructura mecánica del módulo que incluye al menos una matriz de fotodetectores y una sección de electrónica, y que no encierran el cristal centelleador, puede ser un recubrimiento continuo, o en forma de bandas. Dichas bandas están separadas entre sí y dispuestas en dos capas separadas por un dieléctrico, y de forma que siempre se produzca solapamiento espacial entre ambas capas, como se explica más adelante en esta memoria.

Para cualquier realización del dispositivo el recubrimiento con materiales conductores no ferromagnéticos en la segunda sección, cuando están presentes estos materiales, puede ser también un recubrimiento continuo, o en forma de bandas. Dichas bandas están separadas entre sí y dispuestas en dos capas separadas por un dieléctrico, y de forma que siempre se produzca solapamiento espacial entre ambas capas, como se explica más adelante en esta memoria.

En el dispositivo híbrido de la invención las secciones de la superficie del módulo están recubiertas formando una jaula de Faraday. Además esta jaula de Faraday está conectada a tierra para eliminar la carga eléctrica generada en dicha jaula de Faraday.

Según una realización particular, sólo la primera sección de superficie del módulo de detección está recubierta de grafeno, correspondiendo dicha sección a la cara del cristal centelleador en dirección al módulo de detección, y la segunda sección está recubierta por al menos un material conductor no ferromagnético con un espesor desde 5 micras hasta 2mm. En esta realización el resto de caras del módulo de detección puede estar recubierto por materiales no ferromagnéticos, por ejemplo, materiales seleccionados entre:

- metales conductores no ferromagnéticos, preferentemente cobre, plata, oro, y

- materiales compuestos no metálicos, como los compuestos basados en fibras de carbono.

Según realizaciones particulares del dispositivo híbrido, la primera sección de la superficie del módulo recubierta de grafeno está estructurada de modo que comprende al menos:

- 5 - una primera capa de un sustrato con un espesor de entre 50 y 200 micras,
 - una segunda capa de grafeno cuyo espesor es de uno o dos átomos, de tal modo que el grafeno está depositado sobre todas las caras del sustrato, tal que las capas laterales del sustrato que contienen grafeno están en contacto con el recubrimiento de material conductor no ferromagnético que protege el resto de secciones de superficie del módulo de detección protegiendo así la electrónica de dicho módulo de detección. El sustrato de la primera capa es un material como por ejemplo una lámina de PET o PMMA. Opcionalmente sobre el grafeno se dispone una tercera capa protectora adicional de entre 25 y 50 micras de un material plástico, preferentemente PMMA o politereftalato de etileno, formando una estructura tipo sándwich. Las capas de grafeno de los laterales del sustrato se utilizan para reducir la carga eléctrica generada en el apantallamiento de grafeno, ya que estas caras están en contacto con la capa del metal conductor que protege la electrónica de cada uno de los módulos del equipo PET.

Una alternativa que se propone en esta invención para apantallar el campo de RF sin reducir el paso de luz centelleante, es aplicar directamente el grafeno sobre la cara de salida de los fotones generados en el cristal centelleador (cara en dirección hacia el fotodetector). En esta alternativa se utiliza el cristal centelleador como sustrato para depositar el grafeno. Esta capa de grafeno, igualmente de 1 o 2 átomos, preferiblemente y posteriormente, estaría recubierta de una fina capa de un material plástico protector. Es el mismo sistema que el descrito anteriormente pero en este caso en lugar de utilizar como sustrato una lámina de, por ejemplo, PET o PMMA se utiliza la cara de salida del cristal centelleador. Así, según una realización adicional, una capa de grafeno de uno o dos átomos de espesor cubre la cara de salida del cristal centelleador que es la cara en dirección hacia el fotodetector del módulo de detección, o sea, entre el cristal centelleador y la matriz de fotodetectores, estando en contacto directo con la cara de salida del cristal centelleador; y dicha capa de grafeno está recubierta de una capa de un material plástico protector, tal como politereftalato de etileno o polimetilmetacrilato, de 50-200 micras de espesor. En esta alternativa que se propone la estructura mecánica que protege la electrónica de cada módulo de detección está protegida por un apantallamiento de RF formado por materiales conductores no ferromagnéticos en contacto con el apantallamiento de grafeno. El apantallamiento de RF está conectado a tierra para eliminar la carga eléctrica generada en éste.

Así, según realizaciones particulares adicionales del dispositivo híbrido, la primera sección de la superficie del módulo recubierta de grafeno está estructurada de modo que comprende al menos:
 - una primera capa de grafeno dispuesta directamente sobre el cristal centelleador, dicha capa de grafeno con un espesor de uno o dos átomos, tal que la capa de grafeno está en contacto con el recubrimiento de material conductor no ferromagnético que protege el resto de secciones de superficie del módulo de detección protegiendo así la electrónica de dicho módulo de detección. Opcionalmente sobre el grafeno se dispone una tercera capa protectora de entre 50-200 micras de espesor, de un material plástico, preferentemente PMMA o politereftalato de etileno.

Además, otra alternativa que se propone en esta invención es recubrir con grafeno, sin utilizar materiales conductores no ferromagnéticos o compuestos basados en fibras de carbono, toda la estructura mecánica de los módulos de detección del dispositivo híbrido de imagen médica, preferiblemente, los equipos PET-SPECT o bien toda la estructura de los equipos PET-SPECT, ya sea sobre todas las superficies externas de dichos módulos de detección o sobre las caras internas.

Por lo tanto, en el dispositivo híbrido de la invención puede ocurrir que tanto:

- 50 - la primera sección correspondiente a la cara de salida de los fotones generados en el cristal centelleador, está recubierta de grafeno con uno o dos átomos de espesor y
 - la segunda sección correspondiente al resto de caras de la estructura mecánica del módulo que no encierran el cristal centelleador, está recubierta con grafeno
 y en el que la superficie de la estructura mecánica está seleccionada entre:

- superficie exterior
- superficie interior y
- ambas.

5 Cuando se hace alusión a un material conductor no ferromagnético se debe entender que puede ser un concreto o una combinación de al menos dos.

10 Para minimizar aún más las corrientes de eddy, en esta invención también se propone una realización alternativa para cualquier sección del apantallamiento de RF realizado con grafeno, con materiales conductores no ferromagnéticos, o ambos. Según esta realización el apantallamiento se consigue por una serie de pistas o bandas de grafeno colocadas en una estructura de sándwich. Cada pista o banda tiene de 5 a 20 mm de ancho separadas entre sí por decenas de micras hasta un milímetro (0.01-1 mm) depositadas en todas las caras de la mecánica de cada módulo detector, bien sean las interiores o las exteriores. Dos capas de esta estructura, de forma que siempre se produzca solapamiento espacial entre ambas capas, son necesarias para evitar que penetre la RF.

