

19



OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 672 259**

21 Número de solicitud: 201631388

51 Int. Cl.:

G01T 1/164 (2006.01)

G01T 1/29 (2006.01)

12

SOLICITUD DE PATENTE

A1

22 Fecha de presentación:

28.10.2016

43 Fecha de publicación de la solicitud:

13.06.2018

56 Se remite a la solicitud internacional:

PCT/ES2017/070720

71 Solicitantes:

UNIVERSIDAD CARLOS III DE MADRID (50.0%)

Av. Gregorio Peces Barba, 1

28919 Leganés (Madrid) ES y

SCUOLA SUPERIORE DI STUDI UNIVERSITARI E DI PERFEZIONAMENTO SANT'ANNA (50.0%)

72 Inventor/es:

KONSTANTINO, Georgios ;

VAQUERO LÓPEZ, Juan José ;

ALI, Wajahat ;

COSSU, Giulio ;

CIARAMELLA, Ernesto y

CHIL PÉREZ, Rigoberto

74 Agente/Representante:

ARIAS SANZ, Juan

54 Título: **SISTEMA DE DETECCIÓN DE RADIACIÓN GAMMA Y SISTEMA DE RESONANCIA MAGNÉTICA**

57 Resumen:

Sistema de detección de radiación gamma y sistema de resonancia magnética.

Sistema de detección de radiación gamma, que comprende menos un detector de radiación gamma con un cristal centelleador, al menos un detector de fotones, un dispositivo de procesamiento analógico de señal, un enlace analógico de comunicaciones ópticas inalámbricas, una estación base y un aislamiento electromagnético en forma de jaula de Faraday. Además se describe un sistema de resonancia magnética que comprende el sistema de detección de radiación gamma anteriormente mencionado.

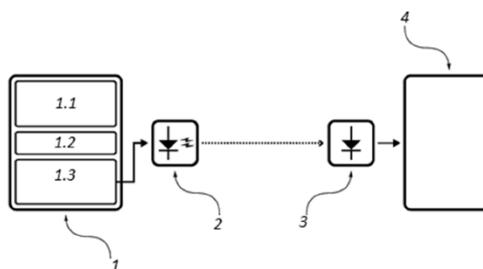


FIG. 1

DESCRIPCIÓN

**SISTEMA DE DETECCIÓN DE RADIACIÓN GAMMA Y SISTEMA DE RESONANCIA
MAGNÉTICA**

5

OBJETO DE LA INVENCION

La presente invención pertenece está dirigida a un sistema de detección de radiación gamma. En particular, este sistema de detección de radiación gamma es de aplicación en
10 equipos de imagen médica y en equipos mixtos de imagen médica que combinan las técnicas de obtención de imagen por resonancia magnética (MRI) y por medicina nuclear, como por ejemplo, la tomografía por emisión de positrones (PET).

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

15

La imagen médica es el conjunto de técnicas usadas para crear imágenes completas o en secciones de un ser vivo con propósitos clínicos. En el estado de la técnica se conocen varias técnicas para la obtención de imágenes médicas: Imágenes obtenidas por resonancia magnética (o imágenes MRI), imágenes obtenidas por medicina nuclear, imágenes
20 obtenidas mediante ultrasonidos (o ecografía), imágenes obtenidas por rayos X, etc.

En la obtención de imágenes por resonancia magnética se aplican campos magnéticos de elevada intensidad (entre 0,2 Teslas y 7 Teslas), polarizando y excitando los núcleos de hidrógeno (protón único) en las moléculas de agua presentes en los tejidos, lo cual produce
25 una señal detectable para reconstruir las imágenes del cuerpo a analizar. Ventajosamente, esta técnica permite para obtener información sobre la estructura y composición del cuerpo a analizar. Por otro lado, en el caso de la medicina nuclear se emplean isótopos radiactivos para obtener imágenes funcionales del cuerpo u órgano a estudiar, es decir, la imagen muestra los cambios metabólicos de dicho cuerpo u órgano a estudiar. Un ejemplo de entre
30 las técnicas para obtener imágenes por medicina nuclear, es la tomografía por emisión de positrones (PET) en la cual se emplea un tomógrafo PET.

Debido a las ventajas de ambas técnicas, la MRI y al PET, es muy conveniente combinarlas para obtener simultáneamente la información metabólica y/o funcional que proporciona el
35 tomógrafo PET y la información estructural que proporciona el sistema MRI, relativas a un cuerpo u órgano a estudiar.

Si se intenta combinar dos imágenes adquiridas en adquisiciones no simultáneas, por un lado adquisición de la imagen MRI y por otro lado adquisición de la imagen PET, el resultado es muy propenso a tener errores debido al movimiento del sujeto, incluso bajo anestesia, ya que la respiración del sujeto a estudiar no tiene un patrón continuo ni exacto. Para resolver este problema ha proliferado el desarrollo de equipos que combinen ambas técnicas, con el objetivo de poder realizar una adquisición simultánea de la imagen MRI y de la imagen PET.

Los documentos US 8488855 B2 y US 20060251312 A1 describen un dispositivo que introduce un tomógrafo PET independiente en un sistema de resonancia magnética nuclear. Estos documentos no describen cómo resolver los problemas intrínsecos de emplear ambas técnicas en un mismo aparato.

El documento US 8868154 B2 intenta solucionar este problema insertando un tomógrafo PET de doble etapa en una resonancia magnética nuclear. En este documento se presenta una distinción entre una parte frontal donde se encuentra el sistema de resonancia magnética nuclear con el detector PET y una segunda parte separada donde se realiza el procesamiento de la señal. Con el objetivo de evitar las interferencias producidas por la resonancia magnética nuclear, el detector PET está conectado por fibra óptica a dicha segunda parte. Debido a la inmunidad de la fibra óptica a las interferencias electromagnéticas, la segunda parte puede procesar sin distorsión los datos obtenidos por el detector PET.

En los sistemas conocidos del estado de la técnica, se necesita incluir dentro del sistema de resonancia magnética nuclear un circuito integrado que incluye un preamplificador de carga para permitir que las señales con baja amplitud provenientes del detector PET puedan ser transmitidas por la fibra óptica. Debido a la localización del circuito integrado en el interior del sistema de resonancia magnética nuclear, el circuito integrado se ve expuesto a campos magnéticos muy elevados, lo que reduce su vida útil e incrementa el coste del mantenimiento del sistema.

Por otro lado, una característica de los detectores PET es que estos detectores presentan una pluralidad de salidas debido a la forma de detectar los isótopos radioactivos. Esto supone un problema adicional para gestionar dicha pluralidad de salidas. Una solución es emplear tantas fibras ópticas como salidas tenga este tipo de detectores. El problema de emplear una pluralidad de fibras ópticas es el reducido espacio disponible en las resonancias magnéticas nucleares, sobre todo en las diseñadas para animales de

laboratorio. Por otro lado, debido al uso de sustancias radiactivas y de campos magnéticos elevados, este tipo de dispositivos deben estar confinados en espacios aislados. Por lo tanto, el empleo de esta pluralidad de fibras ópticas requiere de un espacio mayor, lo cual incrementa el coste del uso de este tipo de máquinas o imposibilita emplear estas máquinas
5 en lugares donde estos espacios aislados no puedan ampliarse.

Existe, por tanto, la necesidad de implementar un sistema que permita combinar la obtención de imagen médica por resonancia magnética nuclear y por medicina nuclear resolviendo los problemas anteriores mencionados.

10

DESCRIPCIÓN DE LA INVENCION

La presente invención propone una solución a los problemas anteriores mediante un sistema de detección de radiación gamma según la reivindicación 1 y un sistema de resonancia magnética según la reivindicación 20. En las reivindicaciones dependientes se definen realizaciones preferidas de la invención.

15

Un primer aspecto inventivo proporciona un sistema de detección de radiación gamma, que comprende:

20

- al menos un detector de radiación gamma que comprende,
 - un cristal centelleador,
 - al menos un detector de fotones que está conectado a dicho un cristal centelleador, y
 - un dispositivo de procesamiento analógico de señal que está conectado a

25

en el que el cristal centelleador está configurado para emitir fotones en respuesta a la recepción de fotones de radiación gamma, teniendo los fotones emitidos una energía menor que la radiación gamma,

30

en el que el al menos un detector de fotones está configurado para recibir fotones emitidos por el cristal centelleador y para producir una señal analógica en banda base, y

en el que el dispositivo de procesamiento analógico de señal está configurado para amplificar, filtrar y enviar la señal analógica del detector de fotones a al menos un transmisor
35 óptico inalámbrico,

- un enlace analógico de comunicaciones ópticas inalámbricas que comprende
 - al menos un transmisor óptico inalámbrico conectado a la salida del dispositivo de procesamiento analógico de señal, y configurado para recibir la señal analógica del al menos un detector de radiación gamma, para transformar dicha señal analógica en una señal óptica y para transmitir dicha señal óptica al espacio libre, y
 - al menos un receptor óptico inalámbrico, configurado para recibir la señal óptica del al menos un transmisor óptico inalámbrico y para transformar dicha señal óptica en al menos una señal analógica en una banda de frecuencias inferior a la de la señal óptica,
- una estación base conectada a el al menos un receptor óptico inalámbrico, en el que la estación base comprende un circuito de procesamiento de señal configurado para realizar un procesamiento digital de la al menos una señal analógica recibida del al menos un receptor óptico inalámbrico, y
- un aislamiento electromagnético en forma de jaula de Faraday configurado para aislar el al menos un detector de radiación gamma y el al menos un transmisor óptico inalámbrico de emisiones electromagnéticas.

