



REPÚBLICA ARGENTINA  
PODER EJECUTIVO NACIONAL  
MINISTERIO DE INDUSTRIA  
SECRETARIA DE INDUSTRIA Y COMERCIO  
INSTITUTO NACIONAL de la PROPIEDAD INDUSTRIAL

## TÍTULO DE PATENTE DE INVENCION

AR084171B1

LA ADMINISTRACION NACIONAL DE PATENTES, CONFORME LO RESUELTO EN EL EXPEDIENTE RESPECTIVO Y EN VIRTUD DE LO DISPUESTO POR LA LEY 24.481 (T.O.1996), Y SU DECRETO REGLAMENTARIO (DECRETO 260/96, ANEXO II), EXTIENDE EN NOMBRE DE LA NACION ARGENTINA EL PRESENTE TITULO A COMISION NACIONAL DE ENERGIA ATOMICA (CNEA)

QUE ACREDITA LA CONCESION DE PATENTE DE INVENCION SOBRE:DISPOSITIVO ELECTRÓNICO PARA EL ANÁLISIS DE PULSOS NUCLEARES.

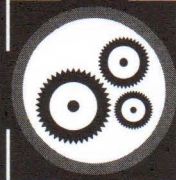
CUYA DOCUMENTACION ANEXA ES COPIA FIEL DE LA DEPOSITADA EN EL INSTITUTO NACIONAL DE LA PROPIEDAD INDUSTRIAL CONFORME A LO ESTABLECIDO EN EL ART. 35 DE LA LEY 24.481 (DECRETO 260/96 - ANEXO I), EL TERMINO POR EL QUE SE ACUERDA LA PATENTE ES POR VEINTE AÑOS IMPRORROGABLES CONTADOS A PARTIR DE LA PRESENTACION DE LA SOLICITUD, POR LO CUAL EXPIRARA EL DIA:  
6 DE DICIEMBRE DE 2031

BUENOS AIRES, 20 DE OCTUBRE DE 2014



DR. EDUARDO ARIAS  
COMISARIO  
ADMINISTRACION NACIONAL DE PATENTES

INSTITUTO NACIONAL DE LA PROPIEDAD INDUSTRIAL  
ARGENTINA



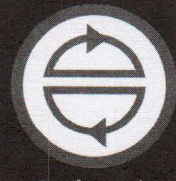
Patentes de Invención  
Modelos de Utilidad



Marcas



Modelos y Diseños  
Industriales



Transferencia de  
Tecnología



Información  
Tecnológica



# **Memoria Descriptiva de la Patente de Invención**

denominada

**"DISPOSITIVO ELECTRÓNICO PARA EL ANÁLISIS  
DE PULSOS NUCLEARES"**

Solicitada por

Comisión Nacional de Energía Atómica (CNEA), residente en  
Av. del Libertador 8250, Capital Federal, República Argentina.

Inventores: Claudio Verrastro

Daniel Estryk

Esteban Veinalgo

Martín Belzunce

Juan Alarcón

Agusto Carimatto

Lucio Martínez Garbino

Elias da Ponte

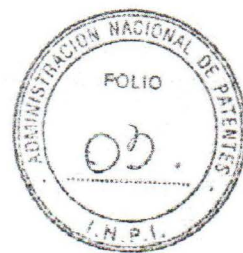
Por el plazo de 20 años



La presente invención trata de un dispositivo electrónico para el análisis de pulsos nucleares utilizado en medicina nuclear, en particular con los sistemas de tomografía por emisión de positrones, pero se puede extender a Cámara Gamma, Tomografía SPECT (Single Photon Emission Comuted Tomography), tomografía gamma de materiales para ensayos no destructivos y en general para diagnóstico por imágenes de rayos gamma.

La tomografía por emisión de positrones o PET (por las siglas en inglés de Positron Emission Tomography), es una técnica de imágenes utilizada en medicina nuclear que permite evaluar el metabolismo celular por métodos no invasivos, se puede utilizar en la detección de enfermedades cardíacas, neurológicas, detección de Cáncer, etc. También se usa en farmacología para desarrollo de nuevos medicamentos.

Un sistema PET se trata de una técnica de diagnóstico e investigación "in vivo" para medir la actividad metabólica del cuerpo humano produciendo una imagen tridimensional. Un sistema PET detecta un par de rayos gamma generados como producto de la aniquilación electrón-positrón emitido por un radio fármaco de vida media corta administrado a través de una inyección intravenosa. Se utilizan distintos tipos de radio fármacos, dependiendo del tipo de estudio a realizar. Luego de transcurrido el tiempo suficiente para que el radio fármaco se distribuya y se concentre en los tejidos predeterminados, el paciente es escaneado para detectar los lugares donde se ha concentrado. La imagen se obtiene gracias a que los detectores del sistema PET detectan los fotones de 511 KeV emitidos por el paciente, producto de la aniquilación entre un positrón emitido por el radio fármaco y un electrón del medio circundante. La aniquilación produce un par de fotones gamma que se propagan en direcciones casi opuestas ( $180^\circ \pm 0,23^\circ$  para el  $^{18}\text{F}$ ). Estos fotones gamma son detectados por los cristales centelladores dispuestos en anillo alrededor del paciente, que generan un destello de luz visible que a su vez es captado por los fotomultiplicadores (denominados



PMT por su denominación en inglés Photo Multiplier Tube) ubicados en la cara opuesta de los cristales.

El sistema PET basa su principio de funcionamiento en la coincidencia temporal de la detección de los fotones, es decir que, para que los fotones detectados formen una imagen deben llegar en pares al mismo tiempo (coincidencia en una ventana temporal del orden de nano segundos). Ese par de fotones es detectado en coincidencia en detectores opuestos y poseen una energía de 511 KeV determinando una dirección o Línea de Respuesta (denominada LOR, por las siglas en inglés Line Of Response). Los fotones que no cumplen con el valor de energía según un rango predeterminado son descartados para minimizar la detección de fotones que hayan sufrido apilamiento (fenómeno pile-up) o dispersiones energéticas en su trayecto (fenómeno scatter). Todos los fotones que no cumplan con estos requerimientos, serán ignorados por el sistema. Los puntos que conforman la imagen, serán calculados mediante técnicas de reconstrucción de imágenes a partir de las diversas LORs detectadas. Los fotones son convertidos a señales eléctricas por medio de los PMTs y esta información se somete posteriormente a un proceso de filtrado y reconstrucción por el cual se obtiene como resultado la imagen final del estudio PET.

