

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 664 921**

51 Int. Cl.:

G01T 1/202 (2006.01)

A61B 6/03 (2006.01)

G01T 1/164 (2006.01)

G01R 33/42 (2006.01)

G01T 1/20 (2006.01)

H01L 27/146 (2006.01)

G01R 33/34 (2006.01)

G01T 1/16 (2006.01)

G01R 33/48 (2006.01)

A61B 5/055 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **07.01.2010 PCT/ES2010/070004**

87 Fecha y número de publicación internacional: **15.07.2010 WO10079251**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **07.01.2010 E 10729119 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **21.03.2018 EP 2383586**

54 Título: **Sistema compacto, híbrido e integrado GAMMA/RF para la formación de imágenes simultáneas PET-SPECT/MR**

30 Prioridad:

07.01.2009 ES 200900037

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

24.04.2018

73 Titular/es:

CONSEJO SUPERIOR DE INVESTIGACIONES CIENTÍFICAS (CSIC) (16.7%)

C/ Serrano 117

28006 Madrid, ES;

UNIVERSIDAD DE VALENCIA (UV) (16.7%);

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE VALENCIA (UPV) (16.7%);

GENERAL EQUIPMENT FOR MEDICAL IMAGING, S. A. (16.7%);

EXPLORACIONES RADIOLÓGICAS ESPECIALES, S. A. (ERESA) (16.7%) y

BRUKER BIOSPIN AG (16.7%)

72 Inventor/es:

BENLLOCH BAVIERA, JOSÉ MARÍA;

SÁNCHEZ MARTÍNEZ, FILOMENO;

MARTÍNEZ-GARRIDO MARTÍNEZ, ÁNGEL;

BELLOCH UGARTE, VICENTE;

PAVÓN HERNÁNDEZ, NORIEL;

CABALLERO ONTANAYA, LUÍS;

LERCHE, CHRISTOPH y

SEBASTIÁ CORTÉS, ÁNGEL

74 Agente/Representante:

UNGRÍA LÓPEZ, Javier

ES 2 664 921 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Sistema compacto, híbrido e integrado GAMMA/RF para la formación de imágenes simultáneas PET-SPECT/MR

5 Objeto de la invención

El objeto principal de la presente invención se enmarca dentro del campo de la medicina, y en particular está dirigido a un nuevo sistema que combina una bobina de radiofrecuencia (RF) del tipo empleado en equipos de resonancia magnética (MR) convencionales, con unos detectores de radiación GAMMA del tipo empleado en equipos de tomografía por emisión de positrones (PET). El resultado es un sistema híbrido GAMMA/RF que permite obtener simultáneamente imágenes mediante las técnicas PET o SPECT y MR.

Antecedentes de la invención

15 La formación de imágenes médicas comprende un conjunto de técnicas ampliamente utilizadas para el diagnóstico y tratamiento de enfermedades. El tipo de imagen que se obtiene puede ser morfológica (tomografía axial computarizada (TAC), resonancia magnética (MRI), rayos X, ecografía, etc.) o funcional (cámara GAMMA, tomografía de emisión de fotón único, tomografía de emisión de positrones o PET, etc.).

20 La medicina nuclear es una especialidad médica en la que se obtienen imágenes funcionales utilizando radiación ionizante. Los trazadores son biomoléculas previamente marcadas con radionúclidos, que se concentran de manera preferente en una determinada zona de interés (órganos, huesos, tejidos). Esta zona de interés emite entonces radiación GAMMA, que es recibida por un sistema de detección (generalmente un cristal centelleador) diseñado para transformar en luz la energía de la radiación GAMMA incidente. Esta luz, a su vez, es detectada por unos elementos fotosensibles (generalmente tubos fotomultiplicadores), de modo que sea posible calcular y almacenar la posición en la que se ha producido la emisión de la radiación GAMMA. Así, se determina la distribución de los trazadores y se obtiene una imagen del órgano, tejido o cuerpo del sujeto bajo estudio.

30 Dentro de la medicina nuclear se enmarca la tomografía por emisión de positrones (PET), que es una técnica no invasiva de elevada sensibilidad. La técnica PET permite obtener imágenes "in vivo" de la distribución de trazadores emisores de positrones que producen, tras su aniquilación, la emisión de dos fotones en sentidos opuestos y de la misma energía (511 keV). Esta técnica permite medir concentraciones pico molares del trazador. El trazador más utilizado en la PET es el FDG (fluorodeoxiglucosa), similar a la molécula de glucosa. El FDG se acumula en células con un metabolismo elevado, como es el caso de las células cancerosas, visualizándose mediante PET tumores y metástasis en estado precoz, mucho antes de que se produzcan alteraciones morfológicas que puedan detectarse con otro tipo de técnicas, tales como resonancia magnética, TAC, etc. Además del cáncer, la PET es muy útil en el estudio del funcionamiento de determinados órganos como el corazón, el cerebro, el sistema circulatorio o los pulmones. La patente de Estados Unidos US 6.858.847 describe un ejemplo de la metodología y tipo de instrumentación involucrada en la tecnología de PET.

40 Sin embargo, la técnica PET tiene limitaciones que están directamente relacionadas con las propiedades físicas del positrón y la estadística (número de sucesos detectados para obtener la imagen) de la medida. Estas limitaciones son las responsables de que en ocasiones la formación de imágenes por PET presente una deficiencia importante, en cuanto a la información anatómica se refiere, y por otro lado es difícil localizar la posición exacta en la que se produce la acumulación del trazador radiactivo.

50 La necesidad de obtener a la vez buena resolución anatómica y funcional, impulsó en la década de los 90 el desarrollo de sistemas que combinaban las técnicas PET y TAC en un mismo aparato. Rápidamente se extendió su uso, y en la actualidad se utilizan de forma rutinaria en el diagnóstico médico, demostrando de esta forma las ventajas en la obtención de imágenes integradas anatómico-moleculares. La forma en que se hizo esta integración fue simplemente colocar el escáner de PET y de TAC uno a continuación del otro, en una configuración de tipo "tándem". De esta manera el sistema se integra fundamentalmente vía "software", dado que a nivel de "hardware" se requieren muy pocos cambios. Una vez en funcionamiento, el sistema PET/TAC adquiere los datos de manera secuencial mediante una camilla, que se mueve a lo largo de ambos escáneres.

55 Por otro lado, la imagen por resonancia magnética (MR), también llamada resonancia magnética nuclear (NMR), está basada en la excitación y detección de la precesión de los momentos magnéticos, en el rango de la radio frecuencia, de los núcleos atómicos, fundamentalmente de hidrógeno (^1H), del objeto a investigar, junto con su variación de la fase, frecuencia y localización. La MRI (resonancia magnética por imagen) se fundamenta en la codificación espacial de la señal de resonancia, mientras que el interés de la MRS (resonancia magnética por espectroscopia) se centra en el entorno químico del núcleo.

Los sistemas actuales de MRI más extendidos están formados por tres elementos básicos:

- 65
- 1) Un imán cilíndrico que produce un campo magnético elevado (típicamente de 1,5 o 3 Teslas) y uniforme (BO).
 - 2) Un sistema de bobinas de gradiente que modifican ligeramente el campo BO en las direcciones espaciales X,

Y, y Z a fin de codificar la posición de la señal.

3) Un campo de Radio-Frecuencia dentro del campo de gradiente producido por una bobina de RF (o una combinación de bobinas de RF), que emite y recibe las señales. Estos sistemas de MR son capaces de obtener imágenes de cualquier parte del cuerpo e incluso del cuerpo entero, aunque en este caso su obtención es muy lenta. Este sistema incluye un apantallamiento de RF que evita el acoplamiento de la bobina de RF con los otros componentes del sistema de MR o cualquier otro equipamiento adicional.