El detector de radiación gamma está configurado para recibir fotones de radiación gamma y transformarlos en señales analógicas. Para ello, este detector comprende un cristal centelleador, un detector de fotones y un dispositivo de procesamiento analógico.

El cristal centelleador es un cristal que en respuesta a la incidencia de un fotón de radiación gamma sobre él, transforma dicho fotón en al menos un fotón con una energía menor. En una realización particular, el cristal centelleador transforma un fotón incidente de radiación gamma en al menos un fotón de energía situada en la banda visible del espectro electromagnético.

En una realización particular, el cristal centelleador es un cristal único, lo que ventajosamente, aumenta la sensibilidad en la detección de fotones de radiación gamma del detector de radiación gamma. En otra realización particular, el cristal centelleador comprende una matriz de cristales centelleadores, lo cual ventajosamente, aumenta la resolución espacial del detector.

El al menos un detector de fotones está conectado de forma óptica con el cristal

centelleador. Ventajosamente, la conexión óptica entre el cristal centelleador y el detector de fotones mantiene constante el índice de refracción entre ambos elementos, evita las pérdidas por desacoplamiento óptico y mejora la eficiencia en la detección de fotones de radiación gamma. En una realización, la conexión óptica comprende una guía de luz. En otra
5 realización, la conexión óptica se realiza mediante un pegamento óptico o una silicona óptica.

En el ámbito de la presente invención, el detector de fotones está configurado para convertir los fotones emitidos por el cristal centelleador en señales analógicas. El detector de fotones
10 recibe los fotones producidos por el centelleador y amplifica la carga generada por la deposición de los fotones. Para obtener la posición donde se ha detectado el fotón de radiación gamma, las señales analógicas deben ser procesadas por el dispositivo de procesamiento analógico, que está configurado para amplificar, filtrar y enviar la señal analógica recibida del detector de fotones al enlace de comunicaciones ópticas inalámbricas
15 analógico. La señal analógica generada por el dispositivo de procesamiento analógico comprende la información de la posición, energía y tiempo de llegada de los fotones de radiación gamma.

Posteriormente, la estación base recibe la señal analógica generada por el dispositivo de
20 procesamiento analógico, ya que el enlace analógico de comunicaciones ópticas inalámbricas está configurado para mantener las propiedades de la señal tal y como se generaron a la salida del al menos un detector de radiación gamma. Ventajosamente, el enlace analógico de comunicaciones ópticas inalámbricas permite situar de forma separada y sin cables el al menos un detector de radiación gamma y la estación base.

25 La estación base recibe señales analógicas del al menos un receptor óptico inalámbrico y está configurada realizar un procesamiento digital de dichas señales. Para ello, la estación base digitaliza dichas señales analógicas y las procesa para interpretar sus datos. En un ejemplo de realización, la estación base está configurada para obtener una imagen médica a
30 través de las señales digitales empleando algoritmos de reconstrucción de imagen.

El sistema de detección de radiación gamma de la invención permite una transmisión analógica de la señal desde el detector hasta la estación base, reduciendo el número de etapas electrónicas con respecto a cualquier sistema de comunicaciones óptico inalámbrico
35 digital. Ventajosamente, las características técnicas del sistema de detección de radiación gamma de la invención lo hacen adecuado para su inserción en un sistema MRI.

En una realización, el sistema de detección de radiación gamma comprende una pluralidad de detectores de radiación gamma conectados al enlace de comunicaciones ópticas. Ventajosamente, esta realización permite que el sistema de detección de radiación gamma de la invención obtenga imágenes de tipo PET.

En una realización particular, el cristal centelleador comprende al menos un cristal seleccionado de entre: orto-silicato de gadolinio y cerio, orto-silicato de lutecio y cerio, orto-silicato de lutecio-itrio y cerio, $Gd_3(Al,Ga)_5O_{12}:Ce$, GAGG:Ce, ioduro de sodio dopado, ioduro de cesio, germanato de bismuto, fluoruro de bario, fluoruro de calcio dopado con europio, sulfuro de zinc dopado con plata, wolframato de calcio, wolframato de cadmio, granate de ytrio y aluminio dopado con cerio, cloruro de lantano dopado con cerio y bromuro de lantano dopado con cerio.

En una realización particular, el al menos un detector de fotones comprende un fotomultiplicador de silicio.

En una realización particular, el dispositivo de procesamiento analógico de señal comprende una red pasiva de resistencias. En otras realizaciones puede emplearse una red otros elementos pasivos, como condensadores y bobinas o activos como amplificadores.

En una realización, los elementos incluidos en el dispositivo de procesamiento analógico de la señal, son elementos de electrónica de alta velocidad, es decir, configurados para procesar las señales analógicas a alta velocidad. Ventajosamente, este tipo de electrónica permite mantener la tasa de tiempos en la que se detecta cada fotón de radiación gamma en el al menos un detector de radiación gamma. La tasa de tiempos es el instante en el que se detecta un fotón de radiación gamma. En algunas aplicaciones se pueden llegar a detectar hasta un millón de fotones por segundo, por lo tanto, en una realización, un detector de radiación gamma está configurado para detectar un millón de fotones por segundo y para transmitir las correspondientes señales analógicas generadas con dicha tasa de detección al enlace analógico de comunicaciones ópticas inalámbricas.

En una realización particular, el al menos un transmisor óptico inalámbrico comprende un diodo Láser de emisión superficial con cavidad vertical, en inglés *Vertical Cavity Surface Emitting Laser (VCSEL)*. En otra realización particular, el al menos un transmisor óptico inalámbrico comprende un diodo LED, preferentemente, un diodo LED con un amplio ancho

de banda.

En una realización particular, el al menos un transmisor óptico inalámbrico comprende una primera lente colimadora. La primera lente colimadora está configurada para transformar una señal óptica producida por un *VCSEL* en un señal óptica con un haz paralelo. Ventajosamente, la primera lente colimadora homogeneiza la trayectoria o rayos emitidos por el *VCSEL*, y obtiene un haz de rayos con las mismas propiedades, aumentando la eficiencia del enlace analógico de comunicaciones ópticas inalámbricas.

En una realización particular, el al menos un transmisor óptico inalámbrico comprende al menos un oscilador local, al menos un mezclador y un combinador de señales. El al menos un transmisor óptico inalámbrico está configurado para modular, en el al menos un mezclador, la al menos una señal analógica en banda base a una señal analógica en frecuencia intermedia determinada por cada oscilador local, obteniendo una señal analógica modulada por cada oscilador local. El combinador de señales está configurado para mezclar las señales analógicas moduladas por cada oscilador local obteniendo así una señal analógica multiplexada en frecuencia. El transmisor óptico inalámbrico está configurado para transformar dicha señal analógica multiplexada en frecuencia en una señal óptica y para transmitir dicha señal óptica al espacio libre.

En una realización particular, el al menos un transmisor óptico inalámbrico comprende al menos una línea de retardo analógico y un sumador de señales. Cada línea de retardo analógico está configurada para introducir un retardo analógico a la al menos una señal analógica en frecuencia base, obteniendo una señal retardada. El sumador de señales está configurado para sumar cada señal retardada por cada línea de retardo analógico obteniendo así una señal analógica modulada en el tiempo. El transmisor óptico inalámbrico está configurado para transformar dicha señal analógica multiplexada en el tiempo en una señal óptica y para transmitir dicha señal óptica al espacio libre.

En una realización particular, el al menos un transmisor óptico inalámbrico comprende un generador de códigos ortogonales pseudoaleatorios y un mezclador. El mezclador está configurado para multiplicar al menos un código ortogonal pseudoaleatorio con la al menos una señal analógica en frecuencia base en relación uno a uno, es decir un código por cada señal analógica proveniente del al menos un detector de fotones de radiación gamma, obteniendo así una señal analógica multiplexada en código. El transmisor óptico inalámbrico está configurado para transformar dicha señal analógica multiplexada en código en una

señal óptica y para transmitir dicha señal óptica al espacio libre.

5 En una realización particular, la estación base comprende un filtro paso banda, al menos un oscilador local y al menos un mezclador. La estación base está configurada para demodular, en el al menos un mezclador la al menos una señal analógica multiplexada en frecuencia usando la frecuencia intermedia determinada por cada oscilador local, obteniendo una señal analógica en frecuencia base.

10 En una realización particular, la estación base comprende adicionalmente al menos un generador de códigos ortogonales y un mezclador. El mezclador está configurado para multiplicar al menos un código ortogonal generado por el al menos un generador de códigos ortogonales con la al menos una señal analógica multiplexada en código, obteniendo una señal analógica en frecuencia base.

15 Debido a la gran cantidad de fotones de radiación gamma por segundo que puede detectar un detector de radiación gamma, estas realizaciones permiten multiplexar y demultiplexar las señales analógicas generadas por al menos un detector de radiación gamma, aumentando la eficiencia del enlace analógico de comunicaciones ópticas inalámbricas.

20 En una realización particular, el al menos un receptor óptico inalámbrico es un fotodiodo de avalancha o un fotodiodo PIN con un amplificador de transimpedancia.