15 Así pues, adicionalmente, y para cualquier realización del dispositivo híbrido el grafeno puede estar formando un recubrimiento estructurado como sigue:

20 - formando una primera serie de bandas de grafeno de 5 a 20 mm de ancho, separadas entre sí por una distancia de 0.01-1 mm, y tal que dichas bandas están depositadas en todas las caras interiores o todas las caras exteriores de la estructura mecánica de cada módulo de detección, o tanto en caras interiores como exteriores, y

25 - una segunda serie de bandas de grafeno de modo que con la primera serie forman una estructura de sándwich, y de modo que las bandas de la segunda serie están colocadas de tal forma que cubren los huecos que separan las bandas de la primera serie, de forma que siempre se produzca solapamiento espacial entre ambas series,

- estando la primera y segunda serie de bandas conectadas a capas de grafeno laterales para eliminar la carga eléctrica acumulada en estas pistas o bandas de grafeno, y

- todas estas bandas están conectadas a capas de grafeno laterales para eliminar la carga eléctrica acumulada en estas pistas o bandas de grafeno, y

30 - una lámina de un material dieléctrico, tal como polimetilmetacrilato, tereftalato de polietileno, poliácido láctico, nailon, o combinaciones de ellos, dispuesta entre ambas series de bandas de grafeno, dicha capa de material dieléctrico con un espesor de 10 micras a 2,0 mm. Opcionalmente el material dieléctrico está también dispuesto adicionalmente sobre la segunda serie de bandas de grafeno expuesta al contacto y manipulación.

35 Este paquete tipo sándwich tiene una transparencia a la luz centellante (200-800 nm) de aproximadamente 95-97% evitando la pérdida de los fotones producidos por el cristal centelleador (Monolítico o Pixelado) y que serán recogidos por la matriz de fotodetectores (SiPMs o APDs).

40 La jaula de Faraday descrita en esta realización alternativa está conectada a tierra para eliminar la carga eléctrica acumulada en el apantallamiento o una capa de bandas conectadas a tierra y la otra capa de bandas conectada a bajo potencial respecto a tierra para formar un pequeño condensador.

45 Adicionalmente, también para cualquier realización del dispositivo híbrido, el material conductor no ferromagnético puede estar formando un recubrimiento estructurado como:

- una primera serie de bandas de material conductor no ferromagnético de 5 a 20 mm de ancho, separadas entre sí por una distancia de 0.01-1 mm, y tal que dichas bandas están depositadas en todas las caras interiores o todas las caras exteriores de la estructura mecánica de cada módulo de detección, o tanto en caras interiores como exteriores, y

50 - una segunda serie de bandas de material conductor no ferromagnético de modo que con la primera serie forman una estructura de sándwich, y de modo que las bandas de la segunda serie están colocadas de tal forma que cubren los huecos que separan las bandas de la primera serie, de forma que siempre se produzca solapamiento espacial entre ambas capas,

- estando la primera y segunda serie de bandas conectadas a capas de grafeno laterales para eliminar la carga eléctrica acumulada en estas pistas o bandas de grafeno, y
- una lámina de un material dieléctrico, dispuesta entre ambas series de bandas de material conductor no ferromagnético. Opcionalmente, como material dieléctrico se usa polimetilmetacrilato, tereftalato de polietileno, poliácido láctico, nailon, o combinaciones de ellos, con un espesor de 10 micras a 2,0 mm.
5 Opcionalmente además, el material dieléctrico está también dispuesto sobre la segunda serie de bandas de material conductor no ferromagnético expuesta al contacto y manipulación.

10 La jaula de Faraday descrita también para esta realización alternativa está conectada a tierra para eliminar la carga eléctrica acumulada en el apantallamiento o una capa de bandas conectadas a tierra y la otra capa de bandas conectada a bajo potencial respecto a tierra para formar un pequeño condensador.

15 En una realización alternativa, en el dispositivo híbrido de la invención el apantallamiento de material conductor no ferromagnético está formado por:

- una primera serie de pistas o bandas de grafeno de 5 a 20 mm de ancho, separadas entre sí por una distancia de 0.01-1 mm, y tal que dichas bandas están depositadas en todas las caras interiores o todas las caras exteriores de la estructura mecánica de cada módulo de detección, o tanto en caras interiores como exteriores, y

20 - una segunda serie de pistas o bandas de material conductor no ferromagnético de modo que con la primera serie forman una estructura de sándwich, y de modo que las bandas de la segunda serie están colocadas de tal forma que cubren los huecos que separan las pistas o bandas de la primera serie, de forma que siempre se produzca solapamiento espacial entre ambas series

25 - todas estas bandas o pistas de material conductor no ferromagnético están conectadas entre sí por una fina pista de material conductor no ferromagnético (cobre, plata u oro) de un ancho desde unas micras hasta un milímetro (0.01-1 mm) para eliminar la carga eléctrica generada en las pistas.

- una lámina de un material dieléctrico, tal como polimetilmetacrilato PMMA, tereftalato de polietileno PET, poliácido láctico PLA o nailon o combinaciones de ellos, dispuesta entre ambas series de pistas o bandas de material conductor no ferromagnético.

30 Esta realización que se refiere a un recubrimiento de material conductor no ferromagnético en forma de bandas o pistas, en lugar de continuo, puede ser aplicada tanto al caso en el que

- al menos la primera sección está recubierta de grafeno con uno o dos átomos de espesor, y
- la segunda sección está recubierta con grafeno, con un espesor de uno o dos átomos,

35 como al caso en el que

- la primera sección está recubierta de grafeno con uno o dos átomos de espesor, y
- la segunda sección está recubierta con un material conductor no ferromagnético.

40 La jaula de Faraday descrita también para esta realización alternativa está conectada a tierra para eliminar la carga eléctrica acumulada en el apantallamiento o una capa de bandas conectadas a tierra y la otra capa de bandas conectada a bajo potencial respecto a tierra para formar un pequeño condensador.

45 También, para cualquier realización del dispositivo híbrido el módulo de detección puede ser un detector de rayos gamma.

La presente invención se refiere además al uso de un dispositivo de imagen como el definido anteriormente, para la toma de imágenes anatómicas o estructurales.

50 La presente invención se refiere además a un blindaje o apantallamiento contra la radiación de radiofrecuencia (RF) incluido y descrito en cualquiera de las realizaciones del dispositivo mencionadas hasta aquí.