Los tres elementos anteriores se colocan en un equipo convencional de resonancia magnética, siguiendo una forma toroidal en el orden siguiente (de dentro hacia fuera en la dirección radial): la bobina de RF, el sistema de bobinas de gradiente y el imán cilíndrico. El paciente que va a ser examinado se coloca en el hueco interior del cilindro, permaneciendo sobre una camilla móvil y ajustando su posición para poder realizar la medida sobre la zona del cuerpo objeto de estudio. En estudios con animales o con fantasmas existen otras posibilidades de posicionamiento.

En ocasiones resulta necesaria una imagen de alta calidad de una región particular del cuerpo. En esos casos se emplea una bobina de RF portátil específica que se sitúa cerca del área de interés. Por ejemplo, a fin de obtener una imagen del cerebro con elevada sensibilidad se coloca una bobina RF cilíndrica y de un diámetro interior de aproximadamente 26 cm, rodeando la cabeza.

Comparada con la TAC, la MR proporciona en general un mayor contraste en tejidos blandos y una superior resolución espacial en las imágenes anatómicas, con un impacto inmediato en la práctica clínica, al permitir un mejor diagnóstico en enfermedades del cerebro, pelvis, hígado y aparato locomotor (músculo-esquelético). Además de la imagen morfológica, la MR también proporciona información acerca de importantes parámetros fisiológicos (difusión, permeabilidad, BOLD) a partir de las diferencias en los tiempos de relajación de los núcleos ^1H (a los que habitualmente se refiere como "protones") que se encuentran localizados en diferentes sustancias bioquímicas. Por último, la adición de agentes pasivos de contraste, basados en nanopartículas de gadolinio u óxido de hierro, puede aumentar de forma significativa el contraste en la MR. La combinación de las técnicas MRI permite visualizar las consecuencias morfológico-anatómicas (crecimiento tumoral, atrofia cerebral, anomalías en paredes cardíacas, anatomía vascular, activación neuronal e ictus agudo) de muchas enfermedades tanto en humanos como en modelos animales.

Existe una gran sinergia entre las técnicas PET (y SPECT) y MR, ya que cada una de ellas proporciona por separado información que no es posible obtener con la otra. La posibilidad de obtener las imágenes metabólicas, fisiológicas o moleculares mediante la técnica PET y poder relacionarlas directamente con las imágenes de una excepcional calidad anatómica, obtenidas con la técnica MR, abre un enorme campo de nuevas posibilidades. Este es el motivo por el que estas técnicas se combinan en diagnósticos e investigación clínicos (etiología y evolución de enfermedades humanas en modelos de animales, evaluación pre-clínica de la fármaco-cinética y fármaco-dinámica de nuevas estrategias terapéuticas, péptidos y anticuerpos, terapia celular, terapia génica y terapias basadas en nano partículas).

Los problemas tecnológicos y de desarrollo práctico en estos sistemas PET/MR son mucho más complejos que en los sistemas PET/TAC, y, por ese motivo, normalmente las imágenes PET y MR se adquieren actualmente en sistemas separados físicamente, de forma secuencial. Posteriormente, ambas imágenes se fusionan a través de un software específico que hace uso de la información contenida en la propia imagen ("landmarks"), o de marcadores fiduciales externos que puedan identificarse de forma clara en las dos imágenes a fusionar.

Sin embargo, este método de obtención de imágenes a partir de una combinación de las técnicas MR y PET resulta inapropiado en el estudio de órganos con movimiento fisiológico propio, como pueden ser el estómago, los intestinos y el corazón. Por otra parte, la adquisición secuencial de las imágenes PET y MR no permite estudios dinámicos PET/MR temporalmente correlacionados, que son necesarios en numerosas ocasiones. Los sistemas biológicos son inherentemente dinámicos, y su respuesta a determinados fármacos y agentes de contraste presenta una fuerte dependencia temporal. La escala temporal de estos cambios varía de segundos a minutos.

Por tanto, resulta de suma importancia poder disponer de un sistema "multi-modal" dentro de un mismo equipo capaz de registrar imágenes PET y MR simultáneamente, asegurando de esta forma que el paciente sea estudiado en el mismo estado fisiológico y, por lo tanto, correlacionando los cambios temporales a la vez en PET y MR, en respuesta a una perturbación. La patente de Estados Unidos 4.939.464 ya describe un sistema que combina PET y MR en un único equipo.

El motivo principal por el que resulta complejo desde el punto de vista tecnológico unificar las técnicas PET y MR, es la interferencia del sistema PET con los campos magnéticos de cualquier tipo, así como las interferencias de la radio frecuencia de resonancia (tanto la excitación como la detección) con la electrónica de PET.

Otro inconveniente es que el comportamiento de la MR puede verse afectado por la presencia de los elementos empleados en PET, como por ejemplo los detectores o la electrónica asociada, especialmente los conductores y los materiales ferromagnéticos ya que modifican las propiedades del campo magnético estático y la distribución del campo de RF, respectivamente. Por ese motivo, S. R. Cherry ha propuesto evitar la utilización de materiales

conductores o ferromagnéticos en la parte interna de la PET (Multimodality in vivo imaging systems: twice the power or double the trouble?, de S. R. Cherry, 2006, Ann. Rev. Biomed. Eng. 8 35).

5 El documento WO 2008/084438 A2 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; PHILIPS CORP [US]; SCHULZ VOLKMAR), 17 de julio de 2008, y el documento WO 2006/119085 A2 (UNIV CALIFORNIA [US]; CHERRY SIMON [US]; CATANA CIPRIAN [US]; PICHLER), 9 de noviembre de 2006, divulgan un sistema de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 1.

10 Descripción

10 El sistema compacto, híbrido e integrado GAMMA/RF para la formación de imágenes simultáneas PET-SPECT/MR de la invención comprende un dispositivo que integra una bobina de RF, en particular del tipo empleado para tomar imágenes de partes específicas de un paciente en sistemas MR convencionales, con unos módulos detectores de radiación GAMMA del tipo utilizado en sistemas PET o SPECT, de modo que se optimiza la obtención de imágenes combinadas de las técnicas PET-SPECT con MR. Es decir, las imágenes obtenidas mediante el sistema de la invención aportan información morfológica (MR) y funcional (PET o SPECT). La alta definición estructural del MR y la información metabólica que proporciona el PET-SPECT puede conseguir un diagnóstico más acertado que cualquiera de ellos por sí solo. Se entiende que el sistema GAMMA del presente documento es capaz de detectar dos rayos GAMMA en oposición, en el caso de la modalidad PET, como un único rayo GAMMA, en el caso de la modalidad SPECT.

25 Además, una ventaja adicional de este sistema GAMMA/RF es que puede implementarse en un dispositivo portátil. Los sistemas híbridos actuales se integran de forma permanente dentro de equipos de MR de cuerpo entero, no permiten ajustes para aplicaciones específicas y no se pueden utilizar como un añadido a un sistema MR de modalidad única. Esta invención, en su modalidad portátil, posee la capacidad de mejorar los sistemas de resonancia ya existentes mediante la modalidad de detección GAMMA, obteniendo un sistema con modalidad dual PET-SPECT/RM y verdadera detección simultánea. De esta forma, un sistema de MR convencional puede ser utilizado como tal, con la posibilidad de que se puede cambiar a la modalidad PET-SPECT/MR en cualquier momento y volver a la modalidad MR más tarde. Esto reduce el coste del sistema PET-SPECT/MR de forma significativa y hace que sea mucho más asequible para centros que ya posean un sistema MR convencional, incluyendo tanto centros clínicos como de investigación para humanos o animales. Por lo tanto, una ventaja importante de la presente invención, en su versión portátil, reside en la posibilidad de mejorar los sistemas MR actuales mediante una actualización sencilla. En el mundo existen miles de sistemas MR instalados que son muy costosos. La invención presente evita la sustitución de dichos sistemas por otros aún más costosos que funcionen en modo dual PET- SPECT/MR, mediante la introducción del dispositivo portátil GAMMA/RF como un añadido potencial. De esta forma se obtiene un sistema de diagnóstico multimodal que combina informaciones funcionales y anatómicas en una única imagen fusionada.