Un inconveniente característico de los sistemas PET convencionales viene aparejado al tamaño de los detectores, ya que debido al costo elevado se limita su extensión, cuanto más angosto sean los detectores menor es el campo de visión (FOV por sus siglas en inglés) y por lo tanto serán necesarias más posiciones de camilla para explorar el cuerpo entero del paciente y formar una imagen de todo el paciente. Además cada una de estas posiciones debe ser superpuesta adecuadamente para obtener una cobertura homogénea del paciente apareciendo efectos de distorsión en los bordes de los detectores. El anillo detector formado por los cristales centelladores y los PMTs, en la mayoría de los sistemas PET convencionales no tiene una geometría cilíndrica, sino que se aproxima a dicha geometría formando un prisma mediante cristales planos, esta aproximación si



bien es buena, provoca la existencia de deformaciones en los puntos de la imagen provenientes de las LOR que pasan por la cercanía de los bordes donde se encuentran los cristales que forma en prisma, generándose zonas muertas y donde se hace necesaria la interpolación de datos para evitar artefactos de reconstrucción en la imagen. Por lo antes mencionado una problemática característica de los sistemas PET convencionales es que la resolución espacial de la imagen decae significativamente hacia la periferia del campo de visión (FOV). El ensanchamiento no simétrico de los puntos calientes (con más concentración de actividad), es el resultado de la asignación de eventos de interacción detectados con una LOR equivocada. Una de las técnicas para mejorar la resolución de la imagen periférica, es determinar con precisión la profundidad a la que ocurrió la interacción del fotón dentro del cristal centellador. Es posible corregir la posición de la interacción y conseguir una mejor resolución en todo el campo de visión (FOV), si el sistema PET provee información respecto a la profundidad de interacción (DOI por sus siglas del inglés). Existen desarrollados algunos métodos para la obtención de la información DOI, para lo cual se utilizan detectores especiales para determinar la LOR como la Patente Americana US 6528793, sin embargo los sistemas PET convencionales no proveen información de utilidad al respecto. Una ventaja de la invención es que determina la DOI por medio de los mismos detectores, utilizando algoritmos no lineales como las redes neuronales artificiales, del mismo modo que los métodos tradicionales realizan la determinación de la posición xy en los cristales continuos. El desarrollo de la invención introduce mejoras al respecto aumentando la resolución de las imágenes porque adquiere los datos en forma helicoidal eliminando las zonas muertas entre los detectores, midiendo entre pixeles, uniformizando la ganancia espacial, utilizando información del movimiento del paciente y utilizando información del contorno (tamaño) del paciente.

La optimización del uso del hardware es otra de las ventajas de la invención reduciendo el ancho de banda de los datos entre cada etapa de procesamiento.



Uno de los ejemplos lo encontramos en que presenta un digitalizador (ADC por su denominación en inglés Analog to Digital Converter) por fotomultiplicador, que trabaja en modo libre, pero todos los ADC del equipo están sincronizados con el mismo reloj (por ejemplo 80MHz), de este modo los pulsos son procesados por todos los Procesadores de Pulsos (PP) en paralelo, cada PP almacena la información de cada pulso en un registro temporario que es capaz de almacenar la información de varios pulsos (buffer desrandomizador) cuya función es regular la velocidad del flujo de datos a una velocidad media constante, no ocupa lugar físico y es parte de los PP; como antecedente a lo antes mencionado, la Patente Americana US 7667204 para realizar la misma tarea utiliza memorias analógicas de hardware, una por detector, y también requiere de una unidad de coincidencia de hardware que trabaja en forma analógica con lo cual hay un doble procesamiento de las señales, uno para coincidencia y otro para energía y posición. Otro ejemplo dentro de los antecedentes de la optimización de hardware del desarrollo de la invención lo encontramos en la Patente Americana US 6376841 que agrega hardware para las funciones de discriminadores de fracción constante (CFD por su denominación en inglés Constant Fraction Discriminator) que disminuye el tiempo muerto de todo el detector y donde la conformación de cada una de las zonas son fijas y determinadas a priori por el hardware; sin embargo la invención realiza la misma función sin agregar hardware, y además en forma más flexible y eficiente ya que las zonas no están localizadas en forma fija sino que se arman alrededor de cada destello, utilizando un CFD en forma digital por medio de un algoritmo en el PP y la determinación de zonas o clusters de fotomultiplicadores alcanzados por un destello es un algoritmo que corre en el Procesador Gamma (PG), este agrupamiento de fotomultiplicadores permite procesar varios destellos en forma simultánea.

El dispositivo electrónico de la invención hace foco en la capacidad de procesamiento distribuida por capas de manera que no introduce tiempo muerto adicional al intrínseco del detector, por lo que cada etapa realiza todo el

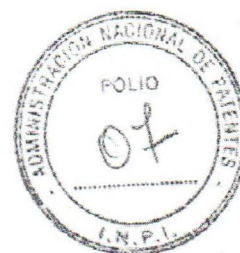


procesamiento requerido a su nivel, la eficiencia de detección aumenta, ya que se transmite a las capas superiores solo la información necesaria para la determinación de las LORs, y se evita el inconveniente del cableado que permite el giro completo del pórtico que contiene los cabezales detectores denominado gantry, pórtico rotatorio, siendo esta última una de las ventajas que ofrece el procesamiento distribuido de los cabezales detectores.