La presente invención se refiere además a un blindaje o apantallamiento contra la radiación de radiofrecuencia (RF) para un dispositivo de imagen médica que comprende:

- al menos un cristal centelleador, monolítico o pixelado, y
- al menos un módulo de detección de radiación que contiene al menos una matriz de fotodetectores y una sección de electrónica,

5

caracterizado por que dicho blindaje comprende:

- un recubrimiento o apantallamiento de grafeno, como recubrimiento continuo o en bandas, en todas las caras de la estructura mecánica del módulo de detección, o

10

- un recubrimiento o apantallamiento de grafeno, como recubrimiento continuo o en bandas, en al menos una cara que es la cara del cristal centelleador en dirección al módulo de detección, combinado con un recubrimiento de al menos un material conductor no ferromagnético, como recubrimiento continuo o en bandas, del resto de las caras que no encierran el cristal centelleador, y formando dicho blindaje una jaula de Faraday conectada a tierra para eliminar la carga eléctrica generada en ésta

15

El material conductor no ferromagnético tiene un espesor desde 5 micras hasta 2mm y puede estar seleccionado entre:

- metales conductores no ferromagnéticos, preferentemente cobre, plata, oro y
- materiales compuestos no metálicos, como compuestos de fibra de carbono.

20

Para cualquier realización del blindaje, el recubrimiento de grafeno en todas las caras de la estructura mecánica del módulo de detección, puede ser un recubrimiento continuo, o en forma de bandas. Dichas bandas están separadas entre sí y dispuestas en dos capas separadas por un dieléctrico, de forma que siempre se produzca solapamiento espacial entre ambas capas.

25

Para cualquier realización del blindaje el recubrimiento de grafeno en al menos una cara – que siempre lleva recubrimiento de grafeno - que es la cara del cristal centelleador en dirección al módulo de detección, dispuesta entre el cristal centelleador y la parte del módulo de detección que contiene la matriz de fotodetectores y la sección de electrónica puede ser un recubrimiento continuo, o en forma de bandas. Dichas bandas están separadas entre sí y dispuestas en dos capas separadas por un dieléctrico, de forma que siempre se produzca solapamiento espacial entre ambas capas.

30

Para cualquier realización del blindaje el recubrimiento con materiales conductores no ferromagnéticos, cuando están presentes estos materiales, puede ser también un recubrimiento continuo, o en forma de bandas. Dichas bandas están separadas entre sí y dispuestas en dos capas separadas por un dieléctrico, de forma que siempre se produzca solapamiento espacial entre ambas capas.

35

En el blindaje o apantallamiento de la invención, el recubrimiento de grafeno puede estar estructurado de modo que comprende al menos:

- una primera capa de un sustrato con un espesor de entre 50 y 200 micras,

40

- una segunda capa de grafeno cuyo espesor es de uno o dos átomos, de tal modo que el grafeno está depositado sobre todas las caras del sustrato, tal que las capas laterales del sustrato que contienen grafeno están en contacto con el recubrimiento de material conductor no ferromagnético que protege el resto de secciones de superficie del módulo de detección protegiendo así la electrónica de dicho módulo de detección. El sustrato puede ser de un material plástico como PTE o PMMA. Opcionalmente, el recubrimiento de grafeno comprende una tercera capa protectora adicional de entre 25 y 50 micras de un material plástico, preferentemente PMMA o politereftalato de etileno, sobre el grafeno, formando una estructura tipo sándwich.

45

Según realizaciones adicionales, en el blindaje o apantallamiento de la invención el grafeno puede cubrir directamente el cristal centelleador. Opcionalmente puede estar dispuesta una capa protectora adicional de entre 50-200 micras de espesor, de un material plástico, preferentemente PMMA o politereftalato de etileno, sobre el grafeno.

50

Además, en el blindaje o apantallamiento de la invención, tanto el grafeno, como el material conductor no ferromagnético, o ambos, pueden estar formando un recubrimiento estructurado como:

- 5 - una primera serie de bandas de 5 a 20 mm de ancho, separadas entre sí por una distancia de 0.01-1 mm, y tal que dichas bandas están depositadas en todas las caras interiores o todas las caras exteriores de la estructura mecánica de cada módulo de detección, o tanto en caras interiores como exteriores, y
- 10 - una segunda serie de bandas de modo que con la primera serie forman una estructura de sándwich, y de modo que las bandas de la segunda serie están colocadas de tal forma que cubren los huecos que separan las bandas de la primera serie, de forma que siempre se produzca solapamiento espacial entre ambas series,
- 15 - estando la primera y segunda serie de bandas, cuando son de grafeno, conectadas a capas de grafeno laterales para eliminar la carga eléctrica acumulada en estas pistas o bandas de grafeno,
- estando estas bandas, cuando son de material conductor no ferromagnético, conectadas entre sí por una fina banda o pista de material conductor no ferromagnético (cobre, plata u oro) de un ancho desde 20 unas micras hasta un milímetro (0.01-1 mm) para eliminar la carga eléctrica generada en las pistas, y
- una lámina de un material dieléctrico, dispuesta entre ambas series de bandas. Como material dieléctrico se puede usar polimetilmetacrilato, tereftalato de polietileno, poliácido láctico, nailon, o combinaciones de ellos, con un espesor de 10 micras a 2,0 mm. Opcionalmente, el material dieléctrico está también dispuesto sobre la segunda serie de bandas expuesta al contacto y manipulación.

La presente invención tiene como objeto adicional un dispositivo híbrido de imagen médica, preferentemente un equipo PET/SPECT colocado en el interior de un equipo MR caracterizado por que comprende por un blindaje o apantallamiento de RF como los descritos.

La capa de grafeno que cubre la sección o secciones de la superficie del módulo de detección puede ser depositada por cualquier método convencional, tal como pulverización.

La capa de material conductor no ferromagnético que cubre las secciones del módulo de detección puede ser depositada por cualquier método convencional, tal como electrodeposición.

El resultado de la invención es un diseño del apantallamiento electromagnético instalado en dispositivos híbridos de imagen médica, preferiblemente, los equipos PET o SPECT que permite construir equipos híbridos PET/MR o SPECT/MR más compactos y por lo tanto con mejores prestaciones.

Descripción de los dibujos.

Con objeto de ayudar a una mejor comprensión de las características de la invención, se acompaña como parte integrante de dicha descripción, un juego de dibujos en donde con carácter ilustrativo se ha representado lo siguiente:

Figura 1: Muestra según una realización de la invención, un dispositivo híbrido PET-SPECT compacto y portátil con una bobina de RF colocado en el interior de un equipo MR convencional.

Figura 2: Muestra una vista en perspectiva de un equipo PET portátil con una bobina de RF (tipo jaula de pájaro), según una realización de la invención.