25 En una realización particular, el al menos un receptor óptico inalámbrico comprende una segunda lente colimadora. La función de la segunda lente colimadora es realizar el trabajo inverso de la primera lente colimadora. Por lo tanto, la segunda lente colimadora está configurada para convertir una señal óptica con un haz paralelo en una señal focalizada en un punto concreto del espacio, donde se encuentra el al menos un receptor óptico inalámbrico, aumentando la eficiencia del enlace analógico de comunicaciones ópticas inalámbricas.

30 En una realización particular, el circuito de procesamiento de señal comprende al menos un conversor analógico digital.

35 En una realización particular, el circuito de procesamiento de señal comprende un comparador integrado configurado para proporcionar una señal digital cuando la señal del al menos un detector de fotones está por encima de un umbral de amplitud.

En una realización particular, el sistema de detección de radiación gamma del primer aspecto inventivo, comprende un enlace analógico de comunicaciones ópticas inalámbricas adicional, que comprende un transmisor óptico inalámbrico y un receptor óptico inalámbrico adicional conectado al al menos un detector de radiación gamma, en el que dichos transmisor óptico inalámbrico y un receptor óptico inalámbrico adicionales están configurados para suministrar corriente analógica al al menos un detector de radiación gamma.

10 En una realización particular, el sistema de detección de radiación gamma del primer aspecto inventivo, comprende un enlace analógico de comunicaciones ópticas inalámbricas adicional que comprende un transmisor óptico inalámbrico y un receptor óptico inalámbrico adicional conectado al al menos un detector de radiación gamma, en el que dichos transmisor óptico inalámbrico y un receptor óptico inalámbrico adicionales están
15 configurados para controlar el al menos un detector de radiación gamma.

Ventajosamente, al añadir un segundo enlace analógico de comunicaciones ópticas inalámbricas permite una comunicación dúplex entre la estación base y el al menos un detector de radiación gamma. En esta realización, la estación base está configurada para
20 modificar los parámetros de funcionamiento del al menos un detector de radiación gamma, por ejemplo, la estación base puede modificar el voltaje empleado en el detector de radiación gamma aumentando la ganancia de dicho detector. Ventajosamente, esto permite compensar las variaciones de temperatura que se producen dentro del detector.

25 En una realización, el al menos un detector de radiación gamma y el al menos un transmisor óptico inalámbrico están fabricados de materiales no paramagnéticos ni diamagnéticos. Ventajosamente, esta realización permite introducir sistema de detección de radiación gamma en un sistema de resonancia magnética sin afectar a la adquisición de imágenes MRI.

30 En un segundo aspecto inventivo, la invención proporciona un sistema de resonancia magnética que comprende un sistema de detección de radiación gamma según cualquiera de las realizaciones descritas en el primer aspecto inventivo.

35 Ventajosamente, el sistema de resonancia magnética de la invención permite adquirir imágenes PET y MRI solucionando los problemas presentes en el estado de la técnica.

Todas las características y/o las etapas de métodos descritas en esta memoria (incluyendo las reivindicaciones, descripción y dibujos) pueden combinarse en cualquier combinación, exceptuando las combinaciones de tales características mutuamente excluyentes.

5

DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Estas y otras características y ventajas de la invención, se pondrán más claramente de manifiesto a partir de la descripción detallada que sigue de una forma preferida de realización, dada únicamente a título de ejemplo ilustrativo y no limitativo, con referencia a las figuras que se acompañan.

Figura 1 En esta figura se muestra un esquema simplificado de un sistema de detección de radiación gamma para imagen médica con comunicación óptica inalámbrica según la presente invención.

Figura 2 En esta figura se muestra un ejemplo de realización de un enlace de comunicaciones ópticas empleado en el sistema de detección de radiación gamma según la presente invención.

Figura 3 En esta figura se muestra un ejemplo de realización de un enlace de comunicaciones ópticas configurado para multiplexar una señal en el espacio, empleado en una realización del sistema de detección de radiación gamma según la presente invención.

Figura 4 En esta figura se muestra un ejemplo de realización de un enlace de comunicaciones ópticas multiplexado en frecuencia empleado en el sistema de detección de radiación gamma según la presente invención.

Figura 5 En esta figura se muestra un ejemplo de realización de un enlace de comunicaciones ópticas multiplexado en el tiempo empleado en el sistema de detección de radiación gamma según la presente invención.

Figura 6 En esta figura se muestra un ejemplo de realización de un enlace de comunicaciones ópticas multiplexado en código empleado en el sistema de detección de radiación gamma según la presente invención.

- Figura 7 En esta figura se muestra una realización de un dispositivo de procesamiento analógico de señal.
- 5 Figura 8 En esta figura se muestra un ejemplo de realización de un sistema de resonancia magnética que incluye un sistema de detección de radiación según la presente invención.
- 10 Figura 9 La figura 9 muestra dos ejemplos de señales analógicas detectadas en una realización del sistema de detección de radiación según la presente invención. En la figura de la izquierda se muestra un pulso de centelleado que corresponde a la salida de un dispositivo de procesamiento analógico de señal y a la salida del receptor óptico inalámbrico, es decir, muestra el antes y después de dicha señal al ser transmitida por el enlace de comunicaciones ópticas inalámbricas analógico. En la figura de la derecha se muestra una señal analógica después de haber sido multiplexada en el tiempo.
- 15

EXPOSICIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

- 20 En la figura 1 se muestra esquema simplificado de un sistema de detección de radiación gamma para imagen médica con comunicación óptica inalámbrica según la presente invención. Dicho sistema comprende un detector de radiación gamma (1), un transmisor óptico inalámbrico (2) conectado al detector de radiación gamma (1), un receptor óptico inalámbrico (3) y una estación base (4) conectada al receptor óptico inalámbrico (3).

25

Detector de radiación gamma (1)

En este ejemplo de realización, el detector de radiación gamma (1) comprende:

- un centelleador pixelado (1.1) de cristales LYSO.
- 30 – un detector de fotones (1.2) conectado a dicho centelleador pixelado (1.1), en el que el detector de fotones comprende un fotomultiplicador de silicio (1.2), en inglés *SiPM*.
- un dispositivo de procesamiento analógico de señal (1.3) que comprende un circuito impreso, en inglés *PCB*, para el pre-procesado analógico de la señal detectada.

- 35 En otros ejemplos de realización, el detector de fotones puede comprender un tubo fotomultiplicador, en inglés *PMT*, o un fotodetector de avalancha, en inglés *APD*, en lugar del

fotomultiplicador de silicio.

En este ejemplo de realización, el circuito impreso del dispositivo de procesamiento analógico de la señal comprende una red pasiva de resistencias, como la mostrada en la figura 7. La red de resistencias está configurada para leer una red de dieciséis fotomultiplicadores (1.2) de silicio. Por lo tanto, en este ejemplo de realización, el centelleador pixelado (1.1) se acopla de forma óptica al fotomultiplicador de silicio (1.2), en el que el fotomultiplicador de silicio (1.2) tiene 16 salidas, una salida por fotodetector comprendido en el fotomultiplicador de silicio (1.2), las cuales están conectadas a cada entrada (21) la red de resistencias, mostrada en la figura 7. Como se describe en el documento US 571940, cada resistencia (22) genera un canal de salida (23) en banda base, lo cual es suficiente para la generación de la imagen. Ventajosamente, el circuito impreso está configurado para funcionar en tiempo de vuelo, *TOF* en inglés, con una tasa de muestreo de fotones de radiación gamma entre 200 picosegundos y 300 picosegundos, mejorando una resolución espacial en la localización del origen de los fotones de radiación gamma.

Enlace de comunicaciones ópticas inalámbricas analógico

Las figuras 2 a 6 muestran varios ejemplos de realización de enlace de comunicaciones inalámbricas que pueden ser implementados en el sistema de detección de radiación según la presente invención.

La figura 2 muestra un enlace analógico de comunicaciones ópticas inalámbricas que comprende

- un transmisor óptico inalámbrico (2) que comprende
 - un *Vertical Cavity Surface Emitting Laser* (6) (VCSEL), que transforma una señal en banda base que procede de los cuatro canales (23) de salida del circuito de la figura 7 en un rayo láser, y lo emite al espacio libre, y
 - una primera lente colimadora (7) dispuesta de manera que colima el rayo láser emitido por el *Vertical Cavity Surface Emitting Laser* (6),
- un receptor óptico inalámbrico (3) en visión directa con el transmisor óptico inalámbrico (2). En este contexto, visión directa significa que el VCSEL (6) está en el mismo eje que el receptor óptico inalámbrico (3) y no existe ningún objeto entre ambos elementos. El receptor óptico inalámbrico (3) comprende,
 - una segunda lente colimadora (8) dispuesta de manera que focaliza el rayo

láser colimando, y

- o un fotodiodo de avalancha de tipo PIN, que recibe el rayo láser focalizado por la segunda lente colimadora (8), en el que dicho fotodiodo de avalancha de tipo PIN está configurado para transformar el rayo láser en una señal analógica en una banda de frecuencias inferior a la del rayo láser y para transmitir dicha señal analógica a la estación base (4).