40 El inconveniente principal de combinar una bobina RF con detectores GAMMA es que la radiación RF afecta de forma adversa a la electrónica de detección GAMMA, motivo por el cual es esencial disponer de un apantallamiento de RF entre la bobina RF y dicha electrónica de detección GAMMA. Sin embargo, se debe apantallar únicamente la RF, pero no los fotones procedentes de los cristales centelleadores que detectan la radiación GAMMA. En la invención, se resuelve este problema empleando un apantallamiento electromagnético que comprende unos orificios a través de los cuales un sistema focalizador hace pasar la luz emitida por los cristales centelleadores. Además, puesto que los cristales centelleadores del detector GAMMA no interfieren con el campo estático BO ni con el campo de RF de la bobina RF, se ha ideado un diseño especialmente compacto que permite situar los cristales centelleadores dentro del campo RF, minimizándose así el tamaño del dispositivo GAMMA/RF.

50 Por otro lado, el sistema GAMMA/RF de la invención no funciona de forma independiente sino que requiere la existencia previa de los elementos fundamentales de un sistema MR convencional, fundamentalmente las bobinas BO y de gradiente, aunque también el software de procesamiento de los datos adquiridos por el sistema MR, el encapsulado exterior para evitar la salida de radiación a la sala donde se encuentre el equipo, y otros que serán evidentes para el experto en la materia a partir de la lectura de la descripción de la invención. Además, en el presente documento, se entiende que el sujeto de estudio puede ser no solo el cuerpo entero de un paciente humano sino también una parte específica del mismo, como un órgano particular, o bien un animal pequeño. Finalmente, los términos "detrás", "antes", "después", y otros parecidos se interpretarán en función de la dirección de la radiación GAMMA que atraviesa radialmente el dispositivo GAMMA/RF. En otras palabras, se entiende que una pieza está situada "antes" que otra cuando está situada más cerca del centro del dispositivo.

60 El sistema GAMMA/RF para la formación de imágenes PET-SPECT/MR de acuerdo con la presente invención comprende un dispositivo GAMMA/RF que comprende fundamentalmente una bobina RF y unos módulos detectores de radiación GAMMA. Como se ha mencionado anteriormente, este dispositivo GAMMA/RF puede estar integrado en un sistema MR convencional de cuerpo entero, o bien se puede implementar como un dispositivo portátil para adquirir imágenes de zonas concretas del cuerpo del paciente. Se describe a continuación cada uno de los componentes mencionados con mayor detalle:

a) Bobina RF

Se entiende que la bobina RF considerada pertenece al actual estado del arte de los sistemas utilizados en MR, que incluye bobinas para la excitación y recepción como combinaciones de bobinas que consisten en una o más bobinas de transmisión y una o más bobinas de recepción. Estas últimas se denominan usualmente bobinas "phased array", mientras que las bobinas de "multi-elementos phased array" son capaces de adquirir múltiples canales de datos en paralelo.

La función de la bobina RF de la invención es equivalente a la de una bobina RF de un sistema MR convencional, aunque con un diseño modificado que comprende unos espacios libres, o bien formados por un material de poco espesor y baja densidad y número atómico, que permiten el paso de al menos una parte significativa de la radiación GAMMA generada en su interior. En una realización preferida de la invención, la bobina RF está formada por un conjunto de barras longitudinales unidas por los extremos, teniendo los espacios libres forma de paralelepípedo. Se trata de una estructura parecida a la "jaula de ardilla" empleada en el rotor de los motores de inducción.

b) Módulos detectores de radiación GAMMA

Se dispone de una pluralidad de módulos detectores de radiación GAMMA radialmente alrededor de la bobina RF, de modo que forman un cilindro, toroide o similar que rodea al objeto de estudio. En este contexto, el término "alrededor" incluye disponer los módulos bien completamente en el exterior de la bobina RF, o bien parcialmente dentro a través de los espacios libres de una de las realizaciones posibles de la bobina RF, ya que el funcionamiento de los cristales centelleadores empleados para la detección de la radiación GAMMA no se ve afectado por la radiación RF.

La función de los módulos detectores de radiación GAMMA es equivalente a la de los utilizados en un sistema PET-SPECT convencional, aunque con una estructura, que se describirá más adelante, diseñada especialmente para su integración con la bobina RF.

A su vez, cada uno de los módulos detectores de radiación GAMMA descritos comprende un cristal centelleador, un sistema focalizador, una capa de apantallamiento de RF y una matriz de fotodetectores. A continuación, se describe cada uno de ellos:

b1) Cristal centelleador

Se trata de un cristal centelleador del tipo de los habitualmente empleados en los sistemas PET convencionales, que emite destellos de luz cuando recibe una emisión GAMMA.

Los cristales centelleadores pueden ser monolíticos o pixelados. Es conocido que los detectores de radiación GAMMA que utilizan cristales pixelados presentan ineficiencias debido al área muerta entre los píxeles. Además, como los detectores de radiación GAMMA para sistemas PET requieren la detección simultánea de dos rayos GAMMA en módulos separados, el empleo de cristales pixelados disminuye la eficiencia de eventos en coincidencia. En particular, se estima que la sensibilidad puede reducirse en un factor de dos en diseños con cristales pixelados con respecto a otros diseños, mientras que en sistemas sin requerimientos de coincidencia ésta se reduce hasta un 30 %. Por tanto, en una realización preferente de la invención los cristales centelleadores son monolíticos. Además, los cristales centelleadores monolíticos mejoran la compacidad de los módulos detectores de radiación GAMMA, y por lo tanto, la del dispositivo GAMMA/RF de la invención en conjunto.

b2) Sistema focalizador

El sistema focalizador es un elemento óptico que tiene una primera cara plana acoplada al cristal centelleador y una segunda cara que comprende unas lentes que dirigen la luz hacia una matriz de fotodetectores. Su función es fundamental en la presente invención, ya que focaliza la luz recibida del cristal centelleador al que está acoplado, y que llega a su primera cara, creando un conjunto de focos discretos dirigidos hacia los fotodetectores de una matriz de fotodetectores que se dispone enfrentada a su segunda cara. De este modo si, por ejemplo, la configuración de cada lente (principalmente forma y foco) es tal que la anchura total de la distribución de luz saliente coincide con el área sensible de cada fotodetector, se consigue evitar la pérdida de fotones.

La forma y configuración de las lentes puede ser cualquiera siempre que se consiga la función descrita, aunque en una realización preferente se trata de lentes semiesféricas.

En otra realización de la invención, el dispositivo GAMMA/RF comprende uno o más sistemas focalizadores adicionales situados antes del primero.

b3) Capa de apantallamiento de RF

La capa de apantallamiento de RF sirve para apantallar la matriz de fotodetectores y su electrónica "front-end" del campo RF producido por la bobina RF, al mismo tiempo que permite el paso de la luz producida en el cristal centelleador hacia los fotodetectores de dicha matriz sin una pérdida significativa de fotones. Esto se consigue

introduciendo el apantallamiento de RF en los valles del sistema focalizador (que representan zonas muertas del mismo), de forma que no se pierde la luz emitida desde el cristal centelleador hacia la matriz de fotodetectores.

