



UNIVERSIDAD
POLITECNICA
DE VALENCIA

DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

*“EVALUACIÓN DE LOS FOTOMULTIPLICADORES
DE SILICIO (SIPM) COMO ALTERNATIVA A LOS
FOTOMULTIPLICADORES DE TUBO DE VACÍO
(PMT) EN UN FRONT-END INTEGRADO PARA
APLICACIONES PET”*

TESIS DE MASTER

“Master en Ingeniería de Sistemas Electrónicos”

Alumno:

María José Agulló Antón

Director:

Vicente Herrero Bosch

ÍNDICE

	Pág.
0 OBJETIVOS	7
1 INTRODUCCIÓN	10
1.1 PRINCIPIOS DE FÍSICA NUCLEAR	10
1.1.1 <i>Radiaciones ionizantes</i>	10
1.2.2 <i>Interacción de la radiación con la materia</i>	11
1.2 TOMOGRAFÍA POR EMISIÓN DE POSITRONES (PET)	14
1.2.1 <i>Radiofármacos</i>	15
1.2.2 <i>Principio de funcionamiento de PET</i>	15
2 SISTEMAS DE DETECCIÓN DE RADIACIÓN GAMMA	18
2.1 DETECTORES DE CENTELLEO	18
2.1.1 <i>Tubos de vacío fotomultiplicadores (PMT)</i>	20
2.1.2 <i>Fotomultiplicadores de silicio (Sipm)</i>	26
3 SIMULADOR DE PMT	32
3.1 PMT HAMAMATSU H8500	33
3.2 PCB DISEÑADA	35
4 ADAPTADOR DE SIPM	39
4.1 SiPMT SENSL SPMARRAY3035G16	39
4.2 PCB DISEÑADA	40
5 RESULTADOS	47
6 CONCLUSIONES	48

FIGURAS

	Pág.
Fig. 1 PESIC	7
Fig. 2 Efecto fotoeléctrico	12
Fig. 3 Efecto Compton	13
Fig. 4 Creación de pares	14
Fig. 5 Fenómeno de aniquilación	15
Fig. 6 Sistema PET	16
Fig. 7 Angulo de dispersión en efecto Compton	19
Fig. 8 Tabla de propiedades de centelleadores	20
Fig. 9 Tubo de vacío fotomultiplicador	21
Fig. 10 Array de microcélulas de un SiPM	26
Fig. 11 Ancho de banda de un detector típico SiPM 3mmx3mm	28
Fig. 12 Ganancia de una microcélula	29
Fig. 13 Esquema del PMT 8x8	32
Fig. 14 PMT H8500 de Hamamatsu	34
Fig. 15 Tabla de características generales de los PMT H8500 de Hamamatsu	34
Fig. 16 PCB diseñada en el sistema de test	35
Fig. 17 Fuente de corriente (típica de 4)	36
Fig. 18 Distribución de las fuentes en el PMT 8x8	37
Fig. 19 Configuración de los multiplexores	38
Fig. 20 Estructura de conexiones de las matrices	38
Fig. 21 SPMARRAY3035G16 de Sensl	39

Fig. 22	Tabla de características generales de SPMARRAY3035G16 de Sensl	40
Fig. 23	Circuito equivalente del SiPM y Circuito de Trigger	43
Fig. 24	Esquema del trigger del SiPM	43
Fig. 25	Resolución en el área central sin igualación (PMT)	43
Fig. 26	Resolución en el borde del área sin igualación (PMT)	44
Fig. 27	Resolución en un SiPM	45
Fig. 28	Efecto de la ecualización en la resolución espacial	46
Fig. 29	Efecto de la ecualización en la medida del fotopico de energía	46
Fig. 30	Efecto de la ecualización en la resolución de energía	46
Fig. 31	Comparativa de la relación señal a ruido	49

0 OBJETIVOS

La presente Tesina se desarrolla como parte de un proyecto para el desarrollo de sistemas de Tomografía por Emisión de Positrones (PET) de altas prestaciones en el que el Departamento de Ingeniería Electrónica (DIE) perteneciente al Instituto de Aplicaciones de las Tecnologías de la Información y las Comunicaciones Avanzadas (ITACA) de la Universidad Politécnica de Valencia (UPV) está desarrollando los sistemas electrónicos asociados.