5

En otro ejemplo de realización, el transmisor óptico inalámbrico (2) puede comprender, un diodo LED con un amplio ancho de banda, por ejemplo un diodo LED de GaN como el descrito en el documento [*High-Speed GaN-Based Green Light-Emitting Diodes With Partially n-Doped Active Layers and Current-Confined Aperture*] by J.W Shi, et al., *IEEE Electron Device Letters Vol.29, February 2008*. En este caso, no es necesario el requisito de una visión directa y por lo tanto se puede emplear una lente de plástico normal en lugar de la primera lente colimadora (7). Esto es debido a que la lente de plástico está configurada para proporcionar un amplio campo de visión ya que la lente de plástico es divergente y por lo tanto no es directiva como la primera lente colimadora (7).

10

15

La figura 3 muestra un enlace analógico de comunicaciones ópticas inalámbricas que está configurado para multiplexar una señal en el espacio. En el ejemplo de realización de la figura 3 comprende tres enlaces inalámbricos como los descritos en el ejemplo de realización de la figura 2, los cuales están distribuidos en diferentes posiciones del espacio. Dichos enlaces comprenden:

20

- tres Vertical Cavity Surface Emitting Laser (6.1, 6.2, 6,3) y sus correspondientes primeras lentes colimadoras (7.1, 7.2, 7.3).
- tres fotodiodos de avalancha (9.1, 9.2, 9.3) y sus correspondientes primeras lentes colimadoras (8.1, 8.2, 8.3).

25

En este ejemplo de realización la distancia entre el transmisor óptico inalámbrico (2) y el receptor óptico inalámbrico (3) es de 3 metros. Las señales procedentes de los cuatro canales (23) de salida del circuito de la figura 7 se combinan o se multiplexan cada señal en cada uno de los tres enlaces inalámbricos y se procesaría en la estación base (4) para realizar la reconstrucción de la imagen.

30

La figura 4 muestra un ejemplo de realización donde el enlace analógico de comunicaciones ópticas inalámbricas está configurado para multiplexar una señal en frecuencia. En este ejemplo, el transmisor óptico inalámbrico (2) comprende los mismos elementos que el

35

transmisor óptico inalámbrico (2) mostrado en la figura 2 incluyendo adicionalmente un circuito multiplexador en frecuencia con:

- cuatro osciladores locales (11.1, 11.2, 11.3, 11.4), con una frecuencia de oscilación, o frecuencia intermedia, en una banda superior a la banda base, , en el que la frecuencia intermedia de cada oscilador local son distintas entre sí. Es decir, el primer oscilador (11.1) tiene una frecuencia intermedia f_{i1} , el segundo oscilador (11.2) tiene una frecuencia intermedia f_{i2} , el tercer oscilador (11.3) tiene una frecuencia intermedia f_{i3} y el cuarto oscilador (11.4) tiene una frecuencia intermedia f_{i4} ,
- cuatro mezcladores (12.1, 12.2, 12.3, 12.4), y
- un combinador de señales (13) conectado al Vertical Cavity Surface Emitting Laser (6) (VCSEL).

El circuito multiplexador en frecuencia funciona de la siguiente manera:

1. Cada rama que comprende un oscilador local (11) y un mezclador (12), recibe una señal en banda base que procede de los cuatro canales (23) de salida del circuito de la figura 7, y el mezclador (12) mezcla dicha señal recibida con la señal proveniente del oscilador, obteniendo a la salida de cada rama una señal analógica modulada en la frecuencia de cada oscilador local (11),
2. El combinador de señales, suma las señales analógicas moduladas en la frecuencia de cada oscilador local (11) de cada rama, obteniendo una señal multiplexada en frecuencia y transmite dicha señal multiplexada en frecuencia al Vertical Cavity Surface Emitting Laser (6) (VCSEL) para su transmisión como en el ejemplo de la figura 2.

La figura 5 muestra un ejemplo de realización donde el enlace analógico de comunicaciones ópticas inalámbricas está configurado para multiplexar una señal en el tiempo. En este ejemplo, el transmisor óptico inalámbrico (2) comprende los mismos elementos que el transmisor óptico inalámbrico (2) mostrado en la figura 2 incluyendo adicionalmente un circuito multiplexador en el tiempo con:

- Cuatro líneas de retardo analógico (14.1, 14.2, 14.3, 14.4), en el que el retardo analógico introducido en cada línea es diferente entre sí. Por lo tanto, el tiempo de total de cada trama de información será $2\mu s$.
- Un combinador de señales (13) conectado a las líneas de retardo analógico (14.1, 14.2, 14.3, 14.4) y al Vertical Cavity Surface Emitting Laser (6) (VCSEL).

El circuito multiplexador en el tiempo funciona de la siguiente manera:

1. Cada rama tiene una línea de retardo analógico (14), que recibe una señal en banda base que procede de los cuatro canales (23) de salida del circuito de la figura 7,
2. El combinador de señales, suma las señales eléctricas retardadas moduladas en cada rama obteniendo una señal multiplexada en el tiempo. La duración de la trama de información será $2\mu\text{s}$, donde el slot de tiempo en el que se distribuyen los cuatro canales de información es de $0,5\ \mu\text{s}$. Posteriormente, transmiten tramas de dicha señal multiplexada en el tiempo al Vertical Cavity Surface Emitting Laser (6) (VCSEL) para su transmisión como en el ejemplo de la figura 2.

La figura 6 describe un ejemplo de realización donde el enlace analógico de comunicaciones ópticas inalámbricas está configurado para multiplexar una señal en código. En este ejemplo, el transmisor óptico inalámbrico (2) comprende tres VCSEL (6) con sus correspondientes primeras lentes (7.1, 7.2, 7.3). Se denominan primeras lentes porque se encuentran en el lado del emisor y por lo tanto es la primera lente del enlace entre un transmisor óptico inalámbrico (2) y un receptor óptico inalámbrico, incluyendo un circuito multiplexador en código con:

- Un generador de códigos ortogonales pseudoaleatorios (16).
- Un mezclador de señales (17) conectado a tres Vertical Cavity Surface Emitting Laser (6) (VCSEL).

El circuito multiplexador en código funciona de la siguiente manera:

1. El mezclador recibe una señal en banda base que procede de los cuatro canales (23) de salida del circuito de la figura 7 y mezcla cada canal con un código generado por el generador de códigos (16), obteniendo una señal multiplexada en código.
2. A continuación el mezclador transmite dicha señal multiplexada en código a un Vertical Cavity Surface Emitting Laser (6) (VCSEL).

Por otro lado en este ejemplo, el caso del receptor óptico inalámbrico (3) comprende una segunda lente colimadora (8) un fotodiodo de avalancha de tipo PIN. La segunda lente colimadora (8) está configurada para recibir los rayos laser emitidos por los tres VCSEL (6).

En los ejemplos de realización descritos tanto el detector de radiación gamma (1) como el transmisor óptico inalámbrico (2) comprenden un aislamiento electromagnético configurado para aislar dichos elementos de las emisiones electromagnéticas producidas por una resonancia magnética nuclear.

Estación base (4)

La estación base (4) está configurada para procesa y, analizar la información proveniente del detector de radiación gamma (1) a través del enlace de comunicaciones ópticas inalámbricas analógico. Los elementos incluidos en la estación base (4) dependerán del tipo de enlace inalámbrico empleado.

En el caso de los ejemplos de realización mostrados en las figuras 2 y 3, la estación base (4) comprende un circuito de procesamiento de señal y un módulo de reconstrucción de imagen como el que se puede encontrar en cualquier tomógrafo PET del estado de la técnica. El circuito de procesamiento de señal comprenderá entre otros elementos un conversor analógico digital que digitaliza la señal analógica recibida del receptor óptico inalámbrico (3), donde la señal digitalizada será procesada por el módulo de reconstrucción de imagen para obtener la imagen médica de tipo PET.

En el caso del ejemplo de realización mostrado en la figura 4, la estación base (4) comprende, además de los mismos elementos de la estación base (4) descrita en relación con los ejemplos de realización mostrados en las figuras 2 y 3, un circuito demultiplexador en frecuencia con el mismo número de osciladores locales que los mostrados en la figura 4 y en el que dichos osciladores locales de la estación base (4) tienen las mismas frecuencias intermedias que los osciladores locales (11.1, 11.2, 11.3, 11.4) mostrados en la figura 4, y una vez que las señales analógicas estén desmoduladas en banda base se transmiten al circuito de procesamiento de señal. Por lo tanto, en el caso de la multiplexación y demultiplexación en frecuencia, el mismo número y tipo de osciladores locales deben ser empleados en transmisor óptico inalámbrico (2) y en el receptor óptico inalámbrico (3).

En el caso del ejemplo de realización mostrado en la figura 6, la estación base (4) comprende, además de los mismos elementos de la estación base (4) descrita en relación con los ejemplos de realización mostrados en las figuras 2 y 3, un circuito demultiplexador en código con el generador de códigos ortogonales pseudoaleatorios con los mismos códigos que el generador de códigos ortogonales pseudoaleatorios (16) que se encuentra en el transmisor óptico inalámbrico (2) y un mezclador.

El circuito demultiplexador en código multiplica la señal analógica del fotodiodo de avalancha de tipo PIN, que se encuentra multiplexada por código, por un código generado

por el generador de códigos ortogonales pseudoaleatorios hasta que obtiene una señal analógica. Esto es debido a que si la señal multiplexada por código se multiplica por un código que no es el que se ha empleado para su multiplexación el resultado es 0 ya que los códigos empleados son ortogonales entre sí. Una vez obtenida la señal analógica, esta
5 señal se transmite al circuito de procesamiento de señal.