5 Para ello, la capa de apantallamiento de RF, que puede estar dispuesta entre el sistema focalizador y la matriz de fotodetectores, es una placa que comprende unos orificios por los que la luz focalizada por el sistema focalizador pasa hacia los fotodetectores de la matriz. En una realización particular de la invención, se trata de una rejilla metálica con orificios circulares. En otra realización particular, la capa de apantallamiento de RF es una rejilla metálica con orificios cuadrados cuyas barras coinciden con los espacios interfocales del sistema focalizador.

10 Se entiende que una rejilla cuadrada con una distancia entre barras de aproximadamente 3 mm debe ser suficiente para apantallar el campo generado por la bobina RF. Sin embargo, también se podría utilizar una rejilla con celdas de menor tamaño si los fotodetectores también son más pequeños, como por ejemplo foto-detectores de 1 mm, y para campos magnéticos BO de mayor intensidad. En el caso de que el tamaño de los fotodetectores no coincida el tamaño de las lentes del sistema focalizador, la rejilla podría ser incluso más pequeña, definiéndose un rango preferente que va desde 10 micras a 6 mm de tamaño de la rejilla. Posibles realizaciones de la capa de apantallamiento de RF son: una malla de hilos de puro cobre o una lámina fina y conductora de cobre. Además, en una realización preferente la capa de apantallamiento de RF se puede crear mediante una fina deposición de una película metálica de algunas micras de espesor sobre el sistema focalizador.

15 20 La capa de apantallamiento de RF debe apantallar únicamente la RF y no los campos de gradiente. Por lo tanto, o bien debe ser muy fina (pocas micras), o bien se deben evitar las corrientes eddy inducidas por el campo gradiente a bajas frecuencias mediante capacitancias en la malla. La solución más sencilla para reducir las corrientes eddy de gradiente es una fina película metálica o una lámina de cobre.

25 b4) Una matriz de fotodetectores

Se trata de una matriz de fotodetectores que es sensible a la posición. Cuando se utilizan matrices de fotodetectores aparece el problema de la eficiencia de fotodetección, ya que las separaciones entre ellos corresponden a áreas muertas en las que los fotones se pierden. El empleo del sistema focalizador de la invención soluciona este problema, ya que la luz solo es focalizada en dirección a los fotodetectores de la matriz, con lo que no hay pérdidas de luz.

30 De acuerdo con una realización preferida de la invención, los fotodetectores son fotomultiplicadores de silicio (SiPMT), que son insensibles a los campos magnéticos. En otra realización preferida de la invención, los fotodetectores son fotomultiplicadores del tipo Micro Channel Plate, ya que éstos pueden operar en campos de hasta 2 Teslas. La mayoría de los sistemas de MR convencionales funcionan con campos magnéticos de 1,5 T, aunque cada vez se fabrican más escáneres con intensidades de campo magnético superiores.

40 b5) Medios de procesado "front end"

Estos medios de procesado "front-end", normalmente una placa electrónica, realizan un primer procesado de las señales generadas por los fotodetectores.

45 El sistema GAMMA/RF de la invención se puede fabricar de modo que el tamaño de las lentes del sistema focalizador coincida con el de los fotodetectores, en cuyo caso la luz focalizada por cada lente llegaría a un único fotodetector. Otra posibilidad es que las lentes sean más pequeñas que los fotodetectores, en cuyo caso la luz de varias lentes llegaría a un mismo fotodetector.

50 En una realización particular de la invención, el sistema GAMMA/RF comprende, además del dispositivo GAMMA/RF, un medio de procesamiento externo al cual se transmiten las señales obtenidas por el dispositivo GAMMA/RF, y que está diseñado específicamente para interpretar dichas señales y determinar el origen de la radiación GAMMA recibida. El medio de procesamiento externo puede estar integrado en el sistema MR convencional o bien tratarse de un medio de procesamiento separado.

55 Sin embargo, puede surgir un problema al transmitir las señales de los detectores de radiación GAMMA al medio de procesamiento externo, que puede estar situado fuera de los campos electromagnéticos del sistema MR, o incluso fuera de la sala protegida mediante una jaula de Faraday del sistema MR. El motivo es la exposición a los fuertes campos magnéticos estáticos, gradientes del campo variables y los campos de RF, que pueden afectar a dichas señales.

60 Para resolver este problema, en una realización particular de la invención se utilizan señales diferenciales analógicas en líneas compensadas. Esto permite al receptor diferencial del medio de procesamiento externo rechazar interferencias en modo común y reduce de manera efectiva el ruido inducido por los campos derivados de la RF y por los gradientes conectados.

65 Alternativamente, en otra realización preferida de la invención, los módulos detectores de radiación GAMMA del

dispositivo portátil integrado GAMMA/RF comprenden además convertidores analógico-digitales, de modo que las señales que se transmiten al módulo de procesamiento externo son digitales en lugar de analógicas, por ejemplo señales diferenciales de baja tensión (LVDS). En este caso, será necesario apantallar la electrónica digital para no afectar los campos de RF de la modalidad MR.

5 Además, las señales digitales pueden ser fácilmente convertidas en señales ópticas, por lo que en otra realización preferida más los módulos detectores de radiación GAMMA de la invención comprenden además medios para transformar señales digitales en ópticas. Esta solución resuelve completamente el problema de la transmisión de
10 señales entre el dispositivo portátil integrado GAMMA/RF y el medio de procesamiento externo, ya que las señales ópticas son completamente inmunes a los campos magnéticos.

Además, en otra realización particular de la invención el sistema híbrido GAMMA/RF de la invención permite realizar "gated acquisition", donde "gated acquisition" hace referencia a que los medios electrónicos asociados a los módulos
15 detectores de radiación GAMMA (electrónica "front-end", medio de conversión analógico-digital, medio de conversión digital-óptico, además de otros medios de procesamiento y/o adquisición no mencionados específicamente en el presente documento), permanecen inactivos durante uno o varios intervalos de tiempo. Esto permite evitar la adquisición de datos errónea de los módulos detectores GAMMA y su electrónica asociada durante intervalos de tiempo inapropiados. También evita que el sistema GAMMA/RF perjudique la secuencia de adquisición del sistema MR convencional. Por estos motivos, es preferible que los medios mencionados permanezcan inactivos durante los
20 campos de RF y el "switching" del gradiente de la MR, ya que están solo activos durante un corto periodo de tiempo del ciclo de funcionamiento. Por lo tanto, se perderá solo una pequeña fracción de los eventos GAMMA en coincidencia.

Como se ha mencionado previamente, la versión portátil del dispositivo GAMMA/RF descrito se podría implementar a partir de una bobina RF portátil de un sistema MR convencional sin demasiadas modificaciones, constituyendo un sistema compacto, es decir, que no aumenta de forma significativa el tamaño de la bobina RF del sistema MR convencional. Por ejemplo, las dimensiones un dispositivo GAMMA/RF portátil de acuerdo con la invención dedicado a estudios del cerebro deben ser aproximadamente 26 cm de diámetro interno y 32 cm de diámetro externo, que es el tamaño habitual de las bobinas RF portátiles de los sistemas MR convencionales. Por tanto, el dispositivo
30 GAMMA/RF portátil de la invención debe ocupar unos 3 cm. Sin embargo, la sensibilidad de las imágenes obtenidas por el sistema MR convencional a partir de los datos de la bobina RF se deteriora considerablemente si la capa de apantallamiento de RF se coloca muy cerca la bobina RF. Por tanto, se estima que la distancia entre la bobina RF y la capa de apantallamiento de RF debería ser mayor de alrededor de 15 mm. Esto implica que el sistema GAMMA/RF portátil ocupará al menos 15 mm más la longitud, total o parcial, del módulo detector de radiación
35 GAMMA de la invención.