El objetivo principal del trabajo desarrollado se centra en realizar un estudio comparativo entre dos tipos de detectores de centelleo que emplean fotomultiplicadores de distintas tecnologías, empleados en PET.

Para poder realizar dicho estudio se parte de un Circuito Integrado de Aplicación Específica A.S.I.C. (en adelante PESIC) desarrollado para mejorar las prestaciones de los sistemas detectores existentes. PESIC es un front-end integrado para fotomultiplicadores multiánodo para dispositivos de imagen nuclear. Ésta arquitectura ha sido diseñada para mejorar el comportamiento de los detectores sensibles a posición igualando su respuesta en todo el área. Igualar el comportamiento de los detectores a nivel del front-end requiere un preamplificador con ajuste de ganancia programable para cada una de las salidas [1]. Partiendo del PESIC, el desarrollo de la tesina se va a centrar en los siguientes objetivos:



Fig. 1 ASIC

- 1) Como primer objetivo se va a realizar un estudio de los fotosensores de radiación gamma empleados en sistemas PET de imagen médica de tubos de vacío fotomultiplicadores (PMT). En esta parte se contempla la recogida y selección de documentación relativa a los PMT que pueda ser de interés para el correcto desarrollo de los siguientes objetivos. Entre otros, es imprescindible recabar información acerca del principio

de funcionamiento de estos dispositivos así como de sus características intrínsecas. En este punto cabe resaltar que se prestará especial interés a la documentación que proporciona Hamamatsu, ya que posteriormente se va a emplear un dispositivo del mencionado fabricante. Otra de las fuentes principales de información es el propio DIE, esto es debido a que el proyecto, en este punto, ya está avanzado y se dispone de artículos y trabajos de investigación realizados por el personal implicado en el proyecto.

- 2) El segundo objetivo consiste en desarrollar un sistema de test para el PESIC que emule el comportamiento de un PMT. Una vez fabricado el PESIC, surge de la necesidad de verificar el funcionamiento y las prestaciones del mismo así como de validar los resultados teóricos. Para llevar a cabo el proceso de test se plantea la posibilidad de desarrollar un entorno que emule el funcionamiento del resto de elementos del detector, entre otros del PMT y los detectores de centelleo. De esta forma, los resultados no se verán influenciados por los efectos introducidos por los elementos reales. Por otra parte, no será necesario disponer del set-up real y por lo tanto se evitan los inconvenientes derivados de este hecho tales como emplear fuentes radiactivas durante el proceso de validación. Además, el uso de un sistema emulador del PMT nos permite realizar barridos de impactos con gran precisión en las dos dimensiones espaciales pudiendo caracterizar el PESIC en su totalidad.
- 3) El tercer objetivo contempla llevar a cabo la verificación y test del PESIC empleando un PMT real. El sistema emulador del PMT debe ser tal que nos permita en un momento dado sustituirlo por un PMT real para poder corroborar los datos obtenidos con el sistema emulador. Este punto tendrá lugar una vez verificado y caracterizado el PESIC con el emulador, es decir el momento en el cual se conoce la respuesta del PESIC con sistemas emuladores es el momento de sustituir dichos sistemas por sus homólogos reales, los que posteriormente serán empleados en sistemas PET de imagen médica.
- 4) Como cuarto objetivo se va a realizar un estudio de los fotosensores de radiación gamma de fotomultiplicadores de Silicio (SiPM). Este cuarto punto lleva a cabo la recogida y selección de documentación relativa a los SiPM que pueda ser de interés para el correcto desarrollo de los siguientes objetivos. Entre otros, es imprescindible recabar información acerca del principio de funcionamiento de estos dispositivos así como de sus características intrínsecas. Como es lógico, se prestará especial interés a la documentación que proporciona Sensl, ya que posteriormente se empleará un dispositivo de dicho fabricante. Por otra parte, aunque en menor medida que en el caso de los PMT, otra de las fuentes principales de información es el propio DIE que en alguna de sus publicaciones hace referencia a los mencionados SiPM. Estos

dispositivos son relativamente nuevos en el mercado y a diferencia de los PMT todavía no se emplean en sistemas PET de imagen médica comerciales.