La electrónica empleada en los ejemplos de realización anteriormente descritos es de alta velocidad de manera que el jitter intrínseco del enlace no supere el límite establecido por el resto de la electrónica, mientras que el retardo relativo del circuito de la lógica de Anger
10 puede ser solucionado.

En los ejemplos de realización de la presente invención descritos en esta sección se describe un sistema de detección de radiación gamma según la presente invención. En un ejemplo particular, el sistema de detección de radiación gamma comprende al menos dos
15 detectores de radiación gamma (2) siendo aplicable este sistema para tomografía por emisión de positrones (PET). Ventajosamente, gracias a las características técnicas de la presente invención, este sistema de detección de radiación gamma se puede incluir en un sistema de resonancia magnética, en el que los detectores de radiación gamma (2) y el al menos un transmisor óptico inalámbrico (2) se encuentran en el núcleo del sistema de
20 resonancia magnética y el menos un receptor óptico inalámbrico (3) y la estación base (4) se encuentra a una distancia del sistema de resonancia magnética.

En la tomografía PET se emplea un radiotrazador que comprende una molécula biológica (por ejemplo, glucosa) unida a un isótopo radiactivo, por ejemplo ^{18}F . Como un isótopo
25 radiactivo tiene una tasa de desintegración determinada, durante un tiempo determinado el radiotrazador emite un positrón (también denominado emisión β^+). El tiempo o tasa de desintegración depende del tipo de isótopo radiactivo empleado.

Una vez el radiotrazador se inserta en un sujeto bajo estudio, los positrones β^+ emitidos por dicho radiotrazador se desintegran al interactuar con electrones que se encuentran en las
30 moléculas circundantes. La colisión de un positrón y un electrón provoca la aniquilación de ambos y la generación de dos fotones de radiación gamma, emitidos en sentidos opuestos y que tienen una energía de 511 KeV. Al menos dos detectores de radiación gamma detectan ambos fotones de radiación gamma. Dichos detectores tienen la suficiente resolución
35 temporal para detectar que se han originado ambos fotones de radiación gamma, y dichos detectores también tienen la suficiente resolución espacial para detectar el lugar en el

espacio donde se originan ambos fotones de radiación gamma. En consecuencia, un tomógrafo PET, a través de la detección de una pluralidad de eventos, puede reconstruir donde se está depositando dicho radiotrazador en el sujeto bajo estudio, obteniendo una información muy valiosa de los lugares donde puede existir un tumor cancerígeno o donde se produce una activación de zonas cerebrales específicas.

Sistema de resonancia magnética con el sistema de detección de radiación de la presente invención

10 La figura 8 muestra esquemáticamente un sistema de una resonancia magnética (24) que incluye un sistema de detección de radiación gamma según la presente invención. En esta realización el sistema de detección de radiación gamma incluye un enlace óptico inalámbrico como el representado en la figura 5. En la figura 9, se muestra un resultado experimental obtenido con dicha resonancia magnética (24).

15 En la parte izquierda de la figura 9, se muestra un resultado experimental de una señal analógica detectada, en este caso un pulso de centelleado, por el detector de radiación gamma (1) y de una señal analógica recibida en la estación base (4), demostrando que el enlace óptico de inalámbrico no modifica la señal analógica recogida en el detector de radiación (1).

20 En la parte derecha de la figura 9, se muestra un resultado experimental de una señal analógica multiplexada en el tiempo. En este caso se demuestra cómo se multiplexan en el tiempo los cuatro canales (23) de salida en banda base del circuito de la figura 7, proporcionando la información necesaria para realizar la reconstrucción de la imagen PET (25) como se puede apreciar en la figura 8.

El sistema de detección de radiación gamma incluido en el sistema de resonancia magnética funciona de la siguiente manera:

30 Un fotón de radiación gamma, generado de la aniquilación de un electrón y un positrón o evento, es recibido en el centelleador pixelado (1.1) de cristales LYSO, dicho centelleador transforma la energía de dicho fotón de radiación gamma en una pluralidad de fotones de radiación en el espectro visible en el que dichos fotones de menor energía en la banda del espectro de la luz visible. Posteriormente los fotones de radiación en el espectro visible viajan al fotomultiplicador de silicio (1.2), que está acoplado ópticamente al centelleador

pixelado (1.1) de cristales LYSO.

El fotomultiplicador de silicio (1.2) comprende dieciséis fotodetectores dispuestos en una matriz de cuatro por cuatro. La salida de los dieciséis fotodetectores se conectan con las 5 entradas (21) de la red de resistencias de la figura 7. Las salidas del fotomultiplicador están conectadas de tal forma que la información de la posición transversal del evento está codificada en los cuatro canales (23) de salida en banda base de la red de resistencias y la suma de dichos canales (23) de salida proporcional la energía del fotón de radiación gamma inicial.

10

Posteriormente, los cuatro canales (23) de salida se multiplexan en el tiempo como en el ejemplo de la figura 5, dando una señal analógica multiplexada en el tiempo, en particular un tren de impulsos como el mostrado en la parte derecha de la figura 9. A continuación el tren de impulsos es transmitido forma óptica e inalámbrica por el enlace inalámbrico descrito 15 anteriormente en el ejemplo de realización de figura 5 y en el ejemplo de realización de la estación base (4) referido al ejemplo de realización de figura 5. El sistema de detección de radiación gamma para imagen médica con comunicación óptica inalámbrica está configurado para repetir hasta un máximo de un millón de transmisiones de eventos por segundo sin comprometer la calidad de los datos obtenidos.

20

De la misma forma el otro fotón de radiación gamma generado en el evento realiza el mismo camino de forma opuesta y es recibido por otro detector transmitiéndose de la misma forma a la estación base (4) como se ha comentado en los párrafos anteriores.

25

Una vez recibida la información de ambos detectores, el módulo de reconstrucción de imagen de la estación base (4), como el que se puede encontrar en cualquier tomógrafo PET del estado de la técnica, genera una imagen PET (25).

30

Gracias al sistema de detección de radiación gamma según la invención, una imagen PET (25) puede ser obtenida a la vez que se adquiere una imagen de tipo MRI, resolviendo los problemas descritos en el estado del arte.

el que la estación base (4) comprende un circuito de procesamiento de señal configurado para realizar un procesamiento digital de la al menos una señal analógica recibida del al menos un receptor óptico inalámbrico (3), y

- 5 – un aislamiento electromagnético en forma de jaula de Faraday configurado para aislar el al menos un detector de radiación gamma (1) y el al menos un transmisor óptico inalámbrico (2) de emisiones electromagnéticas.

10 2.- Sistema de detección de radiación gamma según la reivindicación 1, en el que el cristal centelleador (1.1) comprende al menos un cristal seleccionado de entre: orto-silicato de gadolinio y cerio, orto-silicato de lutecio y cerio , orto-silicato de lutecio-itrio y cerio, $Gd_3(Al,Ga)_5O_{12}:Ce$, GAGG:Ce, ioduro de sodio dopado, ioduro de cesio, germanato de bismuto, fluoruro de bario , fluoruro de calcio dopado con europio, sulfuro de zinc dopado con plata , wolframato de calcio , wolframato de cadmio , granate de ytrio y aluminio dopado
15 con cerio , cloruro de lantano dopado con cerio y bromuro de lantano dopado con cerio.

20 3.- Sistema de detección de radiación gamma según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el al menos un detector de fotones (1.2) comprende un fotomultiplicador de silicio (1.2).

25 4.- Sistema de detección de radiación gamma según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el dispositivo de procesamiento analógico de señal (1.3) comprende una red pasiva de resistencias.

30 5.- Sistema de detección de radiación gamma según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el dispositivo de procesamiento analógico de señal (1.3) comprende una red de amplificadores.

35 6.- Sistema de detección de radiación gamma según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el al menos un transmisor óptico inalámbrico (2) comprende un diodo Láser de emisión superficial con cavidad vertical (6, 6.1, 6.2, 6.3).

 7.- Sistema de detección de radiación gamma según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en el que el al menos un transmisor óptico inalámbrico (2) comprende un diodo LED.

8.- Sistema de detección de radiación gamma según cualquiera de las reivindicaciones anteriores en el que el al menos un transmisor óptico inalámbrico (2) comprende una primera colimadora (7, 7.1, 7.2, 7.3).

5 9.- Sistema de detección de radiación gamma según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el al menos un transmisor óptico inalámbrico (2) comprende al menos un oscilador local (11), al menos un mezclador (12) y un combinador de señales (13),

10 en el que el al menos un transmisor óptico inalámbrico (2) está configurado para modular, en el al menos un mezclador (12), la al menos una señal analógica en banda base a una señal analógica en frecuencia intermedia determinada por cada oscilador local (11), obteniendo una señal analógica modulada por cada oscilador local (11) y

15 en el que el combinador de señales (13) está configurado para mezclar las señales analógicas moduladas por cada oscilador local (11) obteniendo así una señal analógica multiplexada en frecuencia, siendo dicha señal analógica multiplexada en frecuencia la señal analógica que transforma el al menos un transmisor óptico inalámbrico (2) en la señal óptica.

20 10.- Sistema de detección de radiación gamma según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, en el que el al menos un transmisor óptico inalámbrico (2) comprende adicionalmente al menos una línea de retardo analógico (14) y un sumador de señales (15),

25 en el que cada línea de retardo analógico (14) está configurada para introducir un retardo analógico a la al menos una señal analógica en frecuencia base, obteniendo una señal retardada, y

30 en el que el sumador de señales (15) está configurado para sumar cada señal retardada por cada línea de retardo analógico (14) obteniendo así una señal analógica modulada en el tiempo, siendo dicha señal analógica multiplexada en el tiempo la señal analógica que transforma el al menos un transmisor óptico inalámbrico (2) en la señal óptica.