Figura 3: Muestra una sección transversal de uno de los módulos de rayos gamma PET.

Figura 4a y 4b: Muestran respectivamente una vista en perspectiva y una sección transversal del apantallamiento electromagnético basado en grafeno.

Figura 5. Comparativa entre el procedimiento de apantallamiento de esta invención (izquierda) y el estándar (derecha). En esta invención, se observa cómo se puede reducir el diámetro de un anillo de

detectores sin distorsionar el campo de RF, ya que el apantallamiento se realiza entre cristal centelleador y fotodetectores y las posibles corrientes de eddy que se podrían generar no se generarán en la cara más próxima a la bobina de RF reduciendo la posible distorsión del campo generado por la bobina de RF.

5

Figura 6. Despiece de los componentes internos de cada módulo detector de rayos gamma, basado en un cristal centelleador monolítico o pixelado, incluyendo los elementos electrónicos y de apantallamiento de la RF. En este caso, el apantallamiento entre el cristal centelleador y el fotodetector se realiza a través de una lámina de grafeno protegida por ambos lados, y dicho apantallamiento está en contacto con el resto de apantallamiento formado por el material conductor no ferromagnético.

10

Figura 7. Lo mismo que para Figura 6, solo que según otra realización, el grafeno está depositado directamente sobre el cristal centelleador centellante y se protege preferiblemente con una lámina plástica de la exposición directa.

15

Figura 8. Apantallamiento de RF formado por dos capas de pistas o bandas de grafeno, según una realización adicional, depositadas en las caras externas e internas de un sustrato, dispuestas de tal forma que cubren los huecos entre las pistas de la otra cara. Una realización alternativa está formada por pistas o bandas de material conductor no ferromagnético depositadas en las caras externas o internas de un material dieléctrico.

20

Descripción de realizaciones preferentes

A continuación se describen algunos ejemplos de realizaciones preferentes, relativas a un dispositivo PET-SPECT, combinado con una bobina de RF dedicada en una MR, de acuerdo con la invención.

25

En la Figura 1 se representa un sistema híbrido PET/MR. Este sistema está formado por un equipo PET compacto e insertable (1) que se puede colocar en el interior de equipos MR (2) junto con una bobina de RF (3). Las señales adquiridas por el equipo PET son transmitidas mediante cables, preferiblemente coaxiales o mediante fibras ópticas, a una unidad de procesamiento colocada en el exterior del equipo MR (4).

30

La Figura 2 muestra una perspectiva del equipo PET o SPECT portátil con una bobina de RF tipo jaula de pájaro donde se aprecian los elementos estructurales que la componen:

35

(a) El equipo PET o SPECT está formado por un conjunto de módulos detectores de la radiación gamma, típicamente colocados radialmente formando un anillo, cuyo número y diámetro dependerá del sistema MR y el órgano u órganos que se deseen visualizar. Cada bloque sensor está formado por dos elementos: el cristal centelleador, monolítico o pixelado, (5) y el conjunto formado por el fotodetectores y la electrónica asociada (6). Este conjunto está encapsulado dentro de una jaula de Faraday para reducir las interferencias de las señales de RF emitidas para la bobina con la electrónica de los módulos de detección. Esta jaula de Faraday está diseñada para no apantallar los campos magnéticos generados por el sistema de gradientes de los equipos MR.

40

(b) Una bobina de RF tipo jaula de pájaro (*birdcage RF coil*) (3). Este tipo de bobina de RF está formada por una serie de barras longitudinales unidas por los extremos a dos anillos. Estas barras longitudinales se colocarán preferiblemente en el espacio entre los módulos de detección para no impedir el paso de la radiación a los módulos de detección del equipo PET. La invención descrita en esta patente no restringe su uso a otro tipo de bobinas de RF.

45

50

En la Figura 3 se muestra esquemáticamente la estructura interna de un módulo de detección que forma parte del equipo PET. En esta Figura 3 también se puede observar la posición de cada uno de los elementos que forman parte de estos módulos de detección compuestos por los siguientes elementos:

- (a) Un cristal centelleador, monolítico o pixelado, (5) que es el responsable de transformar la radiación gamma en luz visible.
- 5 (b) Un sistema de apantallamiento de RF basado en grafeno (7), colocado entre el cristal centelleador, monolítico o pixelado, (5) y una matriz de fotodetectores (8).
- (c) Una placa electrónica (9) que pre-procesa las señales generadas por los fotodetectores. Preferiblemente también existe una placa para pre-amplificar las señales procesadas y que sean enviadas al sistema de adquisición (4).
- 10 En la Figura 3 también se muestran los componentes de encapsulado (10 y 11) de los elementos anteriormente descritos que protege el bloque sensor (cristal centelleador y fotodetectores) de la luz exterior así como la propuesta de apantallamiento de RF (7 y 12).
- 15 Las Figuras 4a y 4b muestran, respectivamente, una vista en perspectiva y una sección transversal del apantallamiento de RF basado en grafeno colocada entre el cristal centelleador y la matriz de fotodetectores. Este apantallamiento de RF se realizará preferiblemente en tres capas de materiales diferentes:
- 20 (a) Un sustrato (13) mecánicamente estable de unas decenas de micras sobre el cual se depositan las distintas capas de grafeno y que se coloca en la cara delantera de la matriz de fotodetectores.
- (b) Un capa de grafeno de 1 o 2 átomos de espesor (7).
- 25 (c) Lámina protectora de material transparente (14) de también unas micras o decenas de micras de espesor colocada entre la capa de grafeno y el cristal centelleador.
- La Figura 5 muestra la diferencia entre las distancias del bloque sensor de rayos gamma a los conductores de la bobina de RF (A), para una de las propuestas de la presente invención (izquierda) y el caso estándar (derecha). La distancia entre la bobina y el apantallamiento del detector (B), debería ser tal que no se producen distorsiones en el campo de RF. En el caso estándar, esta distancia dependerá de la configuración geométrica de la bobina y el sistema PET-SPECT, en particular de la envolvente donde se coloca el apantallamiento.
- 30 Con la configuración propuesta aquí, la distancia entre los conductores, es decir, entre la bobina de RF y el apantallamiento debe mantenerse. Sin embargo, dado que el apantallamiento se realiza entre el cristal centelleador y la matriz de fotosensores, esto permite reducir la distancia entre el bloque sensor y la bobina (C), aumentando la eficiencia de detección del PET o SPECT.
- 35 La Figura 6 muestra en detalle los elementos internos que preferiblemente componen el módulo detector. En esta figura, además de los elementos de apantallamiento (7) y (12), se muestran los sustratos para el grafeno (13) y (14), en contacto con los fotodetectores (8) y el cristal centelleador (5), respectivamente.
- 40 En este dibujo también se han representado esquemáticamente el rayo gamma incidente (16) que deposita su energía transformándola en la emisión de fotones en el rango del visible (17). En particular, se ha esquematizado la distribución de esta luz visible generada en un cristal centelleador monolítico y que alcanza el fotodetector. La jaula de Faraday formada por (7) y (12) está conectada a tierra (15) para eliminar la carga eléctrica acumulada en el apantallamiento de RF.
- 50 La Figura 7, muestra al igual que la Figura 6, el detalle de todos los elementos que forman el detector. En esta Figura, y como diferencia de la Figura 6 donde el grafeno se deposita sobre un sustrato, se deposita directamente sobre el cristal centelleador centellante.