El procesamiento distribuido por capas del desarrollo de la invención permite reducir el ancho de banda requerido a nivel de los PMTs (alrededor por ejemplo de 120 Giga bits por segundo) y el ancho de banda para transmitir las LORs a la estación de reconstrucción (por ejemplo de 10 Mega bits por segundo en más de 10 mil veces) permitiendo que estos datos sean transmitidos en forma inalámbrica a la estación de reconstrucción.

El sistema de adquisición de datos está formado por 3 capas de procesamiento distribuido. En el caso de una configuración anular, el pórtico soporta a los cabezales detectores (CD). Cada uno de los CD está compuesto por un cristal de centelleo continuo de dimensiones adecuadas para formar anillo donde se introduce al paciente y cada cristal esta acoplado a PMTs que detectan los destellos además en el CD se alojan las dos primeras capas de procesamiento que son el PP y el PG. La electrónica asociada al PP está montada en la base de cada PMT y en una segunda etapa el PG interconecta todos los PP de cada CD. Por último, el Procesador de Coincidencias (PCoin) colecta los datos de los CD y realiza la colimación electrónica y la determinación de las LORs.

El desarrollo electrónico de la invención totalmente digital con capacidad de procesamiento distribuido, permite la aplicación de algoritmos avanzados. Los pulsos luminosos captados por cada PMT son digitalizados por un conversor analógico digital (ADC) en funcionamiento libre (por ejemplo 80Msps), una primera capa de procesamiento de datos calcula la luz recogida y la marca temporal para realizar coincidencia; una segunda capa de procesamiento aplica una ventana de energía, determina las coordenadas planares (xy), y el DOI; una tercera capa



realiza la colimación electrónica y calcula las coordenadas espaciales de la Línea de Respuesta (LOR), esta información es transmitida en forma inalámbrica al servidor de reconstrucción tomográfica. Esta arquitectura permite reducir la tasa de transferencia de datos entre las capas y amplía la capacidad de procesamiento de eventos individuales. Al procesarse un evento mientras se adquiere el siguiente en cada uno de los canales paralelos, la electrónica no introduce tiempo muerto adicional al determinado por el cristal de centelleo.

El PG no solo determina la posición xy del destello en el plano del detector sino que también determina la profundidad de interacción DOI utilizando la misma información del grupo de fotomultiplicadores alcanzados por el destello o cluster, utilizando un algoritmo no lineal como por ejemplo una red neuronal artificial para el posicionamiento espacial con el cual es posible determinar la posición del destello en la coordenada X, en la coordenada Y y en la coordenada de profundidad DOI. El PG también genera una marca temporal de ocurrencia del destello realizando un promedio ponderado de los tiempos de arribo de los destellos parciales captados por cada fotomultiplicador del cluster. Esto le permite al procesador de coincidencias (PCoin) realizar la colimación electrónica y la determinación espacial de las LORs. Este método permite la eliminación de todos los mecanismos de hardware para el sincronismo en la detección de los destellos utilizados en otros equipos.

Otro aspecto novedoso del dispositivo electrónico es el sistema de extracción de calor de los cabezales detectores. Al estar incorporada toda la electrónica de detección en el interior de los cabezales detectores del equipo, convirtiéndolos en una cámara gamma completa, la disipación de potencia en el interior del cabezal es mayor y tanto el cristal centellador como los fotomultiplicadores y los amplificadores electrónicos son sensibles a la temperatura de operación. Como además se requiere que el cabezal sea totalmente hermético a la luz y al polvo, los cabezales se sellan completamente; como un desarrollo novedoso de la invención se recurre entonces a una batería de



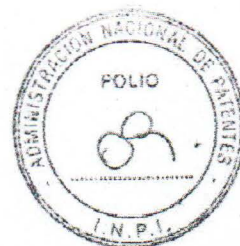
disipadores térmicos aleteados con circulación forzada tanto en el interior como en el exterior para la evacuación del calor del interno que es captado por las aletas internas del disipador y es transportado al exterior y disipado por las aletas externas.

A fin de una mejor comprensión de la invención y mayor entendimiento de las ventajas comentadas, se realiza a continuación la descripción detallada de un ejemplo preferido de realización del dispositivo electrónico para el análisis de pulsos nucleares, de la presente invención, en base a los dibujos adjuntos, en los cuales a iguales números de referencia corresponden iguales o equivalentes elementos constitutivos:

La Figura 1 presenta la arquitectura de la electrónica del dispositivo electrónico para el análisis de pulsos nucleares de la invención, donde se observa: Cristal Centellador (1), Fotomultiplicador (2), Procesadores de Pulsos (3), Bus de configuración (4), Bus de calibración (5), Reloj de Cabezal (6), Procesadores Gamma (7), Procesador de Coincidencias (8), Computadora de Configuración y Calibración (9), Computadora de Reconstrucción (10), Computadora de Diagnóstico (11), Bus de Datos entre los Procesadores de Pulsos y el Procesador Gamma (12), Señales de Reloj para el sincronismo de los Procesadores de Pulsos (3) y los Procesadores Gamma (13), Bus de Datos (14) inalámbrico entre el Procesador de Coincidencias, la computadora de reconstrucción y la computadora de diagnóstico, Bus de datos (15) entre los Procesadores Gamma y el Procesador de Coincidencias.

En la Figura 2 se observa el procesador de pulsos acoplado sobre el fotomultiplicador (2). El procesador de pulsos está conformado por: ADC y procesador digital (dispositivo tipo arreglo lógico programable FPGA) (16), Preamplificador y conformador de pulsos (17), Fuente de alimentación (18), Placa de polarización y control de ganancia (19).

La Figura 3 muestra el cabezal detector (22) que forma parte del dispositivo de la invención, que contiene un cristal de centelleo (1) y a los fotomultiplicadores



(2). Se observa el Procesador de Pulsos (3), el Procesador Gamma (7), la Fuente de Alta Tensión (20), el reloj principal (6) y conector que permite que la unidad sea conectada o desconectada de manera independiente al resto del equipo (21).