- 5) Una vez realizado el estudio de los SiPM, se plantea como quinto objetivo desarrollar un sistema capaz de adaptar el set-up empleado con el PMT a los nuevos dispositivos (SiPM). Para ello tendremos que diseñar un sistema puente que nos permita adaptar el número de salidas del SiPM al número de entradas del PESIC así como adecuar las características de ambos sistemas para que el resto del set-up empleado en el proceso de caracterización y test del PESIC pueda ser utilizado con los SiPM. Al utilizar el mismo set-up que habíamos empleado para el PMT, las discrepancias entre los resultados obtenidos en las medidas con una y otra tecnología de fotomultiplicadores, se deberán única y exclusivamente a las características intrínsecas de los fotomultiplicadores.
- 6) Como sexto y último objetivo se plantea realizar la verificación y test del PESIC empleando un fotomultiplicador de Silicio en sustitución del PMT empleado en pruebas anteriores. Como ya se mencionó anteriormente, el set-up empleado nos va a permitir comprobar cual es el funcionamiento real del SiPM en el entorno que tenemos diseñado, además vamos a estar en condiciones de verificar el test realizado al PESIC con el PMT. Una vez obtenidos los resultados, habiendo empleado ambas tecnologías sobre el mismo set-up, estaremos en condiciones de realizar un análisis comparativo entre las dos tecnologías de fotomultiplicadores (PMT y SiPM). Con éste último objetivo finalizaremos la realización de la tesina, sacando las conclusiones pertinentes en lo que al trabajo realizado se refiere.

1 INTRODUCCIÓN

Desde el principio de los tiempos, los átomos radioactivos se desintegran. La mayoría de estos átomos han desaparecido transformándose en átomos estables, pero en cambio hay otros que siguen siendo radioactivos, a veces durante miles de millones de años más, continuando una serie de transformaciones que deben llevarlos a alcanzar la estabilidad atómica definitiva. Por otra parte hay otros átomos radiactivos que se están creando diariamente.

Es por todo ello que los seres vivos estamos rodeados de radioactividad natural, que también está presente en el interior del cuerpo humano ya que los alimentos y el agua que ingerimos, como el aire que respiramos contienen átomos de naturaleza radioactiva. Esta radioactividad, puede medirse utilizando los sistemas adecuados que en la actualidad están dotados de gran precisión, alta sensibilidad y buena resolución espacial.

1.1 PRINCIPIOS DE FÍSICA NUCLEAR

1.1.1 Radiaciones ionizantes

Se dice que una radiación es ionizante cuando posee la energía necesaria para arrancar uno o varios electrones a los átomos o a las moléculas del medio irradiado. Es el caso de las radiaciones α , β , γ , los rayos X y determinados rayos ultravioletas. No son en cambio ionizantes en la práctica la luz visible, la infrarroja, las microondas ni las ondas radio.

Radiactividad

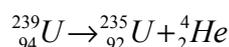
Es la transformación espontánea y gradual de un nucleido¹ inestable en otro nucleido más estable, con emisión de radiación nuclear.

Radioactividad α

El decaimiento alfa, es un modo particular de emisión radiactiva que tiende a llevar al nucleido a la estabilidad. Este tipo de radiaciones suelen emitirlas los elementos de número atómico elevado, tales como los de Uranio, Cerio, Radio, Plutonio... Una partícula α es núcleo de helio que sale del núcleo del átomo. La partícula α es estable y está formada por dos protones y dos neutrones.

¹ El término nucleido indica cualquier especie nuclear caracterizada por un número atómico ó número de protones Z

Un ejemplo de desintegración alfa es la transformación de Plutonio-239 en Uranio-235:

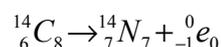


Radioactividad β

La radioactividad β corresponde a una transformación dentro del núcleo. Existen dos tipos de radiación β :

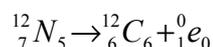
- Decaimiento β (-) equivale a la transformación de un neutrón en un protón con la creación simultánea de un electrón y un antineutrino², y su posterior expulsión del núcleo.

Un ejemplo de desintegración beta negativa es la transformación de Carbono-14 en Nitrógeno-14:



- Decaimiento β (+) equivale a la transformación de un protón en un neutrón con la creación simultánea de un electrón positivo (positrón) y un neutrino².

Un ejemplo de desintegración beta positiva es la transformación de Nitrógeno-12 en Carbono-12:



Radioactividad γ

La radioactividad γ contrariamente a las anteriores (α y β), no está vinculada a una transmutación del núcleo, sino que se trata de la emisión, por el núcleo, de una radiación electromagnética o fotón.