La Figura 8 muestra una vista en perspectiva y una sección transversal de un diseño de apantallamiento de RF basado en pistas o bandas de grafeno (7) depositado en las superficies exteriores e interiores de un sustrato (14) y dispuestas de tal forma que las pistas de una cara cubren los huecos de separación de las pistas de las otras caras para apantallar la señal de RF.

5

Un diseño alternativo al propuesto en la Figura 8 es un sistema basado en bandas de material conductor no ferromagnético (cobre, oro o plata) (7) colocado en las caras exteriores o interiores de un dieléctrico (14) y dispuestas de tal forma que las bandas de una cara cubren los huecos de separación de las bandas de las otras caras para apantallar la señal de RF.

10

REFERENCIAS

[1] A. Nacev, E. Anashkin, J.P. Rigla, J.M. Benloch, M. Urdaneta, A. Sarwar, P. Stepanov, I.N. Weinberg, J.M. Benloch and S.T. Fricke, "A quiet, fast, high-resolution desktop MRI capable of imaging solids", Proceedings of ISMRM2014, Milan (Italy).

15

[2] C.R. Paul, "Introduction to electromagnetic compatibility", Hardcover (2006).

[3] Sri Harsha Maramraju, "Evaluation of Electromagnetic Interactions between PET and MRI systems for Simultaneous MRI/PET Imaging", Stony Brook University (2011).

20

[4] M. Terpstra, P.M. Andersen and R. Gruetter, "Localized eddy current compensation using quantitative field mapping", J. Magn. Reson. 1998 (131), pp.139-143.

25

[5] Shuhui Sun et al, "Single-atom catalysis Pt/Graphene achieved through atomic layer deposition", Scientific Reports, Article N°:1775 (2013).

REIVINDICACIONES

1. Un dispositivo híbrido de imagen médica PET/MR o SPECT/MR que comprende:
- al menos un cristal centelleador, monolítico o pixelado, y
- 5 - al menos un módulo de detección de radiación que contiene al menos una matriz de fotodetectores y una sección de electrónica de detección, adquisición y transmisión, tal que dicho módulo de detección tiene una estructura mecánica cuya superficie está dividida en al menos:
- una primera sección correspondiente a la cara de salida de los fotones generados en el cristal
- 10 centelleador y
- una segunda sección correspondiente al resto de caras de la estructura mecánica del módulo que incluye al menos una matriz de fotodetectores y una sección de electrónica, y que no encierran el cristal centelleador,
- tal que dichas primera y segunda sección conforman una estructura cerrada,
- 15 de las cuales:
- al menos la primera sección está recubierta de grafeno con uno o dos átomos de espesor, y
 - la segunda sección está recubierta con grafeno, con un espesor de uno o dos átomos, o con un material conductor no ferromagnético, y
- en el que la superficie de la estructura mecánica está seleccionada entre:
- 20
- superficie exterior
 - superficie interior y
 - ambas.
2. Un dispositivo híbrido según la reivindicación 1, en el que las secciones de superficie del módulo están recubiertas formando una jaula de Faraday y conectada a tierra para eliminar la carga eléctrica generada en la propia jaula de Faraday.
- 25
3. Un dispositivo híbrido según la reivindicación 1 o 2, en el que el sólo la primera sección de superficie del módulo de detección está recubierta de grafeno, correspondiendo dicha sección a la cara del cristal centelleador en dirección al módulo de detección, y la segunda sección está recubierta por al menos un material conductor no ferromagnético con un espesor desde 5 micras hasta 2mm.
- 30
4. Un dispositivo híbrido según la reivindicación 1 o 3, en el que los materiales conductores no ferromagnéticos son seleccionados entre:
- 35
- metales conductores no ferromagnéticos, preferentemente cobre, plata, oro, y
 - materiales compuestos no metálicos.
5. Un dispositivo híbrido según una de las reivindicaciones 1 a 4, en el que la primera sección de la superficie del módulo recubierta de grafeno está estructurada de modo que comprende al menos:
- 40
- una primera capa de un sustrato con un espesor de entre 50 y 200 micras,
 - una segunda capa de grafeno cuyo espesor es de uno o dos átomos, de tal modo que el grafeno está depositado sobre todas las caras del sustrato, tal que las capas laterales del sustrato que contienen grafeno están en contacto con el recubrimiento de material conductor no ferromagnético que protege el resto de secciones de superficie del módulo de detección protegiendo así la electrónica de dicho
- 45 módulo de detección.
6. Un dispositivo híbrido según la reivindicación 5, que comprende además una tercera capa protectora adicional de entre 25 y 50 micras de un material plástico, preferentemente PMMA o politereftalato de etileno, sobre el grafeno, formando una estructura tipo sándwich.
- 50
7. Un dispositivo híbrido según una de las reivindicaciones 1 a 4, en el que la primera sección de la superficie del módulo recubierta de grafeno está estructurada de modo que comprende al menos:
- una primera capa de grafeno dispuesta directamente sobre el cristal centelleador, dicha capa de grafeno con un espesor de uno o dos átomos, tal que la capa de grafeno está en contacto con el

recubrimiento de material conductor no ferromagnético que protege el resto de secciones de superficie del módulo de detección protegiendo así la electrónica de dicho módulo de detección.

5 8. Un dispositivo híbrido según la reivindicación 7, que comprende una tercera capa protectora adicional de entre 50-200 micras de espesor, de un material plástico, preferentemente PMMA o politereftalato de etileno, sobre el grafeno.

9. Un dispositivo híbrido según una de las reivindicaciones 1 o 2, en el que tanto:

10 - la primera sección correspondiente a la cara de salida de los fotones generados en el cristal centelleador, está recubierta de grafeno con uno o dos átomos de espesor y

- la segunda sección correspondiente al resto de caras de la estructura mecánica del módulo que no encierran el cristal centelleador, está recubierta con grafeno

y en el que la superficie de la estructura mecánica está seleccionada entre:

- 15
- superficie exterior
 - superficie interior y
 - ambas.