Es relativamente sencillo sustituir la bobina RF convencional por el dispositivo GAMMA/RF portátil de la invención. En consecuencia, sería relativamente fácil mejorar las prestaciones de miles de sistemas MR ya instalados en el mundo. Dado que la mayoría de las resonancias magnéticas se realizan en una zona específica del cuerpo, el sistema GAMMA/RF en su versión portátil sería de gran utilidad en campos como la neurología, psiquiatría y la neurociencia en general. Además, su portabilidad permitiría su uso en diferentes sistemas MR convencionales de un mismo centro, con lo que se conseguiría un considerable ahorro.

Además, la información metabólica obtenida mediante la técnica PET-SPECT a partir de la información adquirida por el dispositivo GAMMA/RF portátil de la invención es más sensible que la de otros sistemas PET- SPECT/MR, ya que los módulos detectores de radiación GAMMA y la bobina RF están situados más cerca del objeto de estudio. Además, el coste total de un dispositivo GAMMA/RF portátil de pequeñas dimensiones es menor que el de una cámara para cuerpo entero debido al menor número de módulos detectores de radiación GAMMA que se requieren.

50 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 y no limitativo, se ha representado lo siguiente:

55 Fig. 1: Muestra el sistema compacto, híbrido e integrado GAMMA/RF de la invención, en su versión portátil, durante su empleo en colaboración con un sistema MR convencional.

Figs. 2a y 2b: Muestran respectivamente una vista en perspectiva y una sección transversal del dispositivo GAMMA/RF portátil de la invención.

60 Figs. 3a y 3b: Muestran sendas vistas de despiece de un módulo detector de radiación GAMMA de acuerdo con una realización de la invención.

Fig. 4: Muestra una sección transversal de una realización del módulo detector de radiación GAMMA de la invención, donde se emplea un único sistema focalizador con apantallamiento de RF y un único cristal centelleador monolítico.

65 Fig. 5: Muestra una sección transversal de una segunda realización del módulo detector de radiación GAMMA de la invención, donde se emplean dos sistemas focalizadores, uno de ellos al menos con apantallamiento de RF, y

dos cristales centelleadores monolíticos.

Fig. 6: Muestra una sección transversal de una tercera realización del módulo detector de radiación GAMMA de la invención, donde se emplea un sistema focalizador con apantallamiento de RF y un cristal centelleador pixelado.

5 Fig. 7: Muestra una sección transversal de una cuarta realización del módulo detector de radiación GAMMA de la invención, donde se emplea un sistema focalizador y un cristal centelleador pixelado entre los que se intercala el apantallamiento de RF.

10 Fig. 8: Muestra una sección transversal de una quinta realización del módulo detector de radiación GAMMA de la invención, donde las lentes del sistema focalizador y la rejilla para el apantallamiento de RF tienen un tamaño diferente al de los fotodetectores para el caso de un bloque monolítico.

Fig. 9: Muestra una sección transversal de una sexta realización del módulo detector de radiación GAMMA de la invención, donde las lentes del sistema focalizador y la rejilla para el apantallamiento de RF tienen un tamaño diferente al de los fotodetectores para el caso de un cristal centelleador pixelado.

15 Descripción de realizaciones preferidas

Se describen a continuación algunos ejemplos de realizaciones del sistema (1) GAMMA/RF de acuerdo con la invención.

20 En la Fig. 1 se aprecia un ejemplo de sistema (1) GAMMA/RF, que está formado por un dispositivo (2) GAMMA/RF, en su versión portátil, y un medio (3) de procesamiento externo, unidos por un cable (4) de conexión. Las señales de resonancia magnética generadas en el dispositivo (2) GAMMA/RF portátil se transmiten de la manera usual, a través del cable (44) de conexión disponible en los equipos MR convencionales cuando se utiliza una bobina RF portátil. En este ejemplo, se coloca el dispositivo (2) GAMMA/RF portátil en la cabeza (5) del paciente o ROI (región de interés, según sus siglas en inglés), introduciéndose a continuación al paciente (5) o animal en el interior de un sistema (6) MR convencional, por ejemplo por medio de una camilla móvil. El sistema (1) GAMMA/RF, en combinación con el sistema (6) MR convencional (que puede ser abierto o cerrado, para MRI, MRS o NMR), obtiene datos que permiten registrar simultáneamente imágenes PET-SPECT y MR formando una imagen final combinada de PET o SPECT y MR. Los datos que proceden de unos módulos (8) detectores de radiación GAMMA pasan a través del cable (4) de conexión, mientras que las señales que proceden de la bobina RF (7) pasan a través del cable (44) de conexión. Ambos datos son procesados para obtener la imagen combinada de PET-SPECT y MR.

35 Las Fig. 2a y 2b muestran respectivamente una perspectiva y una sección transversal del dispositivo (2) GAMMA/RF portátil de la invención, donde se aprecian los elementos estructurales que lo componen:

- a) Una bobina RF (7), del tipo resonador en forma de "jaula de ardilla", que está formada por un conjunto de barras o hilos longitudinales unidas por los extremos a dos anillos, de modo que quedan unos espacios libres que permiten el paso de la radiación GAMMA procedente, en este ejemplo, de la cabeza (5) del paciente. La invención no restringe el uso a otro tipo de bobinas RF.
- 40 b) Un conjunto de módulos (8) detectores de radiación GAMMA dispuestos radialmente formando un cilindro en los espacios libres dejados por los hilos de la bobina RF (7). En este ejemplo, se trata de 16 módulos (8) detectores de radiación GAMMA dispuestos en el exterior de la bobina RF (7), aunque como se ha mencionado anteriormente en el presente documento, sería posible disponerlos en una posición más interior entre cada par de hilos longitudinales. De esta forma, el área muerta de detección entre dos módulos se aprovecha para situar los hilos de la bobina de RF. Este diseño presenta la ventaja de que la radiación GAMMA que se dirige hacia los módulos (8) detectores no sufre ninguna dispersión a causa de los hilos de la bobina RF (7).

50 En este ejemplo, se representa también un encapsulado exterior (9) que proporciona un apantallamiento de RF adicional y un soporte para instalar los módulos (8) detectores de radiación GAMMA. Las Figs. 3a y 3b muestran con mayor detalle la estructura interna de cada módulo (8) detector de radiación GAMMA del presente ejemplo. Cada uno de ellos está compuesto por:

- Un cristal centelleador (10) que recibe la radiación GAMMA que proviene del paciente (5) y la convierte en luz;
- Un sistema focalizador (11) acoplado al cristal centelleador (10), que recibe la luz del cristal centelleador (10) y la focaliza hacia una matriz (13) de fotodetectores (13a). El sistema focalizador (11), según se ha descrito anteriormente en el presente documento, puede tener cualquier forma siempre que tenga una primera cara (11a) plana capaz de recibir toda la luz del cristal centelleador (10) y una segunda cara (11b) capaz de focalizar toda la luz hacia la matriz (13) de fotodetectores (13a). En este primer ejemplo, la segunda cara (11b) comprende una matriz de lentes (11c) de forma semiesférica, cada una de las cuales focaliza la luz hacia un fotodetector (13a) de la matriz, que en este ejemplo son de tipo SiPMT.
- Una capa (12) de apantallamiento de RF, dispuesta entre el sistema focalizador (11) y la matriz (13) de fotodetectores (13a), que comprende unos orificios circulares (12a) por los que la luz focalizada por cada lente (11c) pasa hacia cada fotodetector (13a).

65 Las Fig. 3a y 3b muestran también unos medios (14) de procesado "front-end", que en este caso consisten en una

placa electrónica dispuesta en la cara posterior de la matriz (13) de fotodetectores (13a), que adquieren y procesan las señales de los fotodetectores (13a) antes de su envío al medio (3) de procesamiento externo de la Fig. 1. Por ejemplo, la placa electrónica podría realizar la conversión analógico-digital de los datos, según se ha explicado previamente en el presente documento. Finalmente, una cubierta (15) protege los componentes de cada módulo (8) detector de radiación GAMMA.