1.1.2 Interacción de la radiación con la materia

La radiación α , como ya se ha indicado, consiste en partículas de carga positiva de constitución análoga a los núcleos de Helio. Debido a su masa y a que son emitidas a gran velocidad, al atravesar la materia se frenan muy rápidamente y producen una elevada ionización. La radiación alfa queda frenada con tan sólo unos pocos centímetros de aire o milésimas de milímetro de agua. En su interacción con el cuerpo humano no son capaces de atravesar la piel.

² Un neutrino y un antineutrino tienen la función de transportar parte de la energía liberada en la desintegración en una dirección concreta para que se cumpla el principio de conservación de la energía y la cantidad de movimiento

La radiación β , debido a que poseen menor masa que la radiación α , su penetración en la materia es mayor y provoca una menor ionización. Comparativamente, las partículas β de energía media se frenan en algunos metros de aire, o en 1 cm de agua. En el cuerpo humano pueden llegar a sobrepasar la piel, pero no sobrepasan el tejido subcutáneo.

La radiación γ es un tipo de radiación electromagnética muy energética de baja longitud de onda. Tiene un poder de penetración mucho mayor que el de las radiaciones alfa y beta y puede atravesar el cuerpo humano. Sólo con espesores de 1m de hormigón o unos pocos centímetros de plomo quedan frenadas, razón por la cual es necesario usar blindajes ante el uso de fuentes radiactivas o emisores gamma.

En la interacción de la radiación γ con la materia, el fotón puede ser absorbido o dispersado, dicha interacción es probabilística y pueden dar lugar a 3 efectos:

1) Efecto fotoeléctrico.

Tiene lugar cuando un fotón gamma incidente cede toda su energía a un electrón de la corteza fuertemente ligado a la corteza y este es expulsado del átomo. Por lo tanto el fotón es completamente absorbido por la materia.

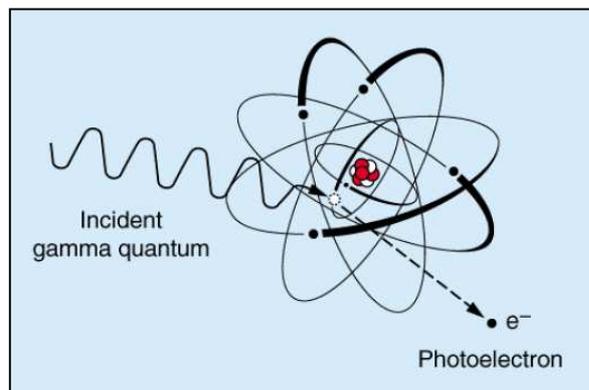


Fig. 2 Efecto fotoeléctrico

La energía cinética del electrón (T_e) será por lo tanto igual a la energía del fotón incidente ($h\nu$) menos la energía de ligadura del electrón al átomo ($B_{K,L}$) según la fórmula que se expone a continuación.

$$T_e = h \cdot \nu - B_{K,L}$$

2) Efecto Compton.

Tiene lugar cuando un fotón gamma incidente cede parte de su energía a un electrón débilmente ligado a la corteza y ese es expulsado. Además el fotón y incidente sale dispersado (con su trayectoria original desviada) y con menor energía.

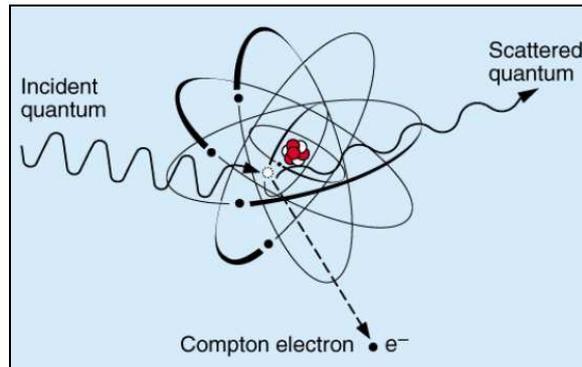


Fig. 3 Efecto Compton

La energía cinética del electrón (T_e) será por lo tanto igual a la energía del fotón incidente ($h\nu$) menos la energía del fotón dispersado ($h\nu'$) según la fórmula que se expone a continuación.

$$T_e = h \cdot \nu - h \cdot \nu'$$

3) Creación de pares.