La Figura 4 muestra la arquitectura de la electrónica del dispositivo electrónico para el análisis de pulsos nucleares de la invención donde se observan 6 cabezales detectores (22), ubicados en un equipo de medicina nuclear, con un procesador de coincidencias (8) que incluye un transmisor de datos inalámbricos (22) y la antena para la transmisión de datos en forma inalámbrica (23).

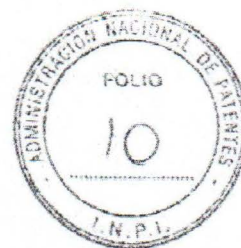
La Figura 5 presenta el corte de la arquitectura de la electrónica del cabezal detector (22), donde se observan los componentes del sistema de extracción de calor hermético: Ventiladores exteriores del cabezal (25), Disipadores de calor exteriores del cabezal (26), Disipadores interiores del cabezal (27), ventiladores interiores del cabezal (28) y tapa hermética a la luz, polvo y humedad (24).

Una descripción más detallada de la electrónica en el desarrollo de las tareas de las 3 capas de adquisición, son las que siguen a continuación:

El Procesador de Pulsos (PP) (3), que muestra la Figura 2, está formado por 4 placas acopladas en la base de cada PMT:

a) La placa polarización y control de ganancia digital (19) es responsable de la ecualización de la ganancia de los PMTs modulando la tensión entre dos dinodos sin alterar el tiempo de tránsito de los electrones permitiendo la determinación de coincidencias con buena precisión (por ejemplo menor a 5 nS). Este control permite alimentar a todos los fotomultiplicadores con una única fuente de alta tensión (20).

b) El preamplificador y conformador del pulso (17), toma la señal de salida del PMT (2) la amplifica y la conforma para adaptarla a las características del cristal centellador (por ejemplo el tiempo de respuesta) y a los niveles del conversor AD, además se restaura la línea de base para permitir tasas de conteo altas (por ejemplo 1 Mpp).



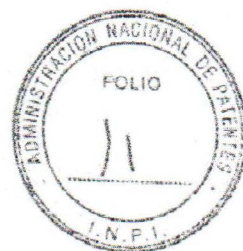
c) Fuente de alimentación (18) son reguladores de baja tensión, proveen todas las tensiones de alimentación regulada para cada una de las etapas del procesamiento a partir de la alimentación principal de 12V.

d) El ADC y procesador digital (dispositivo tipo arreglo lógico programable FPGA) (16), se encarga de la digitalización y procesamiento del pulso luminoso. Un digitalizador (por ejemplo un ADC de 10bits) muestrea la señal del preamplificador (17) en forma continua (por ejemplo a 80 MSPs). En esta placa se implementa el procesamiento que se describe a continuación:

Cada destello es representado por un pulso eléctrico que es muestreado por el ADC, varias muestras (por ejemplo 12) que cubren una ventana temporal acorde al tiempo de respuesta del detector (de por ejemplo 300 nS), son integradas, el máximo de la integral móvil de esas muestras se toma como el valor de la energía del pulso (EP), este evento genera una señal de sincronismo (SS) que se propaga en forma matricial al resto del cabezal. El PP también calcula la marca temporal (TI) de inicio del pulso (por ejemplo determina la intersección de la línea de base y el flanco ascendente del pulso).

Los valores (datos) EP y TS se almacenan en el registro temporal (RT) sincronizado por la SS. Este RT tiene suficiente capacidad para almacenar temporalmente los datos de los pulsos que aparecen en tiempo aleatorio y se transmiten hacia el PG (7) por medio de un bus de datos (12) a velocidad constante (superior a la velocidad media de arribo de los pulsos), según se observa en la Figura 1.

Al mismo tiempo el PP (3) realiza un espectro de energía en un analizador multicanal embebido (MCA por su denominación en inglés MultiChannel Analyser), estos datos se envían a la Computadora de Configuración y Calibración (9) por medio del bus de calibración (5), esta información se utiliza para calibrar la ganancia de los PMTs con la placa de polarización y control de ganancia (19).



Los procesos de determinación de EP, SS, TI y los dispositivos RT y el MCA se configuran sobre un dispositivo de hardware reprogramable (tipo Field Programmable Gate Array FPGA), de esta manera la configuración del PP se pueden actualizar con nuevos métodos de procesamiento por medio del bus de configuración (4).

Cada PMT (2) tiene acoplado un PP (3), por ejemplo un cristal de centelleo puede tener 48 PMTs, por lo tanto 288 PP y un PG alojados en un CD (Cabezal Detecto). Si consideramos 6 CD tenemos 288 PP, 6 PG y un PCoin que trabajan sincronizados por una señal de reloj (13) desde reloj principal (6).

Los tres buses de comunicación de los PP, que se observan en la Figura 1, son de tipo serie y se describen a continuación:

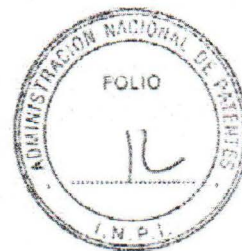
El Bus de Datos (BD) (12) serie usado para la transferencia de los datos de energía y marca temporal de los destellos hacia el PG. Los 48 PP acceden al PG en paralelo.

El Bus de Calibración (BCal) (5) serie, es empleado para la calibración de la ganancia, el ajuste del cero, el envío de datos del MCA y el diagnóstico de fallas. Los 48 PP de cada CD acceden a la computadora de configuración y calibración (9) por un único puerto serie.

El Bus de Configuración (BConf) (4) serie, se emplea en la reconfiguración de la FPGA de los 48 PP, la computadora de configuración y calibración (9) los accede por un único puerto serie.

El PP realiza, como describimos anteriormente, las siguientes tareas:

- i) Amplificación, control de Ganancia y Digitalización de la señal pulsos del PMT.
- ii) Compensación de la no linealidad diferencial (NDL) del ADC de ser necesario.



iii) Estimación de la energía (EP) y estimación del tiempo al inicio del pulso (TI).

iv) Almacenamiento de los datos con tiempo de arribo aleatorio, y descarga sincrónica de los datos a velocidad media por medio de un registro temporal (RT).

v) Transmisión al PG vía bus de datos (12).

vi) Realización simultánea de MCA de 256 canales y transmisión vía bus de calibración (5).