La Fig. 4 muestra una sección transversal de una realización particular de un módulo (8) detector de radiación GAMMA de acuerdo con la invención, donde se aprecia cómo toda la superficie de la primera cara (11a) de la microlente (11) recibe la luz emitida por el cristal centelleador (10) y la focaliza únicamente sobre los fotodetectores (13a). En este caso, se aprovechan los espacios interfocales para disponer la capa (12) de apantallamiento de RF, que en este ejemplo es una rejilla. La Fig. 5 muestra un segundo ejemplo de módulo (8) detector de radiación GAMMA en el que se ha dispuesto un segundo cristal centelleador (10') y un segundo sistema focalizador (11') antes de los primeros.

Las Figs. 6 y 7 muestran sendas secciones de módulos (8) detectores de radiación GAMMA donde se han empleado cristales centelleadores (10) pixelados. En la Fig. 6, la capa (12) de apantallamiento de RF tiene forma de rejilla cuyo tamaño se hace coincidir con el tamaño de los píxeles del cristal centelleador (10) pixelado, y se dispone entre el sistema focalizador (11) y la matriz (13) de fotodetectores (13a). La Fig. 7, por otro lado, muestra una capa (12) de apantallamiento de RF embebida en la separación entre los cristales de un cristal centelleador (10) pixelado.

Finalmente, las Figs. 8 y 9 muestran sendas secciones de módulos (8) detectores de radiación GAMMA donde el tamaño de las lentes (11c) del sistema focalizador (11) y la rejilla de la capa (12) de apantallamiento de RF no coinciden con el tamaño de los fotodetectores (13a). En ambos casos (cristal centelleador (10) monolítico o pixelado) hay que indicar que el tamaño de la rejilla (distancia entre barras) de la capa (12) de apantallamiento de RF no tiene por qué coincidir con la distancia interfocal del sistema focalizador (11), pudiendo ser igual o mayor (un número entero de veces), a dichos espacios interfocales. Por otra parte, la realización correspondiente a la Fig. 8 puede extenderse al caso en el que se utilicen dos o más bloques monolíticos.

REIVINDICACIONES

1. Sistema (1) compacto, híbrido e integrado GAMMA/RF para la formación de imágenes simultáneas PET-SPECT/MR, **caracterizado por que** comprende un dispositivo (2) GAMMA/RF que comprende:
- 5 - una bobina RF (7) que tiene unos espacios que permiten el paso de, al menos, una parte significativa de la radiación GAMMA generada en su interior; y
- un conjunto de módulos (8) detectores de radiación GAMMA dispuestos radialmente alrededor de la bobina RF (7);
- 10 y donde cada módulo (8) detector de radiación GAMMA comprende:
- un cristal centelleador (10), que emite luz cuando recibe una emisión GAMMA;
- y **caracterizado por** un sistema focalizador (11), cuya primera cara (11a) está acoplada al cristal centelleador (10) para recibir la luz, y cuya segunda cara (11 b) comprende unas lentes (11c) que dirigen la luz hacia una matriz (13) de fotodetectores (13a);
- 15 - una capa (12) de apantallamiento de RF, dispuesta entre el focalizador (11) y la matriz (13) de fotodetectores (13a), que comprende unos orificios por los que la luz focalizada pasa hacia los fotodetectores (13a);
- 20 - una matriz (13) de fotodetectores (13a) dispuesta tras la capa (12) de apantallamiento de RF para recibir la luz;
- y
- medios (14) de procesado de las señales generadas por los fotodetectores (13a).
- 25 2. Sistema (1) de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado por que** la bobina RF (7) está formada por un conjunto de barras longitudinales unidas por los extremos a dos anillos, de modo que comprende unos espacios libres con forma de paralelepípedo.
- 30 3. Sistema (1) de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizado por que** la bobina RF (7) comprende unos espacios formados por un material de poco espesor y baja densidad y número atómico que permite el paso de una parte significativa de la radiación GAMMA.
- 35 4. Sistema (1) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** los cristales centelleadores (10) son monolíticos.
- 40 5. Sistema (1) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1-3, **caracterizado por que** los cristales centelleadores (10) son pixelados.
6. Sistema (1) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** el tamaño de las lentes (11c) del sistema focalizador (11) coincide con el tamaño de los fotodetectores (13a).
- 45 7. Sistema (1) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1-5, **caracterizado por que** el tamaño de las lentes (11c) del sistema focalizador (11) no coincide con el tamaño de los fotodetectores (13a).
8. Sistema (1) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** las lentes (11c) del sistema focalizador (11) tienen forma semiesférica.
- 50 9. Sistema (1) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** los módulos (8) detectores de radiación GAMMA además comprenden un segundo cristal centelleador (10') y un segundo sistema focalizador (11'), dispuestos antes de los primeros.
10. Sistema (1) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** la capa (12) de apantallamiento de RF es una rejilla metálica con orificios circulares.
- 55 11. Sistema (1) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1-9, **caracterizado por que** la capa (12) de apantallamiento de RF es una rejilla metálica con orificios cuadrados.
12. Sistema (1) de acuerdo con la reivindicación 11, **caracterizado por que** el tamaño de malla de la rejilla es de entre 10 micras y 6 mm.
- 60 13. Sistema (1) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** la capa (12) de apantallamiento RF es una deposición química de una fina película metálica.
- 65 14. Sistema (1) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** los fotodetectores (13a) se eligen de entre: fotomultiplicadores de silicio (SiPMT) y fotomultiplicadores de tipo Micro Channel Plate (PMT).

15. Sistema (1) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** el dispositivo (2) GAMMA/RF es portátil.
- 5 16. Sistema (1) de acuerdo con la reivindicación 15, **caracterizado por que** la distancia entre la bobina RF (7) y la capa (12) de apantallamiento de RF es mayor de 15 mm.
- 10 17. Sistema (1) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado por que** comprende adicionalmente un medio (3) de procesamiento externo, unido al dispositivo (2) GAMMA/RF por un cable (4), que recibe e interpreta las señales GAMMA obtenidas por el dispositivo (2) GAMMA/RF.
- 15 18. Sistema (1) de acuerdo con la reivindicación 17, **caracterizado por que** el dispositivo (2) GAMMA/RF comprende adicionalmente convertidores analógico-digital que permiten la transmisión de señales digitales al medio (3) de procesamiento externo.
- 20 19. Sistema (1) de acuerdo con la reivindicación 17, **caracterizado por que** el dispositivo (2) GAMMA/RF comprende adicionalmente convertidores digital-óptico, que permiten la transmisión de señales ópticas al medio (3) de procesamiento externo.
- 20 20. Sistema (1) de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 17-19, **caracterizado por que** comprende adicionalmente medios para realizar "gated-acquisition".