35 11.- Sistema de detección de radiación gamma según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, en el que el al menos un transmisor óptico inalámbrico (2) comprende un generador de códigos ortogonales pseudoaleatorios (16) y un mezclador (17),

en el que el mezclador (17) está configurado para multiplicar al menos un código ortogonal

pseudoaleatorio con la al menos una señal analógica en frecuencia base en relación uno a uno, obteniendo así una señal analógica multiplexada en código, siendo dicha señal analógica multiplexada en el tiempo la señal analógica que transforma a el al menos un transmisor óptico inalámbrico (2) en la señal óptica.

5

12.- Sistema de detección de radiación gamma según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el al menos un receptor óptico inalámbrico (3) comprende un fotodiodo de avalancha (9, 9.1, 9.2, 9.3) o un fotodiodo PIN con un amplificador de transimpedancia.

10

13.- Sistema de detección de radiación gamma según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el al menos un receptor óptico inalámbrico (3) comprende una segunda lente colimadora (8, 8.1, 8.2, 8.3).

15

14.- Sistema de detección de radiación gamma según cualquiera de las reivindicaciones anteriores cuando el al menos un transmisor óptico inalámbrico (2) es un transmisor óptico inalámbrico (2) según la reivindicación 9, la estación base (4) comprende adicionalmente un filtro paso banda, al menos un oscilador local (11) y al menos un mezclador (12),

20

en el que la estación base (4) está configurada para demodular, en el al menos un mezclador la al menos una señal analógica multiplexada en frecuencia usando la frecuencia intermedia determinada por cada oscilador local, obteniendo una señal analógica en frecuencia base.

25

15.- Sistema de detección de radiación gamma según cualquiera de las reivindicaciones anteriores cuando el al menos un transmisor óptico inalámbrico (2) es un transmisor óptico inalámbrico (2) según la reivindicación 11, la estación base (4) comprende adicionalmente al menos un generador de códigos ortogonales (16) y un mezclador (17),

30

en el que el mezclador (17) está configurado para multiplicar al menos un código ortogonal generado por el al menos un generador de códigos ortogonales (16) con la al menos una señal analógica multiplexada en código, obteniendo una señal analógica en frecuencia base.

35

16.- Sistema de detección de radiación gamma según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde el circuito de procesamiento de señal comprende al menos un conversor analógico digital (ADC).

17.- Sistema de detección de radiación gamma según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, donde el circuito de procesamiento de señal comprende un comparador integrado configurado para proporcionar una señal digital cuando la señal del al menos un detector de fotones (1.2) está por encima de un umbral de amplitud.

5

18.- Sistema de detección de radiación gamma según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende un transmisor óptico inalámbrico y un receptor óptico inalámbrico adicional conectado al al menos un detector de radiación gamma (1),

10 en el que dichos transmisor óptico inalámbrico y un receptor óptico inalámbrico adicionales están configurados para suministrar corriente analógica al al menos un detector de radiación gamma (1).

19.- Sistema de detección de radiación gamma según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende un transmisor óptico inalámbrico y un receptor óptico inalámbrico adicional conectado al al menos un detector de radiación gamma (1),

15

en el que dichos transmisor óptico inalámbrico y un receptor óptico inalámbrico adicionales están configurados para controlar el al menos un detector de radiación gamma (1).

20.- Sistema de resonancia magnética que comprende un sistema de detección de radiación gamma según cualquiera de las reivindicaciones anteriores.