El procesador de pulsos (3) puede ser aplicado además, en espectrometría Gamma acoplado a distintos tipos de detectores como por ejemplo Germanio Hiperpuro (HPGe), Ioduro de Sodio activado con Talio (NaI(Tl)), Germanato de Bismuto (BGO), Telurio de Cadmio CdTe, etc. Sus aplicaciones pueden ser a escala laboratorio como también, por su pequeño tamaño y peso, se puede utilizar en aplicaciones portátiles como scintilómetros de mano, escáneres gamma para industria y espectrómetro gamma para prospección minera, sonda gamma para medicina, etc.

El Procesador Gamma (PG) (7), que se observa en la Figura 3, consiste en una placa de FPGA que recibe los datos de los 48 PP por medio de 48 puertos serie que se conectan a cada uno de los BD (12) de los PP, los datos provenientes de los 48 PP se reciben en forma sincrónica y simultánea. El PG aplica los coeficientes de normalización fina de ganancia y la ventana de energía, realiza cálculos de centroide individualizando al PMTs cuyo valor de EP mayor que el de sus vecinos para formar un cluster de nxn (por ejemplo 3x3) PMTs centrado en el PMT con máximo EP, con esta información se realiza la localización planar (x,y), se calcula la profundidad de interacción (DOI), y la marca temporal (TS). El PG puede procesar hasta tres destellos simultáneamente. Los datos X, Y, DOI y TS se ordenan por la marca temporal y se envían al procesador de coincidencias por medio de un bus serie (BCoin) (15).



El cristal de centelleo (1), los fotomultiplicadores (PMTs) (2), los Procesadores de Pulso (PP) (3) y el Procesador Gamma (PG) (7) con sus circuitos asociados conforman un Cabezal Detector (CD), ), que muestra la Figura 2, que es capaz de formar imágenes de la distribución de rayos gamma que atraviesan o emite un objeto, y que puede ser empleado para el diagnóstico por imágenes en aplicaciones medicas como Cámara Gamma o SPECT. También puede aplicarse en ensayos de materiales no destructivo como la tomografía de hormigones, caracterización de residuos radioactivos como gamma escáner tomográfico, etc.

El Procesador de Coincidencias (PCoin) (8) recibe los datos de los destellos de los seis detectores desde cada uno de sus procesadores gamma por medio del BCoin (15), arma 6 listas del tipo FIFO (first in first out), una por cada PG. Estas listas contienen la información de posición y marca temporal de los destellos detectados por cada PG y están ordenadas por marca temporal. El PCoin toma el destello más antiguo de todas las listas (DA) y busca en otras 5 listas el siguiente más antiguo (DB), si la diferencia cae dentro de la ventana temporal (Colimación Electrónica) DA y DB se remueven de la lista y se computa la posición de las líneas de respuesta (LORs) en coordenadas espaciales absolutas, en base a la localización relativa de los DA y DB y a las referencias absolutas de giro del pórtico y avance de la camilla. Aquellos destellos en que se cumple que DA y DB no están en la ventana temporal se descarta DA y se reitera el proceso hasta que las listas estén vacías. Las LORs así calculadas se envían la computadora de Reconstrucción Tomográfica (10) por medio del bus inalámbrico (14).

El sistema de extracción de calor de los cabezales detectores. Presenta una batería de disipadores térmicos aleteados con circulación forzada tanto en el interior como en el exterior para la evacuación del calor interno que es captado por las aletas internas del disipador y es transportado al exterior y disipado por las aletas externas.

Este sistema novedoso es contenido dentro del mismo equipo que utiliza las propiedades de la transmisión de calor de disipadores. La electrónica de los



cabezales detectores, se aloja dentro de un gabinete cerrado para evitar el ingreso de polvo, mientras el calor es transmitido hacia el exterior del equipo por medio de disipadores montados tanto del lado interior como del lado exterior de la cubierta del CD.

Los cabezales detectores (22) alojan a los cristales detectores de rayos gamma (1) y toda la electrónica asociada y tiene una tapa hermética a la luz, polvo y humedad (24) con un sistema de extracción de calor de convección interna (27, 28) y otro externa (27, 28) acoplados por conducción.

La electrónica está diseñada en forma de módulos para lograr un armado y mantenimiento rápido y económico. La instalación y alineamiento de todo el equipo es fácil y con posibilidad de desplazamiento. No existe cableado entre el equipo de adquisición y la computadora de reconstrucción por lo que puede ser una computadora portátil con capacidad de procesamiento gráfico. Su mantenimiento es económico porque permite el funcionamiento del equipo con solo con 2 de los seis cabezales. Permite también la reparación a nivel de reemplazo de un cabezal detector (22), completo como unidad enchufable (21) hasta el reemplazo de un fotomultiplicador individual o las placas electrónicas (Procesador de Pulsos, Procesador Gamma y Procesador de Coincidencias) de un cabezal en particular.

Siguen 16 reivindicaciones en página 15-.



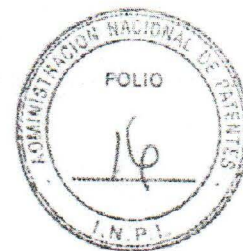
### REIVINDICACIONES

Habiendo descripto y determinado la naturaleza y alcance de la presente invención, y la manera que la misma ha de ser llevada a la práctica, se declara lo que se reivindica como invención y de propiedad exclusiva:

1) Dispositivo electrónico para el análisis de pulsos nucleares, que tiene uno o más cabezales detectores, donde cada uno de ellos contiene un cristal de centelleo y uno o más fotomultiplicadores, caracterizado porque, cada cabezal detector contiene además uno o más procesadores de pulsos, donde cada uno de los procesadores de pulso está conectado a cada uno de dichos fotomultiplicadores, recibiendo su señal eléctrica, y cada uno de dichos procesadores de pulsos contiene una placa digitalizadora que contiene un conversor analógico digital (ADC), un dispositivo digital tipo arreglo lógico programable (FPGA) y un conversor digital analógico (DAC).