10. Un dispositivo híbrido según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, en el que el grafeno está formando un recubrimiento estructurado como:

20 - una primera serie de bandas de grafeno de 5 a 20 mm de ancho, separadas entre sí por una distancia de 0.01-1 mm, y tal que dichas bandas están depositadas en todas las caras interiores o todas las caras exteriores de la estructura mecánica de cada módulo de detección, o tanto en caras interiores como exteriores, y

25 - una segunda serie de bandas de grafeno de modo que con la primera serie forman una estructura de sándwich, y de modo que las bandas de la segunda serie están colocadas de tal forma que cubren los huecos que separan las bandas de la primera serie, de forma que siempre se produzca solapamiento espacial entre ambas series y

- una lámina de un material dieléctrico, dispuesta entre ambas series de bandas de grafeno.

30 11. Un dispositivo híbrido según la reivindicación 10, en el que como material dieléctrico se usa polimetilmetacrilato, tereftalato de polietileno, poliácido láctico, nailon, o combinaciones de ellos, con un espesor de 10 micras a 2,0 mm.

35 12. Un dispositivo híbrido según la reivindicación 10 o 11, en el que el material dieléctrico está también dispuesto sobre la segunda serie de bandas de grafeno expuesta al contacto y manipulación.

13. Un dispositivo híbrido según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, en el que el material conductor no ferromagnético está formando un recubrimiento estructurado como:

40 - una primera serie de bandas de material conductor no ferromagnético de 5 a 20 mm de ancho, separadas entre sí por una distancia de 0.01-1 mm, y tal que dichas bandas están depositadas en todas las caras interiores o todas las caras exteriores de la estructura mecánica de cada módulo de detección, o tanto en caras interiores como exteriores, y

45 - una segunda serie de bandas de material conductor no ferromagnético, o de grafeno, de modo que con la primera serie forman una estructura de sándwich, y de modo que las bandas de la segunda serie están colocadas de tal forma que cubren los huecos que separan las bandas de la primera serie, de forma que siempre se produzca solapamiento espacial entre ambas series

- estando la primera y segunda serie de bandas, cuando son de grafeno, conectadas a capas de grafeno laterales para eliminar la carga eléctrica acumulada en estas pistas o bandas de grafeno,

50 - estando estas bandas, cuando son de material conductor no ferromagnético, conectadas entre sí por una fina banda o pista de material conductor no ferromagnético de un ancho desde unass micras hasta 1 mm para eliminar la carga eléctrica generada en las bandas,

y

- una lámina de un material dieléctrico, dispuesta entre ambas series de bandas de material conductor no ferromagnético; o de grafeno y material conductor no ferromagnético.

14. Un dispositivo híbrido según la reivindicación 13, en el que como material dieléctrico se usa polimetilmetacrilato, tereftalato de polietileno, poliláctico, nailon, o combinaciones de ellos, con un espesor de 10 micras a 2,0 mm.
- 5
15. Un dispositivo híbrido según la reivindicación 13 o 14, en el que el material dieléctrico está también dispuesto sobre la segunda serie de bandas de material conductor no ferromagnético expuesta al contacto y manipulación.
- 10
16. Un dispositivo híbrido según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12, en el que el módulo de detección es un detector de rayos gamma.
17. Uso de un dispositivo de imagen como el definido en una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 16, para la toma de imágenes anatómicas o estructurales.
- 15
18. Un blindaje o apantallamiento contra la radiación de radiofrecuencia (RF) para un dispositivo de imagen médica que comprende:
- al menos un cristal centelleador, monolítico o pixelado, y
 - al menos un módulo de detección de radiación que contiene al menos una matriz de fotodetectores y una sección de electrónica,
- 20
- caracterizado por que dicho blindaje comprende:
- un recubrimiento o apantallamiento de grafeno, como recubrimiento continuo o en bandas, en todas las caras de la estructura mecánica del módulo de detección, o
 - un recubrimiento o apantallamiento de grafeno, como recubrimiento continuo o en bandas, en al menos una cara que es la cara del cristal centelleador en dirección al módulo de detección, combinado con un recubrimiento de al menos un material conductor no ferromagnético, como recubrimiento continuo o en bandas, del resto de las caras que no encierran el cristal centelleador,
- 25
- y formando dicho blindaje una jaula de Faraday conectada a tierra para eliminar la carga eléctrica generada en ésta.
- 30
19. Un blindaje o apantallamiento según la reivindicación 18, en el que el material conductor no ferromagnético tiene un espesor desde 5 micras hasta 2mm.
20. Un blindaje o apantallamiento según la reivindicación 18 o 19, en el que el material conductor no ferromagnético está seleccionado entre:
- 35
- metales conductores no ferromagnéticos, preferentemente cobre, plata, oro y
 - materiales compuestos no metálicos.
21. Un blindaje o apantallamiento según una de las reivindicación 18 a 20, en el que el recubrimiento de grafeno está estructurado de modo que comprende al menos:
- 40
- una primera capa de un sustrato con un espesor de entre 50 y 200 micras,
 - una segunda capa de grafeno cuyo espesor es de uno o dos átomos, de tal modo que el grafeno está depositado sobre todas las caras del sustrato, tal que las capas laterales del sustrato que contienen grafeno están en contacto con el recubrimiento de material conductor no ferromagnético que protege el
- 45
- resto de secciones de superficie del módulo de detección protegiendo así la electrónica de dicho módulo de detección.
22. Un blindaje o apantallamiento según la reivindicación 21, en el que el recubrimiento de grafeno comprende una tercera capa protectora adicional de entre 25 y 50 micras de un material plástico, preferentemente PMMA o politereftalato de etileno, sobre el grafeno, formando una estructura tipo sándwich.
- 50
23. Un blindaje o apantallamiento según una de las reivindicaciones 18 a 21, en el que el grafeno cubre directamente el cristal centelleador.