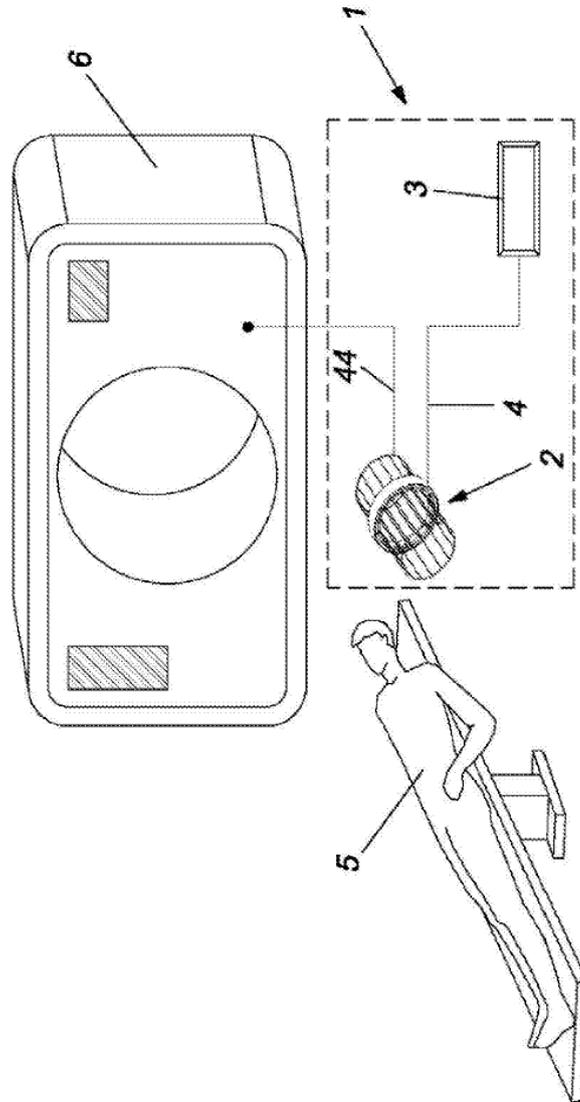


FIG. 1

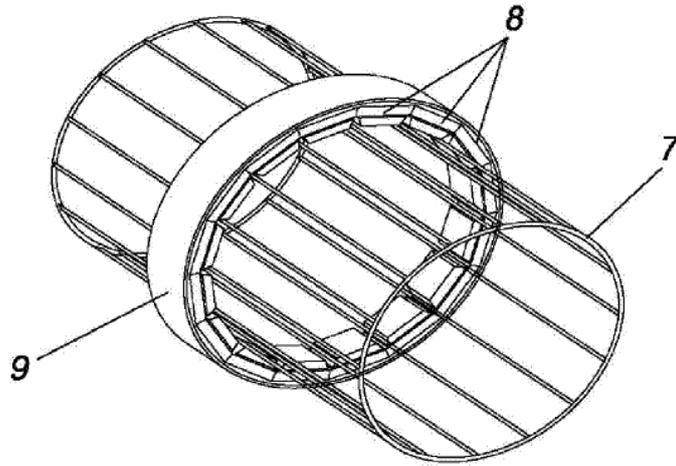


FIG. 2a

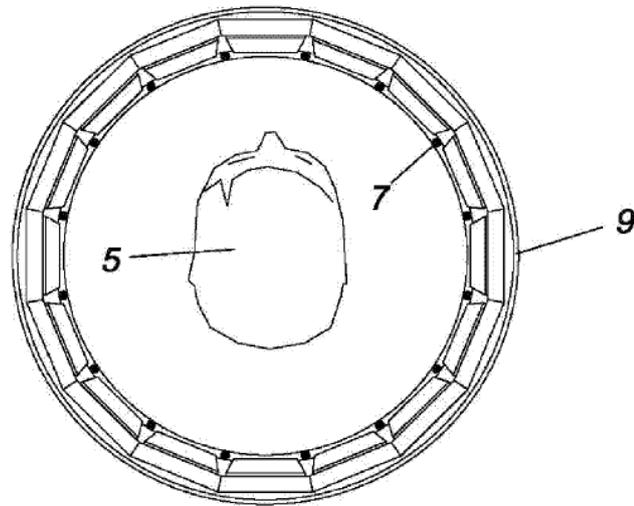


FIG. 2b

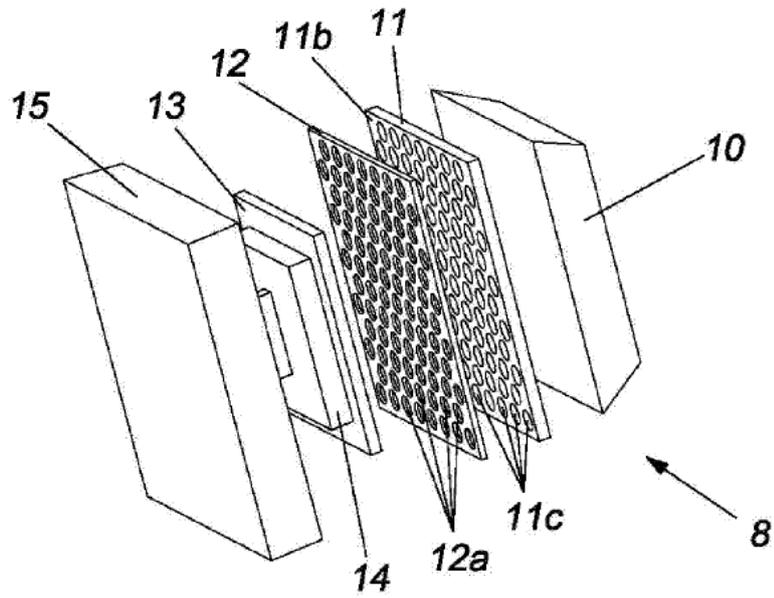


FIG. 3a

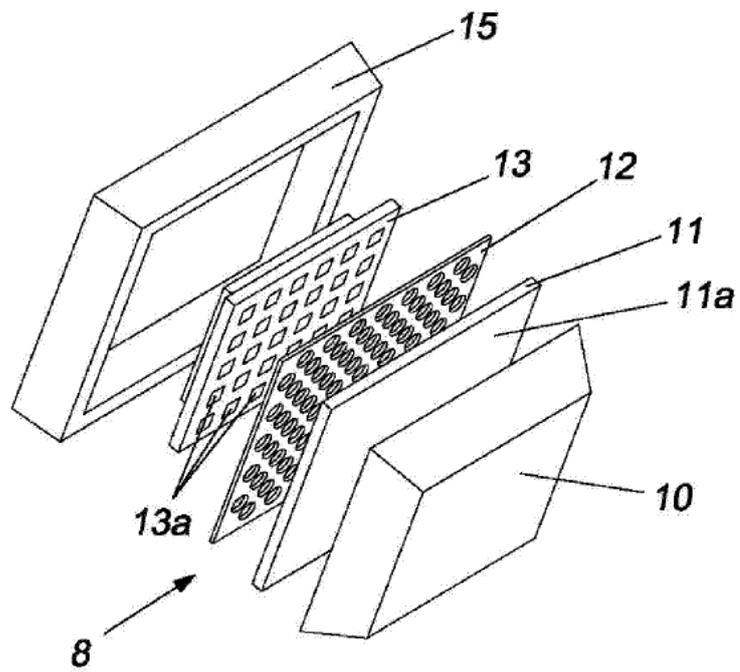


FIG. 3b

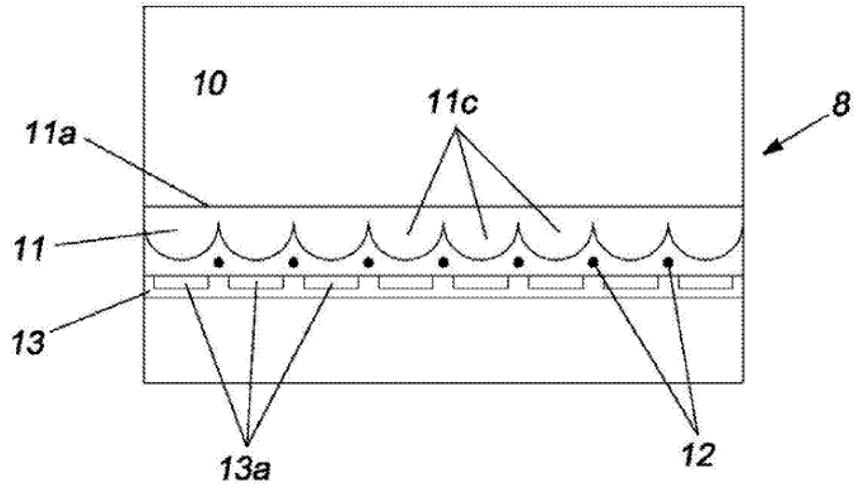