2) Dispositivo electrónico para el análisis de pulsos nucleares, según la reivindicación 1, caracterizado porque, dicho procesador de pulsos tiene además una placa de polarización y control de ganancia digital y una placa amplificadora y conformadora de pulso.

3) Dispositivo electrónico para el análisis de pulsos nucleares, según la reivindicación 2, caracterizado porque, dichas placas están conectadas y configuradas de tal forma que dicho dispositivo FPGA de dicho procesador de pulsos digitaliza y procesa el pulso luminoso realizando la estimación de la energía parcial, captada por dicho fotomultiplicador, estimación de la marca temporal del pulso y genera una señal de sincronismo del pulso, dicho conversor digital analógico (DAC) realiza la compensación de la no linealidad diferencial, dicha placa de polarización y control de ganancia digital de dicho procesador de pulsos ecualiza la ganancia de los fotomultiplicadores y dicha placa amplificadora y



conformadora de pulso de dicho procesador de pulsos toma la señal de los fotomultiplicadores y los adecua a las características de dicho cristal de centelleo.

4) Dispositivo electrónico para el análisis de pulsos nucleares, según la reivindicación 2, caracterizado porque, dicho procesador de pulsos posee además una placa regulación de baja tensión que provee las tensiones de alimentación a las placas del procesador de pulsos.

5) Dispositivo electrónico para el análisis de pulsos nucleares, según la reivindicación 3, caracterizado porque, es aplicado a un analizador multicanal (MCA) de por lo menos 256 canales.

6) Dispositivo electrónico para el análisis de pulsos nucleares, según la reivindicación 3, caracterizado porque, es aplicado a un contador de pulsos.

7) Dispositivo electrónico para el análisis de pulsos nucleares, según la reivindicación 1, caracterizado porque, dicho cabezal detector contiene además un procesador gamma conectado y recibiendo los datos de dichos procesadores de pulsos y está formado por un dispositivo digital tipo arreglo lógico programable (FPGA).

8) Dispositivo electrónico para el análisis de pulsos nucleares, según la reivindicación 7, caracterizado porque, dicho dispositivo FPGA es configurado para obtener la posición del destello en dicho cristal de centelleo y la marca temporal de dicho destello.

9) Dispositivo electrónico para el análisis de pulsos nucleares, según la reivindicación 8, caracterizado porque, es aplicado a un equipo de ensayos no destructivos.



10) Dispositivo electrónico para el análisis de pulsos nucleares, según la reivindicación 8, caracterizado porque, es aplicado a un equipo de medicina nuclear.

11) Dispositivo electrónico para el análisis de pulsos nucleares, según la reivindicación 7, caracterizado porque, contiene más de uno de dichos cabezales, cada uno con un procesador gamma, y contiene además un procesador de coincidencias, formado por un dispositivo digital tipo arreglo lógico programable (FPGA), que recibe datos de dos o más de dichos procesadores gamma.

12) Dispositivo electrónico para el análisis de pulsos nucleares, según la reivindicación 11, caracterizado porque, dicho dispositivo FPGA está configurado para detectar pares de destellos en coincidencia temporal y realiza la colimación electrónica calculando las líneas de respuesta y la marca temporal de dicha línea de respuesta.

13) Dispositivo electrónico para el análisis de pulsos nucleares, según la reivindicación 12, caracterizado porque, es aplicado a un equipo de tomografía por emisión de positrones giratorio.

14) Dispositivo electrónico para el análisis de pulsos nucleares, según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque, dichos datos son enviados a un medio visualizador de datos.

15) Dispositivo electrónico para el análisis de pulsos nucleares, según la reivindicación 7, caracterizado porque, dicho cabezal detector contiene además un sistema de extracción de calor que contiene medios de ventilación interiores y medios de disipación interiores conectados a medios de ventilación exteriores y medios de disipación exteriores.



16) Dispositivo electrónico para el análisis de pulsos nucleares, según la reivindicación 15, caracterizado porque, dichos medios de ventilación son ventiladores y dichos medios de disipación tienen forma aletada, que aumenta la superficie de convección, y son de un material térmicamente resistente y conductor.