- 5 24. Un blindaje o apantallamiento según la reivindicación 23, que comprende una capa protectora adicional de entre 50-200 micras de espesor, de un material plástico, preferentemente PMMA o politereftalato de etileno, sobre el grafeno.
- 10 25. Un blindaje o apantallamiento según una cualquiera de las reivindicaciones 18 a 23, en el que el grafeno, el material conductor no ferromagnético o ambos, está formando un recubrimiento estructurado como:
- una primera serie de bandas de 5 a 20 mm de ancho, separadas entre sí por una distancia de 0.01-1 mm, y tal que dichas bandas están depositadas en todas las caras interiores o todas las caras exteriores de la estructura mecánica de cada módulo de detección, o tanto en caras cristal centelleador interiores como exteriores, y
 - una segunda serie de bandas de modo que con la primera serie forman una estructura de sándwich, y de modo que las bandas de la segunda serie están colocadas de tal forma que cubren los huecos que separan las bandas de la primera serie, de forma que siempre se produzca solapamiento espacial entre ambas series
 - estando la primera y segunda serie de bandas, cuando son de grafeno, conectadas a capas de grafeno laterales para eliminar la carga eléctrica acumulada en estas pistas o bandas de grafeno,
 - estando estas bandas, cuando son de material conductor no ferromagnético, conectadas entre sí por una fina banda o pista de material conductor no ferromagnético de un ancho desde unass micras hasta 1 mm para eliminar la carga eléctrica generada en las bandas,
 - y
 - una lámina de un material dieléctrico, dispuesta entre ambas series de bandas.
- 25 26. Un blindaje o apantallamiento según la reivindicación 25, en el que como material dieléctrico se usa polimetilmetacrilato, tereftalato de polietileno, poliácido láctico, nailon, o combinaciones de ellos, con un espesor de 10 micras a 2,0 mm.
- 30 27. Un blindaje o apantallamiento según la reivindicación 26, en el que el material dieléctrico está también dispuesto sobre la segunda serie de bandas expuesta al contacto y manipulación.
- 35 28. Un blindaje o apantallamiento contra la radiación de radiofrecuencia (RF) según una de las reivindicaciones 18 a 27, en el que el dispositivo de imagen médica es un dispositivo como el definido en una de las reivindicaciones 1 a 17.
29. Un dispositivo híbrido de imagen médica caracterizado por que comprende un blindaje o apantallamiento electromagnético tal como está definido una de las reivindicaciones 18 a 28.

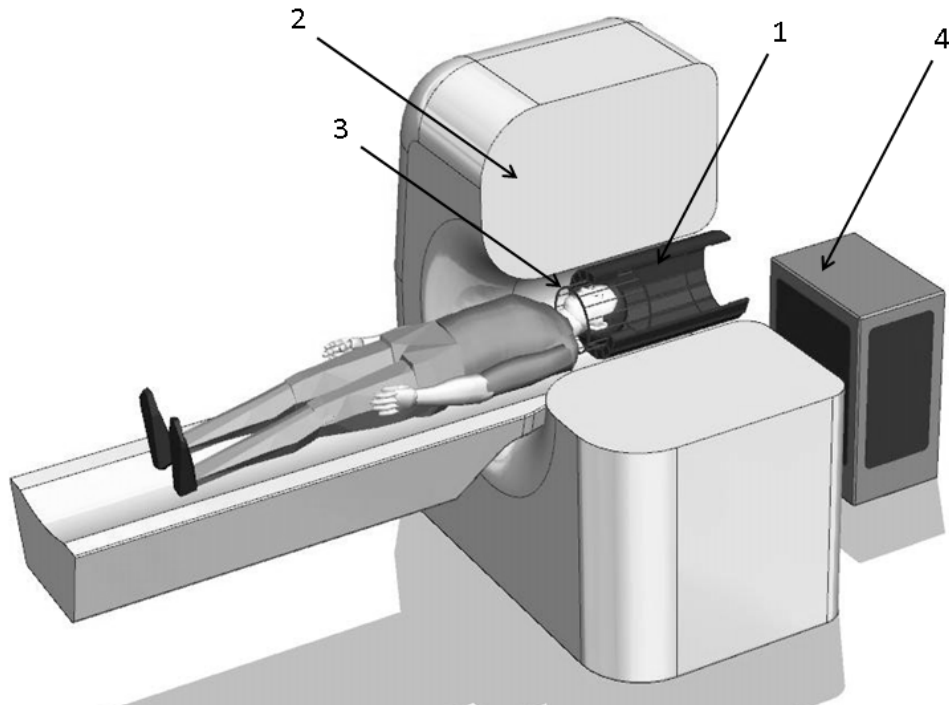


Figura 1.

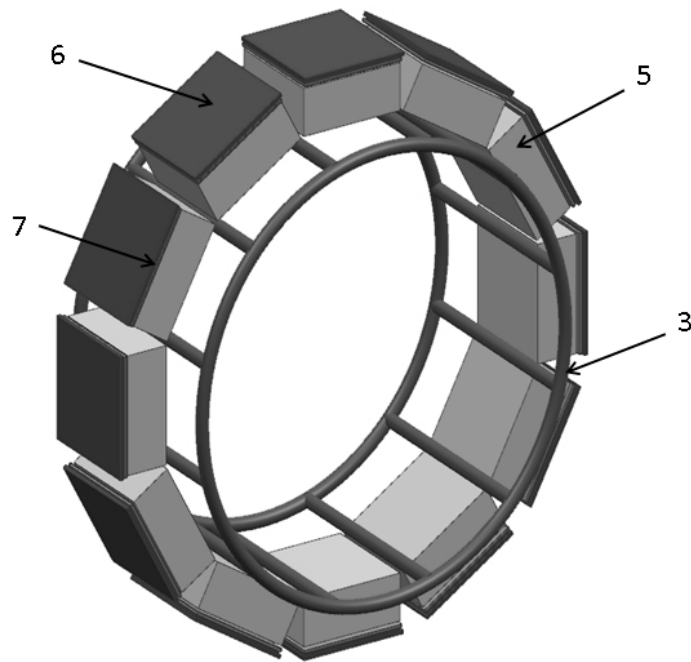


Figura 2.

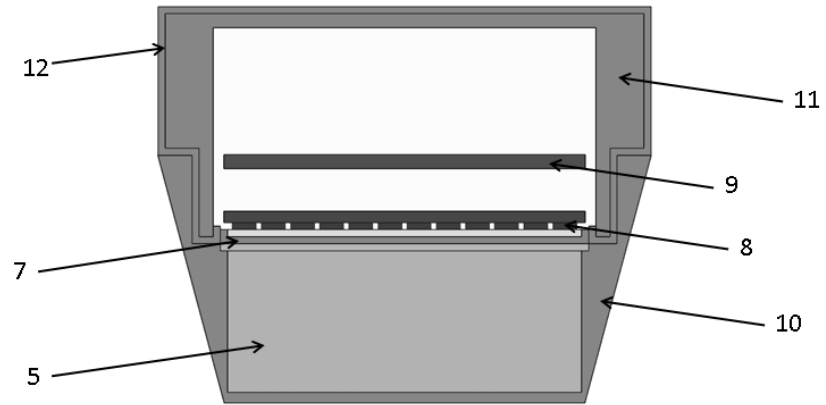


Figura 3.