20

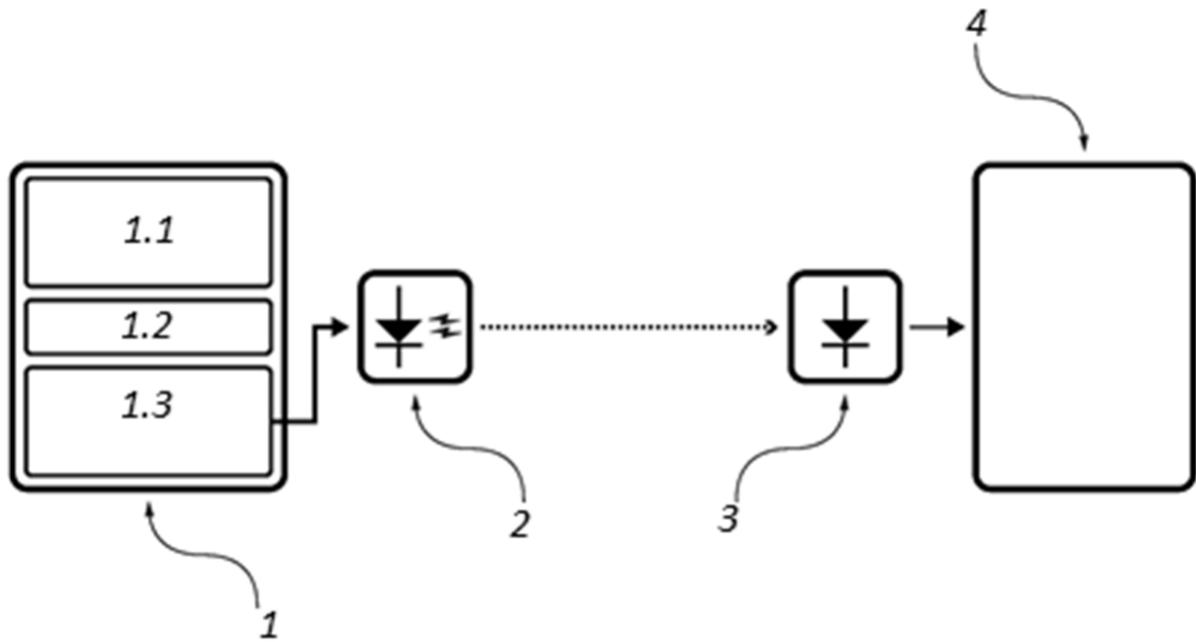


FIG. 1

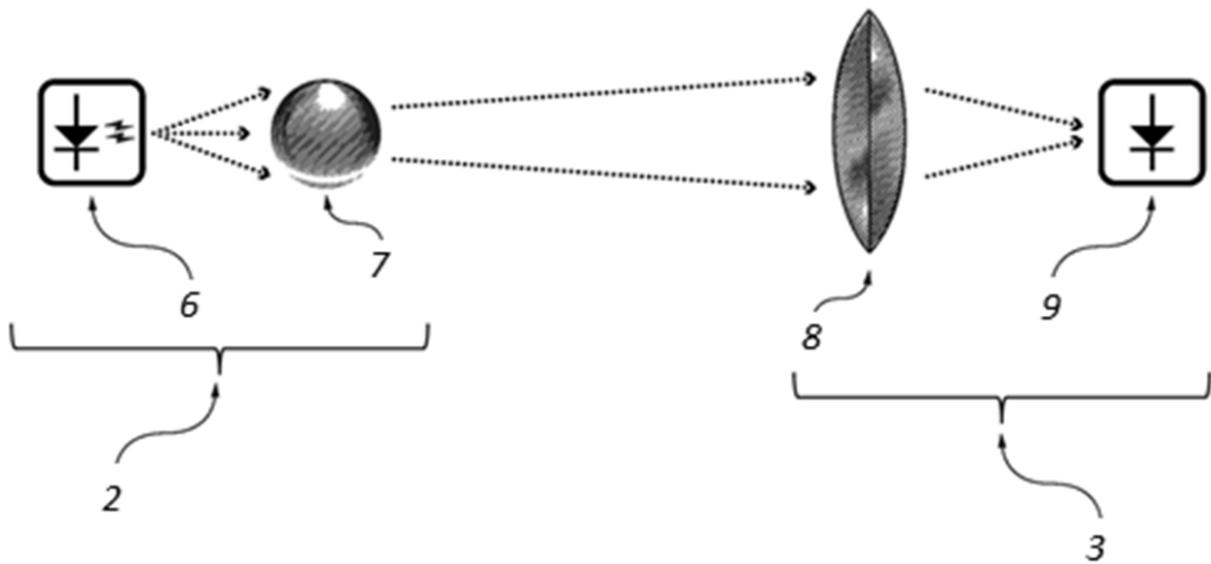
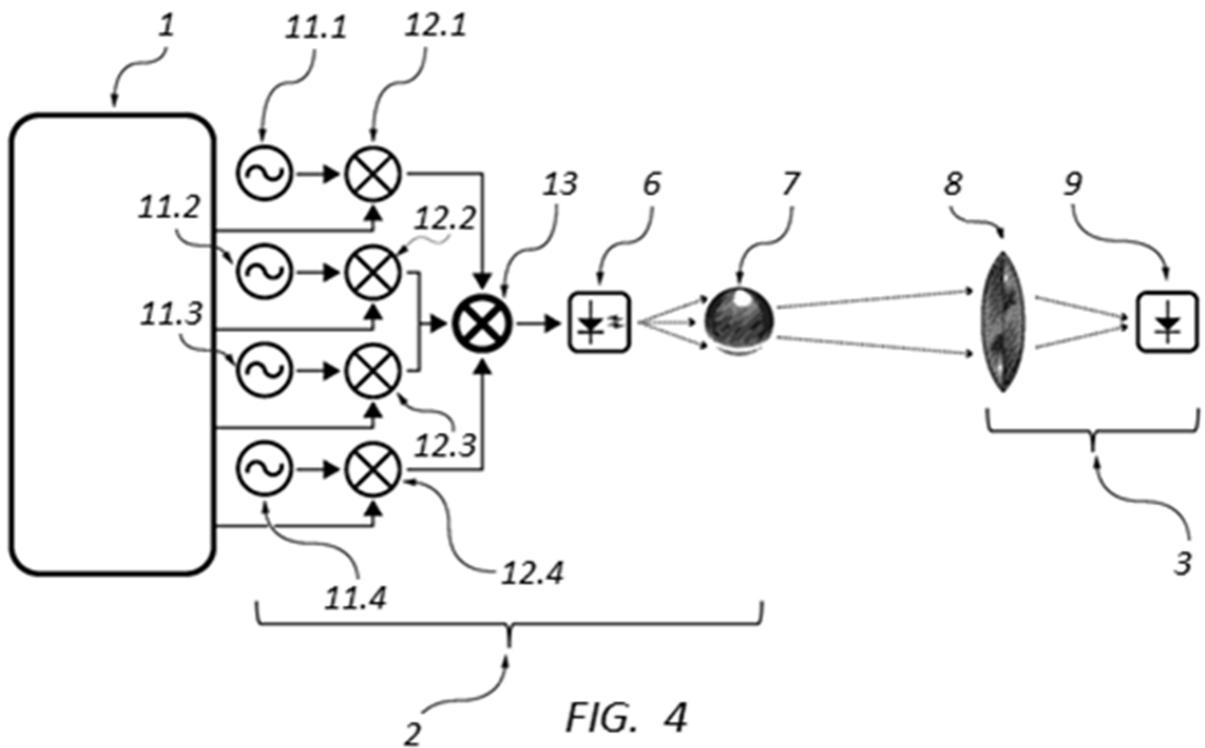
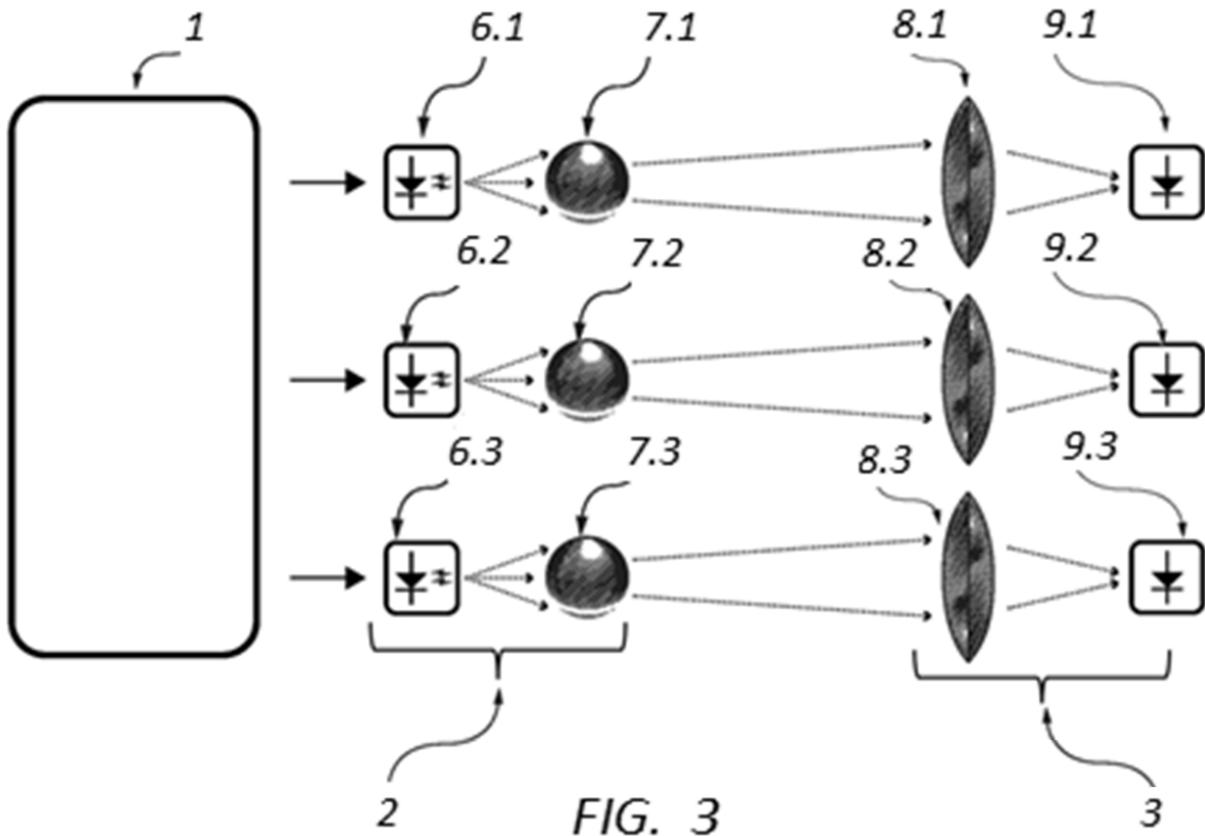
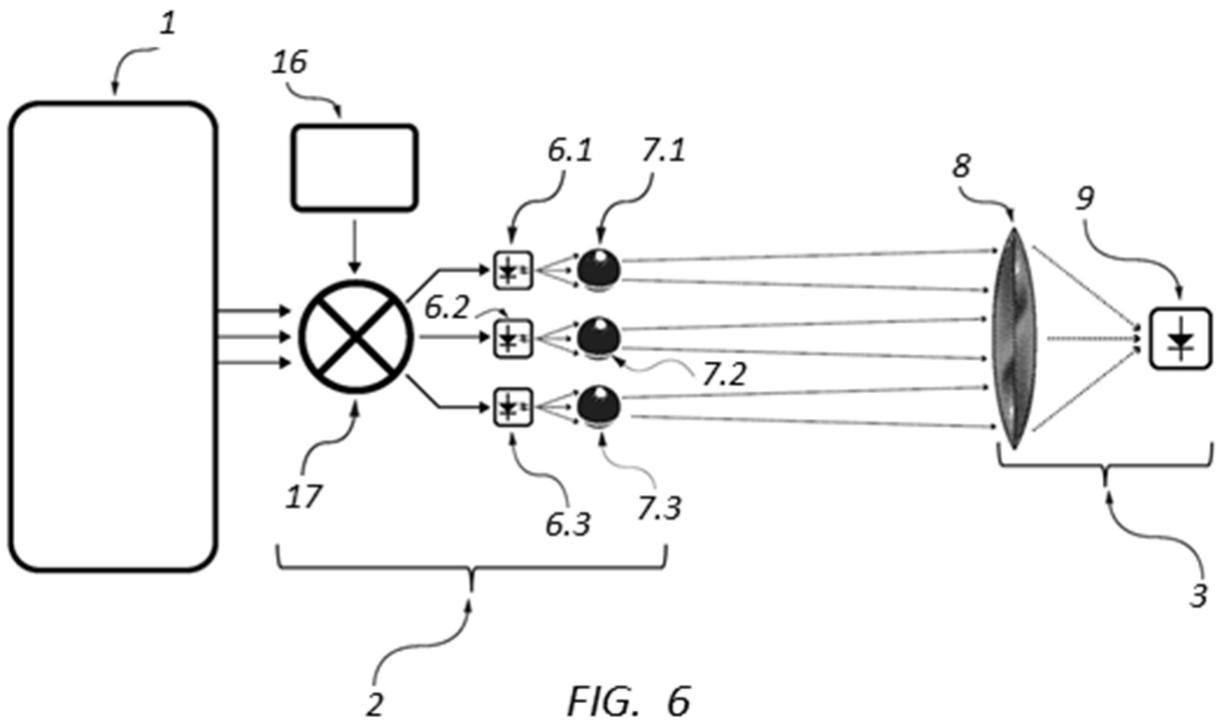
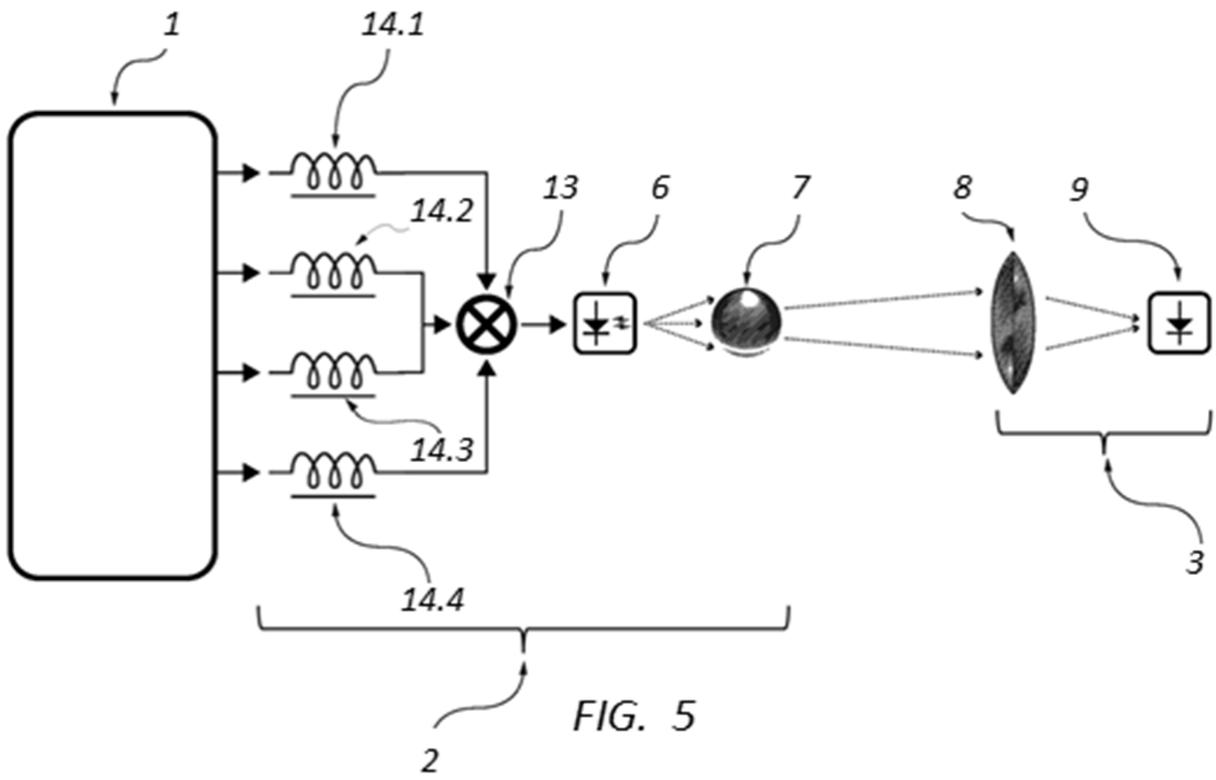