Tiene lugar con fotones de alta energía que al interactuar con el campo eléctrico originado por partículas cargadas desaparecen totalmente y en su lugar aparecen un e^- y un positrón, es decir, la energía se transforma en materia y es por ello que se necesita una energía mínima umbral del fotón incidente de 1,02 MeV para que se produzca tal fenómeno. El positrón, una vez frenado reaccionará con un electrón y se aniquilará formando dos fotones gamma de 0,51 MeV

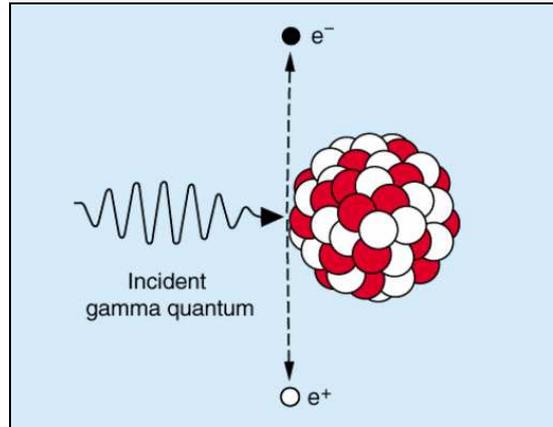


Fig. 4 Creación de pares

Según la ley de la conservación de la energía, la energía del fotón incidente ($h\nu$) será igual a la energía cinética del electrón (Te^-) más la energía cinética del positrón (Te^+) más el equivalente energético de las masas del positrón y del electrón en reposo (m_0 es la masa en reposo del electrón).

$$h \cdot \nu = 2 \cdot m_0 \cdot c^2 + Te^+ + Te^-$$

Para que se produzca creación de pares, la energía del fotón incidente tiene que ser superior al equivalente energético de las masas del positrón y del electrón en reposo:

$$h \cdot \nu \geq 2 \cdot m_0 \cdot c^2 = 1,02 \text{ MeV}$$

El positrón, una vez frenado, reacciona con un electrón y se aniquila formándose dos fotones de 0,511 MeV cada uno, de acuerdo con la ecuación:

1.2 TOMOGRAFÍA POR EMISIÓN DE POSITRONES (PET)

La tomografía por emisión de positrones (PET) es un sistema de imagen médica basado en radiación gamma. Como cualquier sistema de imagen médica, mediante el sistema PET, se obtienen imágenes fisiológicas cuyo objetivo principal es ayudar en el diagnóstico médico.

El funcionamiento del PET se basa en la detección de rayos gamma generados en el proceso de decaimiento de una sustancia radioactiva trazadora o radiofármaco. El PET es usado en aplicaciones de diagnóstico, principalmente en las especialidades médicas de oncología, en neurología y cardiología.

1.2.1 Radiofármacos

Los radiofármacos son sustancias que contienen moléculas que incorporan átomos con el mismo número atómico (mismo número de protones en el núcleo de átomo) que las sustancias originales y por lo tanto poseen idénticas propiedades químicas pero distinto número de neutrones. Los núcleos de éstos isótopos se encuentran en un estado excitado o inestable. Para alcanzar la estabilidad, dichos átomos pasarán por un proceso de decaimiento o descomposición.

Durante el proceso de descomposición, los núcleos con mayor número de protones que de neutrones tratan de alcanzar la estabilidad mediante decaimiento β^+ , convirtiendo protones en neutrones. Dichas conversiones como ya se mencionó en 1.1.1, emiten positrones. Al salir los positrones del núcleo interactúan con el campo eléctrico de los electrones de la corteza del átomo produciéndose el fenómeno de aniquilación, es decir, la desaparición del electrón-positrón y la emisión simultánea de dos fotones gamma de 511 KeV en la misma dirección pero en sentidos opuestos, o lo que es lo mismo, con un ángulo de 180° .