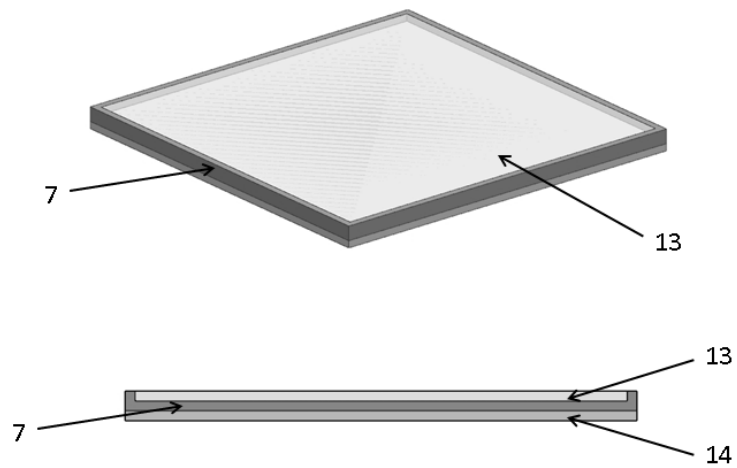


Figura 4.

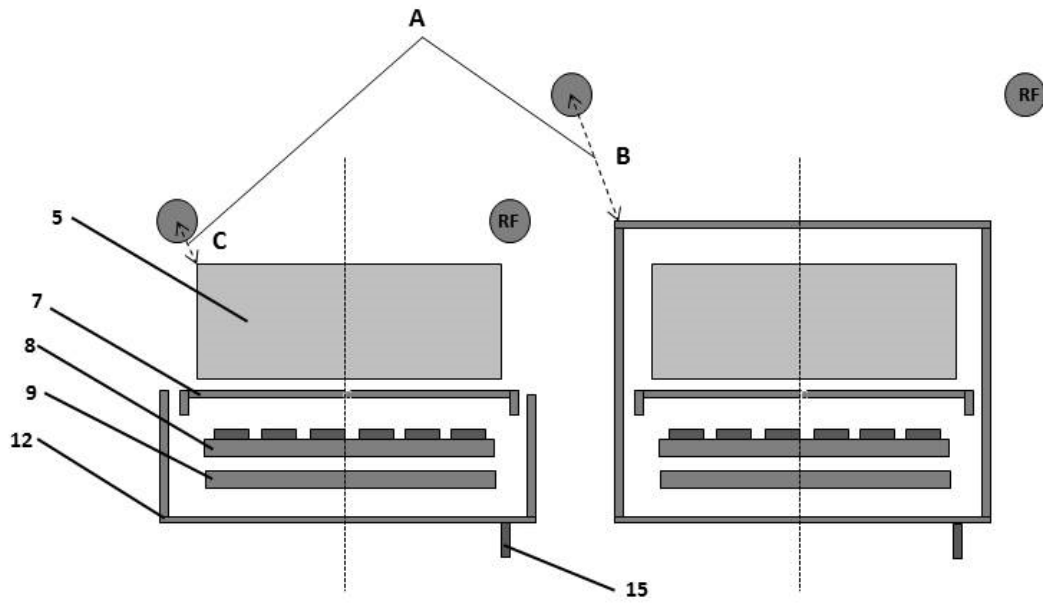


Figura 5.

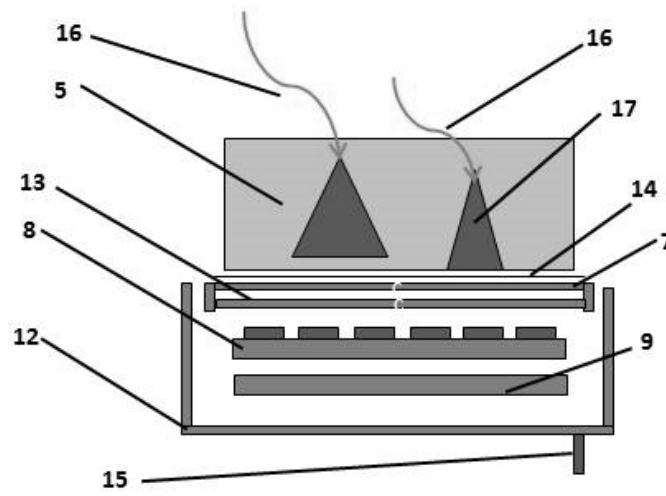


Figura 6.

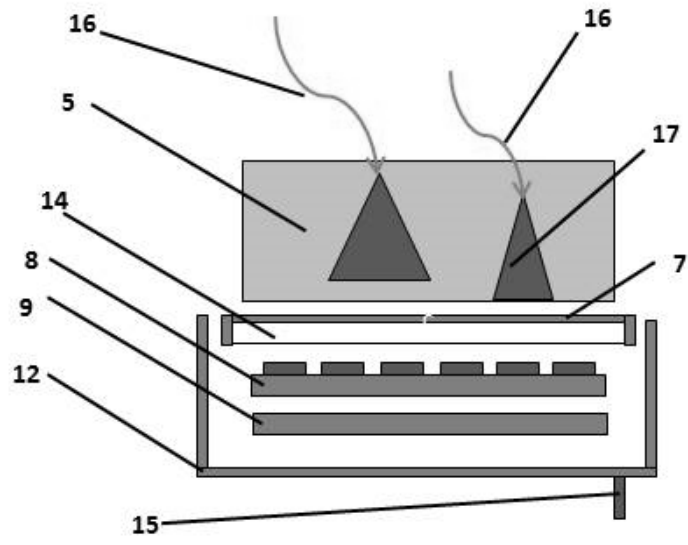


Figura 7.

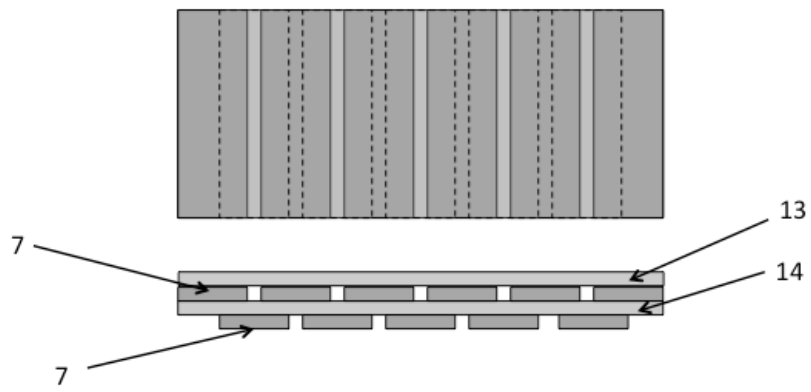


Figura 8.