FIG. 2





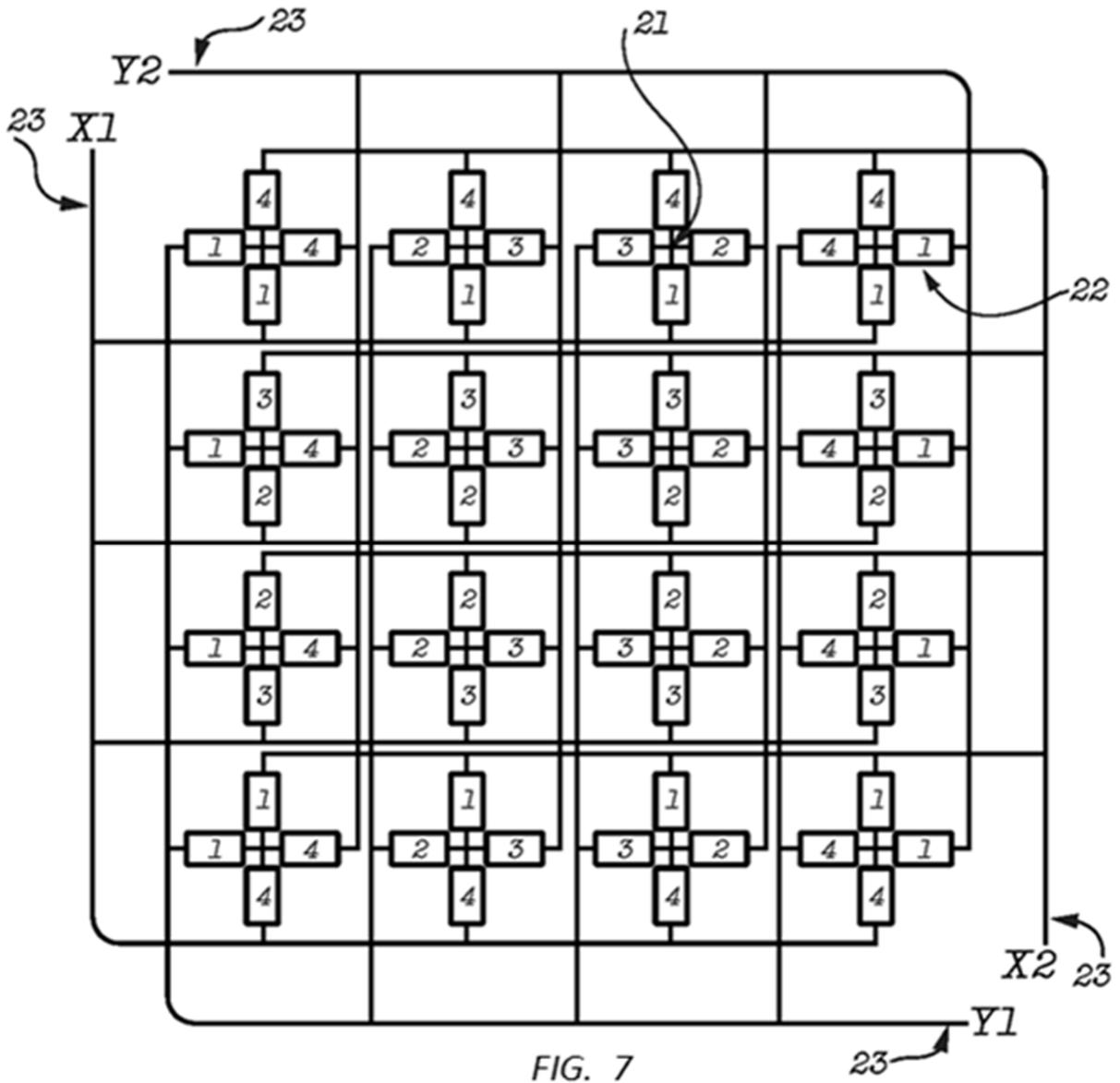


FIG. 7

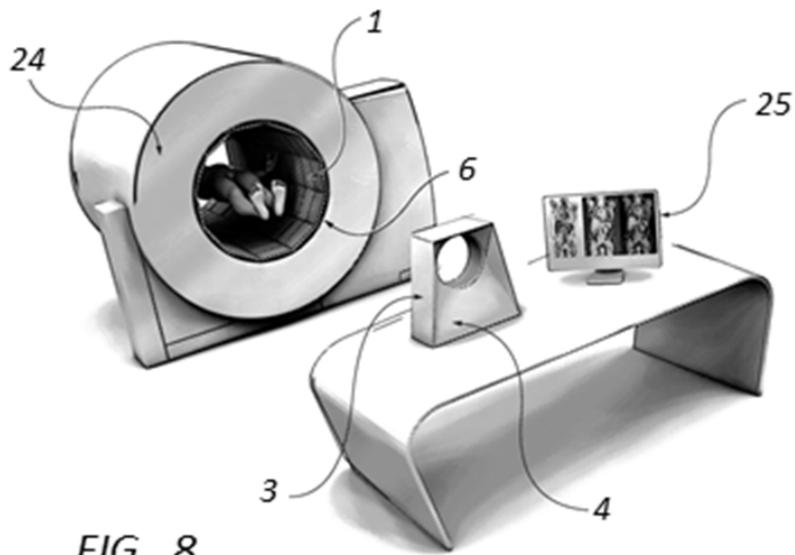


FIG. 8

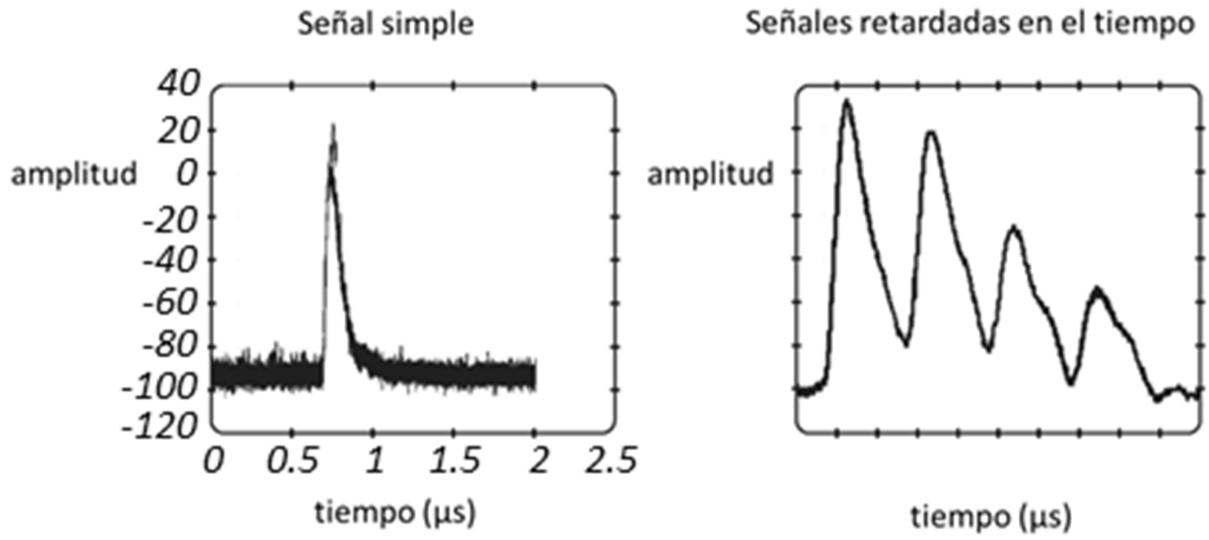


FIG. 9