Ing. Jorge Antibal FERNANDEZ  
JEFE DEPARTAMENTO  
PROPIEDAD INTELECTUAL  
Gcls. PLANIFICACION, COORDINACION Y CONTROL

Comisión Nacional de Energía Atómica

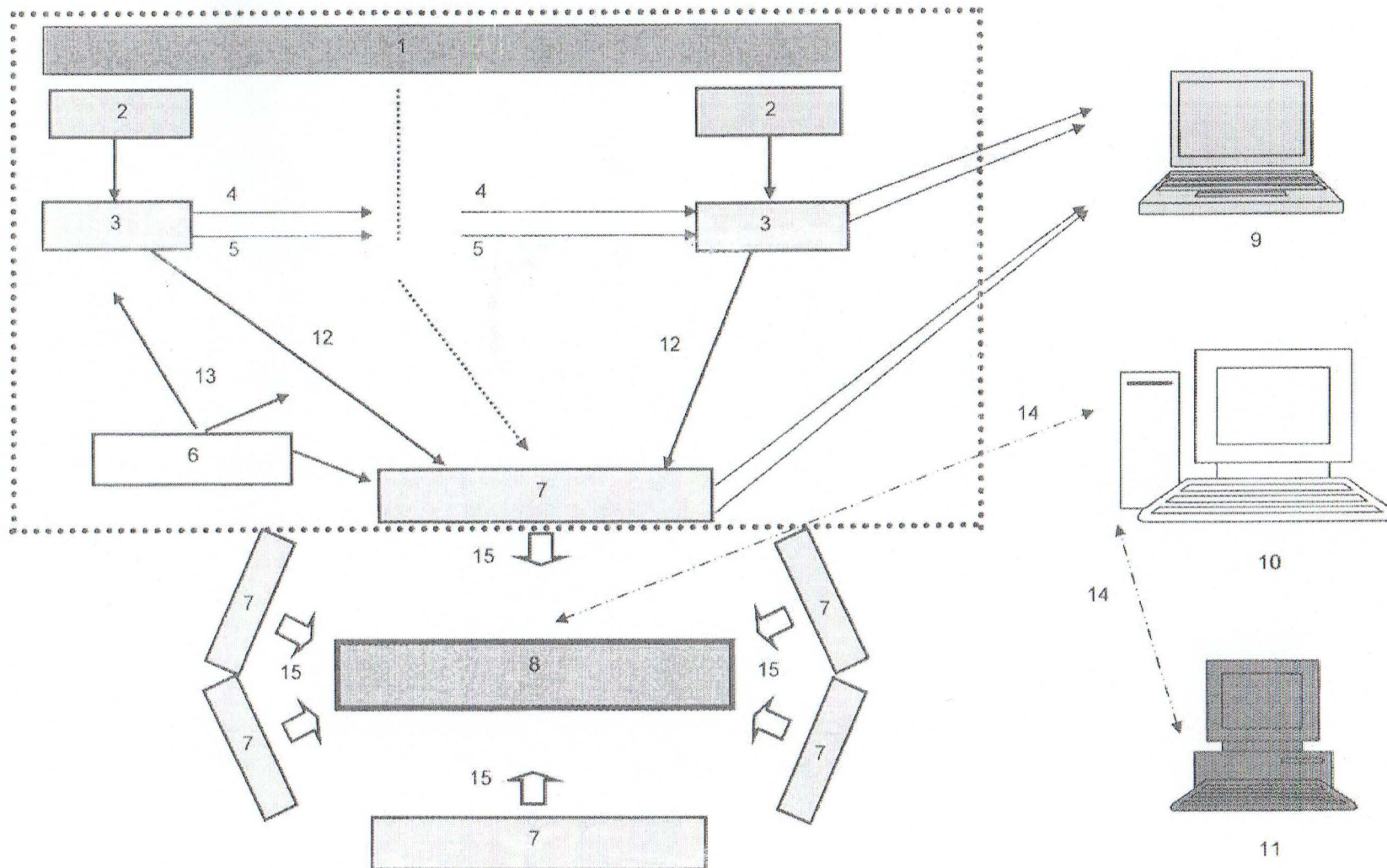
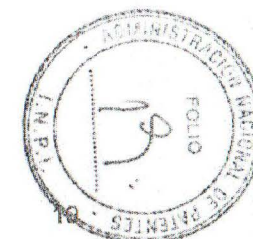