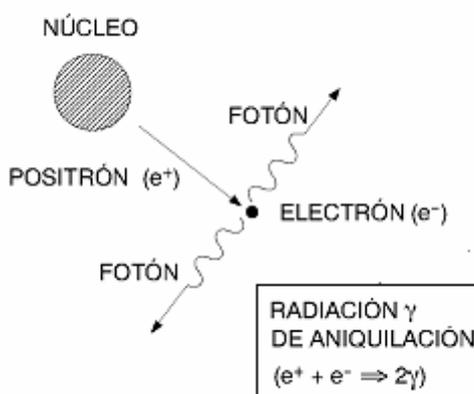


Fig. 5 Fenómeno de aniquilación

1.2.2 Principio de funcionamiento del PET

Los equipos de imagen médica nuclear, tales como PET, basados en la detección de trazadores radioactivos inyectados en el organismo de un paciente bajo estudio, permiten obtener información relacionada con el metabolismo de determinadas sustancias. Los sistemas PET detectan concentraciones de los elementos trazadores y mediante un tratamiento adecuado de las señales de los detectores se muestra una representación de las concentraciones de los mismos. Dichas representaciones no son más que imágenes fisiológicas de la distribución tridimensional de radiofármacos.

El principio de funcionamiento consiste en la detección de rayos gamma generados en el proceso de decaimiento de una sustancia radioactiva trazadora ó radiofármaco. Los radiofármacos empleados en PET generan pares de fotones gamma que se desplazan en la misma dirección pero en sentidos opuestos. La detección sincrónica de dos fotones con una angulación de 180° , mediante detectores colocados en coincidencia (uno frente al otro) permite localizar y reconstruir la trayectoria de los pares de fotones creados en el proceso de aniquilación así como cuantificar las emisiones en la zona bajo estudio.

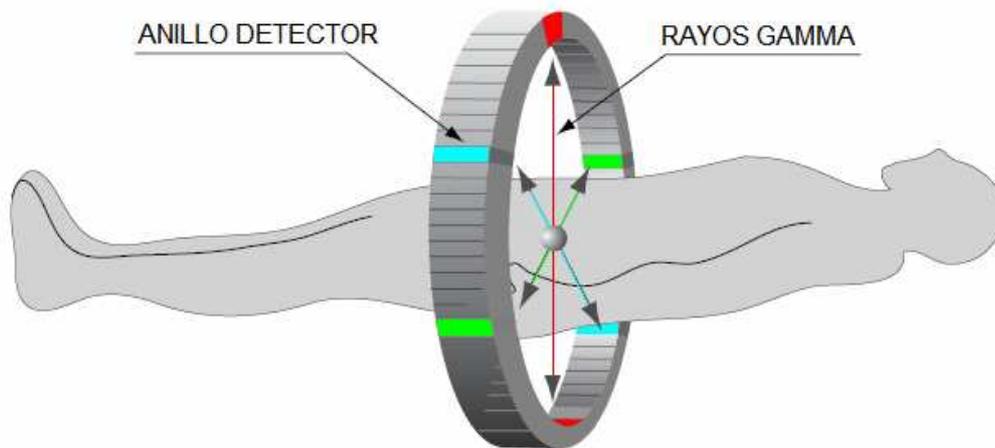


Fig. 6 Sistema PET

Un aspecto muy importante en este tipo de sistemas es la coincidencia temporal que permita clasificar una pareja de fotones como evento válido o erróneo. Un evento válido se presenta cuando el desfase temporal en la recepción de ambos fotones es prácticamente nulo, en caso contrario el evento se supone erróneo. Éste aspecto mejora la calidad en el proceso de detección ya que nos permite discriminar los eventos erróneos, pero por el contrario, supone un coste más elevado ya que la electrónica asociada es bastante compleja y además se necesita un elevado número de detectores, como se puede ver en la figura 6.

Como ya se comentó la técnica utilizada en sistemas PET consiste en incorporar al cuerpo humano una sustancia trazadora radiactiva. Los radiofármacos, más empleados son el flúor-18 (^{18}F), el carbono-11 (^{11}C), el nitrógeno-13 (^{13}N) o el oxígeno-15 (^{15}O). Una de las características fundamentales de todos estos isótopos radiactivos es que poseen un período de semidesintegración del orden de minutos lo cual los hace ser poco agresivos para el paciente.

El radiofármaco más utilizado en oncología es la ^{18}F -FDG [2] ó Fluorodeoxiglucosa ya que posee un periodo de semidesintegración de 110

minutos (suficiente para realizar la tomografía) y además está especialmente indicada para estudiar multitud de tumores ya que las células tumorales son grandes consumidoras de glucosa lo cual provoca que el radiofármaco sea atrapado principalmente en dichas células. El fármaco se administra por vía intravenosa y se distribuye por el sistema circulatorio incorporándose a las células tumorales por los mismos mecanismos de transporte de la glucosa normal. Por lo tanto, el PET permite identificar, localizar y cuantificar el consumo de glucosa de las células permitiendo el diagnóstico y seguimiento de las áreas del cuerpo que tienen un metabolismo glucídico elevado como los tumores.