FIG. 4

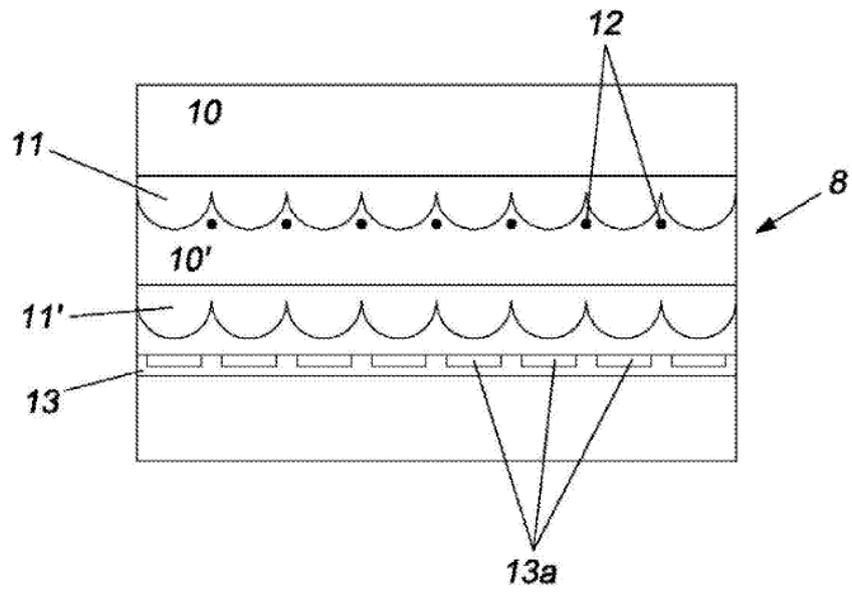


FIG. 5

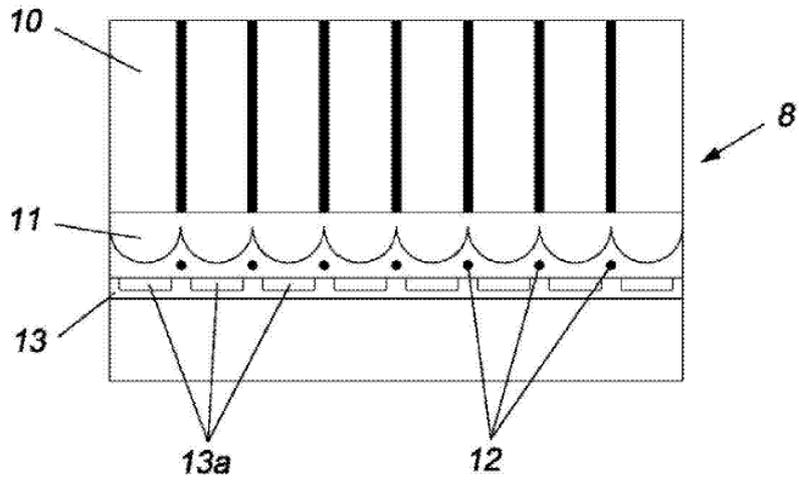


FIG. 6

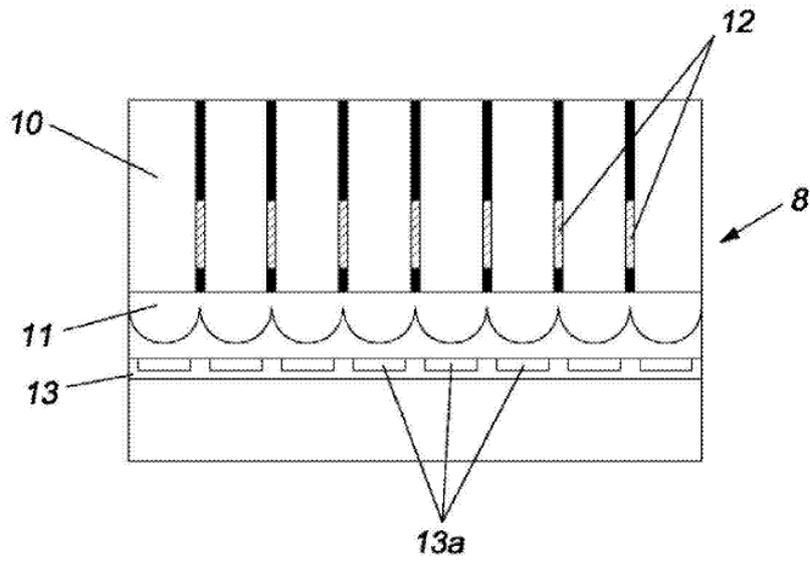


FIG. 7

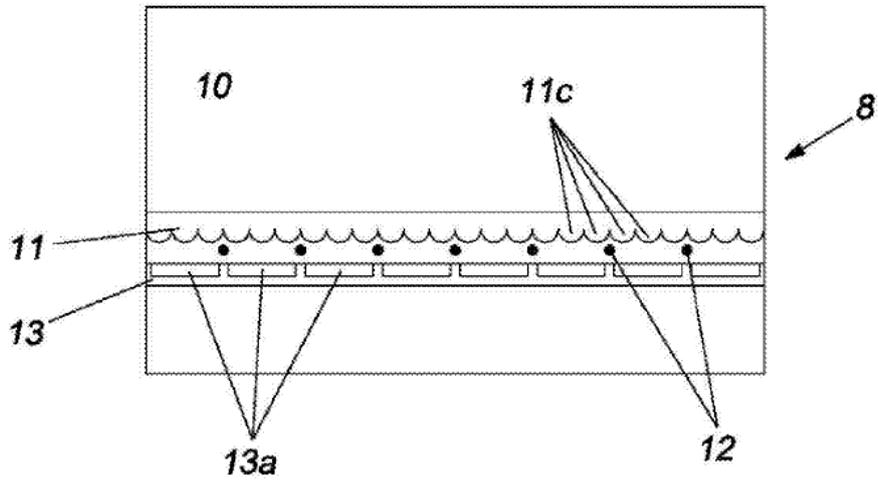


FIG. 8

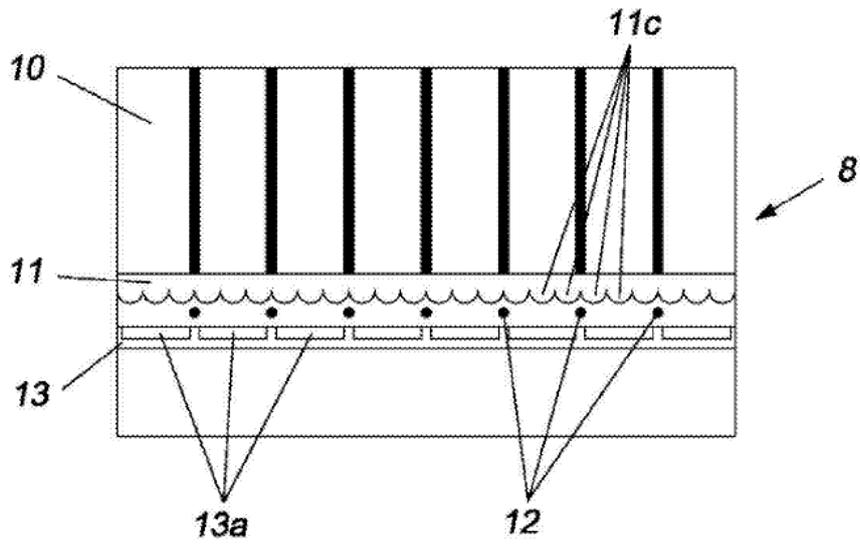


FIG. 9