Figura 1



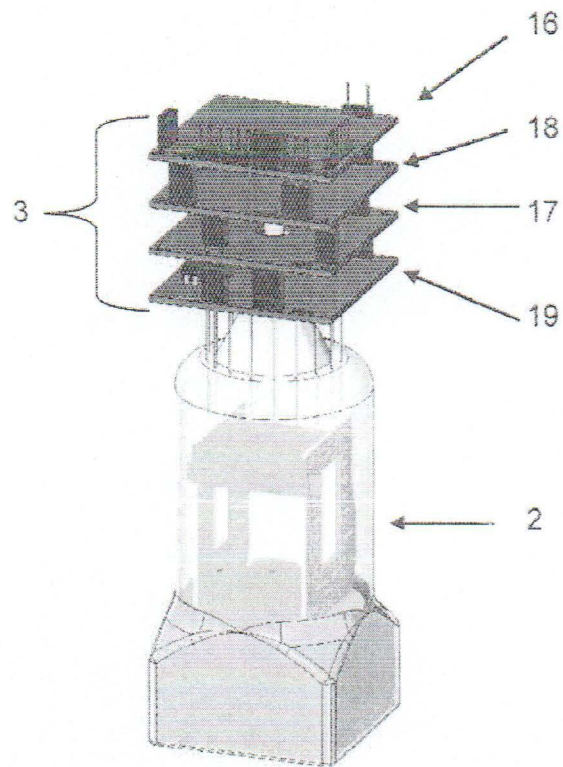


Figura 2

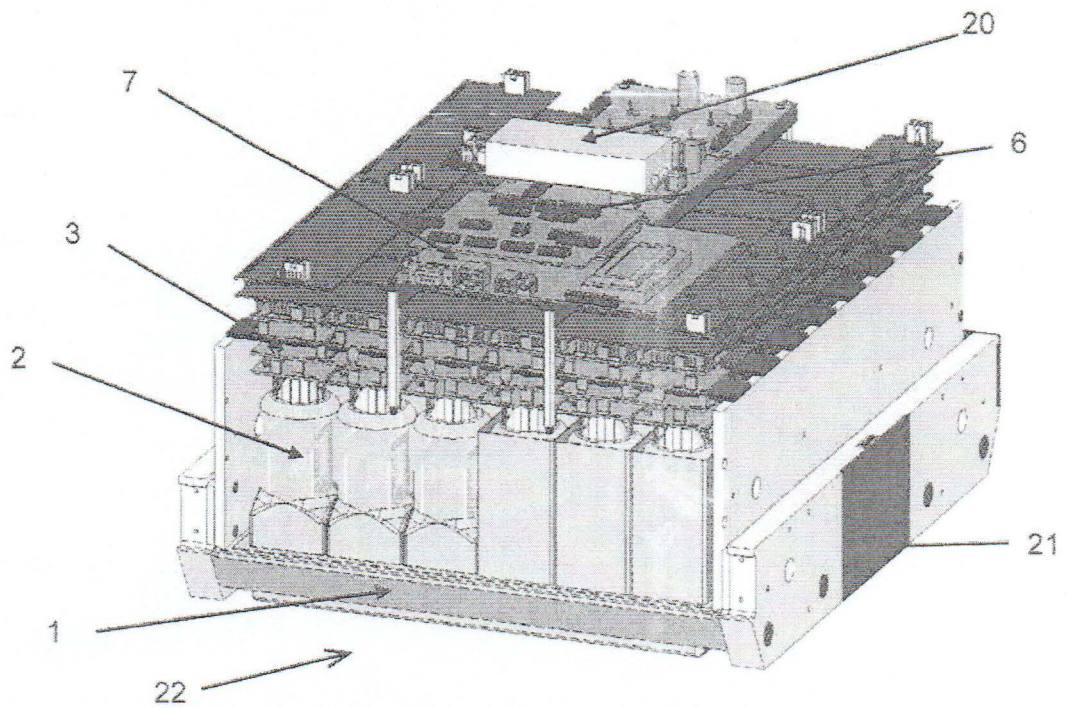


Figura 3

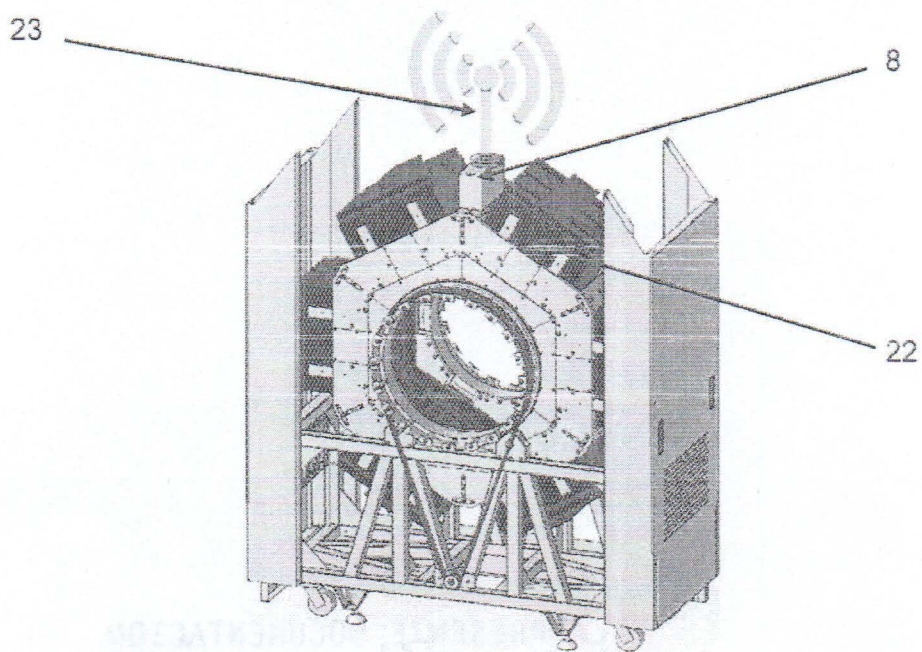


Figura 4

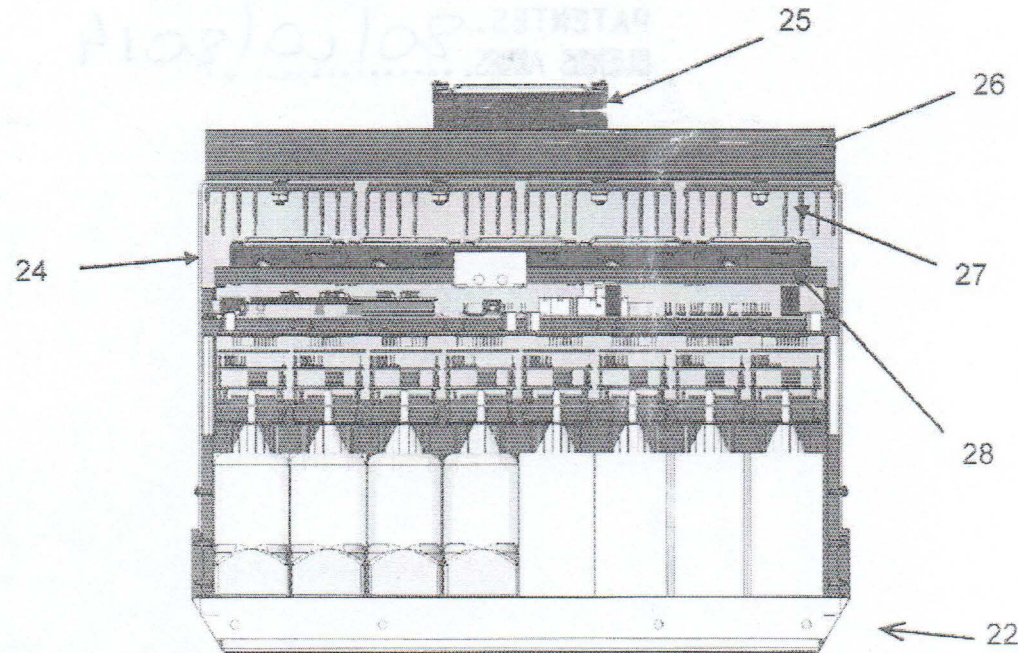


Figura 5

LA PRESENTE DOCUMENTACION  
CONSTA DE.....<sup>21</sup>FOJAS ES COPIA  
FIEL DE LA QUE OBRA EN LA  
ADMINISTRACION NACIONAL DE  
PATENTES.  
BUENOS AIRES,.....

20/10/2014



REPÚBLICA ARGENTINA

- (10) PATENTE DE INVENCION
- (11) RESOLUCION NUMERO : AR084171B1
- (24) FECHA DE RESOLUCION : 20/10/2014
- (-- ) FECHA DE VENCIMIENTO : 06/12/2031
- (21) ACTA NUMERO : P20110104556
- (22) FECHA DE PRESENTACION : 06/12/2011
- (51) INT.CL.7 :H03K 23/00
- (30) PRIORIDAD CONVENIO DE PARIS
- (54) TITULO : DISPOSITIVO ELECTRÓNICO PARA EL ANÁLISIS DE PULSOS NUCLEARES.
- (71) TITULAR :  
COMISION NACIONAL DE ENERGIA ATOMICA (CNEA)  
---- CON RESIDENCIA EN :  
AV. DEL LIBERTADOR 8250, CAPITAL FEDERAL 1429, País AR
- (74) AGENTE: 1812