Los sistemas PET actuales tienen importantes limitaciones en la sensibilidad y en la resolución espacial (aprox. 3mm). Los principales causantes de estas limitaciones son:

- El detector, que este está limitado en aspectos como la respuesta temporal, resolución en energía o eficiencia de detección.
- El fotomultiplicador asociado al detector a través de las derivas en el proceso de fabricación o la resolución espacial 2D.
- Los sistemas electrónicos que recogen y procesan las señales presentan limitaciones que reducen la resolución espacial y temporal.

A pesar de las limitaciones, la limitación intrínseca en la resolución inherente a los procesos físicos involucrados indica que la resolución espacial actual todavía se puede mejorar [1], y es por ello que las investigaciones y los avances tecnológicos están centrándose en la mejora de los elementos anteriormente mencionados (detector y fotomultiplicador) pero esto no serviría de nada si los sistemas electrónicos (adquisición de datos y procesado de señal) no evolucionan de forma paralela.

2 SISTEMAS DE DETECCIÓN DE RADIACIÓN GAMMA

Los detectores, en sistemas PET son la parte más influyente en las prestaciones del sistema y además son los elementos que limitan las prestaciones finales. Por este motivo se ha decidido realizar en la presente tesina un estudio comparativo de dos tipos de tecnologías de fotomultiplicadores, los tradicionalmente usados en PET, los PMT y los recientemente comercializados, los SiPM. Las principales características de los fotones gamma a detectar son:

- Energía de 511 KeV
- Colinealidad del par de fotones (trayectoria rectilínea)

2.1 DETECTORES DE CENTELLEO

Los detectores de centelleo son los más usados en aplicaciones de física nuclear y de partículas. La detección de radiación ionizante se fundamenta en los destellos (fotones ópticos) que se producen en ciertos materiales denominados centelleadores cuando son expuestos a una radiación o partícula nuclear.

El proceso de centelleo implica la conversión de los fotones de alta energía en luz visible mediante la interacción de un material centelleador y comprende los dos siguientes pasos:

- 1) Un fotón incidente en el centelleador crea un electrón energético por efecto Compton o por efecto fotoeléctrico.
- 2) A medida que el electrón atraviesa el centelleador, pierde energía y excita otros electrones.
- 3) Estos electrones excitados vuelven a decaer a su estado no excitado emitiendo la energía sobrante en forma de luz visible.

El conjunto formado por el material centelleador y el fotomultiplicador se conoce como detector de centelleo. En un detector de centelleo, el centelleador está ópticamente acoplado a un fotomultiplicador. El fotomultiplicador genera una señal eléctrica en respuesta a la luz incidente en su superficie.

Los electrones generados en el centelleador poseen distribuciones de energía diferentes dependiendo de si han sido creados por efecto Compton o por efecto fotoeléctrico. En el efecto fotoeléctrico, toda la energía del fotón se transfiere

al electrón y la distribución de energía del electrón es claramente similar a la del fotón incidente. En el efecto Compton, los electrones tienen un rango de energía que depende del ángulo de dispersión del fotón disperso. La siguiente ecuación [2] se muestra el valor de la energía de los electrones generados por efecto Compton:

$$E_{\beta} = E - E' = E \left(\frac{\left(\frac{E}{m_0 \cdot c^2} \right) \cdot (1 - \cos \theta)}{1 + \left(\frac{E}{m_0 \cdot c^2} \right) \cdot (1 - \cos \theta)} \right)$$

Donde θ es el ángulo de dispersión (ver figura 7), E_{β} es la energía del electrón, E es la energía del fotón incidente y E' es la energía del fotón dispersado.

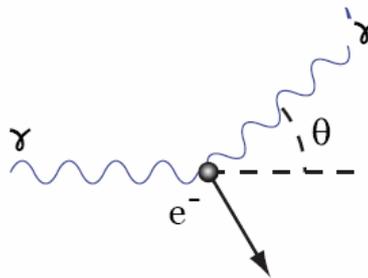


Fig. 7 Ángulo de dispersión en efecto Compton

Por encima de una energía mínima del fotón incidente, muchos materiales centelleadores presentan una relación lineal entre la energía de la radiación incidente y la luz que producen. Como los fotomultiplicadores también son elementos lineales, la corriente de salida final de un detector de centelleo es directamente proporcional a la energía de la radiación medida.

Las características deseables en un centelleador son [2]:

- El centelleador tiene que tener un número atómico efectivo elevado (Z efectivo), esta característica incrementa la sensibilidad ya que los materiales con números atómicos más elevados presentan mayor densidad, lo cual incrementa los coeficientes de absorción.
- Un fotón gamma incidente debe de generar un elevado número de fotones de centelleo. El incremento en la cantidad de fotones ópticos generados, repercute en la mejora de la relación señal a ruido total del detector.

- El centelleador debe tener un bajo factor de auto-absorción de la luz de centelleo.
- El centelleador debe tener un índice de refracción similar al del cristal para mejorar el acoplamiento óptico entre centelleador y fotomultiplicador.
- El tiempo de decaimiento del fenómeno de luminiscencia debe ser corto para poder generar pulsos en intervalos cortos de tiempo y permitir un ratio de cuentas elevado.

Una característica indeseable de los centelleadores es la existencia de componentes de centelleo secundario con largos tiempos de decaimiento.

Ningún material es capaz de cubrir todas estas características, por lo que la selección adecuada supondrá un compromiso entre distintas características. Las propiedades de algunos de los centelleadores más empleados se muestran en la siguiente tabla:

	NaI	BaF ₂	BGO	LSO	GSO
Rendimiento Lumínico [fotones/keV]	38	-	8.2	32	10
Z efectivo	51	54	74	66	59
Índice de Refracción	1.85	-	2.15	1.82	1.85
Longitud de onda [nm]	410	220	480	420	430
Constante de decaimiento [ns]	230	0.8	300	40	56

Fig. 8 Tabla de propiedades de centelleadores

2.1.1 Tubos de vacío fotomultiplicadores (PMT)

En la actualidad, el tubo de vacío fotomultiplicador (PMT) es uno de los dispositivos fotosensores más empleados debido tanto a su gran versatilidad como al buen balance que presentan entre todas sus características (respuesta rápida, alta sensibilidad, alto factor de ganancia...). Los modelos de PMT más empleados son los PMT sensibles a posición ya que proporcionan información espacial en dos dimensiones del impulso luminoso además de la información temporal, ésta información es empleada para obtener las coordenadas del impacto del rayo gamma sobre el cristal centelleador y para determinar la profundidad del mismo.

El tubo fotomultiplicador es un recipiente de vidrio sellado y al alto vacío que va acoplado al material centelleador. La cara que está en contacto con el cristal de centelleo va cubierta en su interior por un material que emite electrones al recibir luz (fotocátodo) y opera como una celda fotoeléctrica. Estos electrones son acelerados y multiplicados en campos eléctricos secuenciales entre electrodos llamados dínodos. En el último de ellos la señal eléctrica es suficientemente grande para poder ser manejada con amplificadores y analizadores de pulsos convencionales.

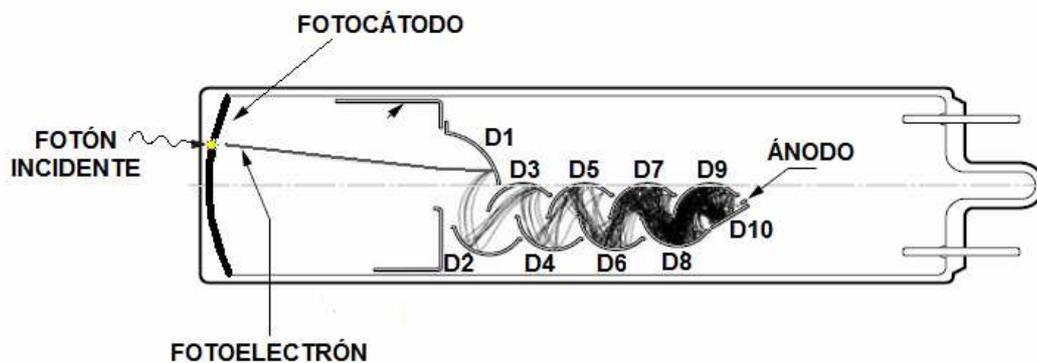


Fig. 9 Tubo de vacío fotomultiplicador

La luz que entra en un tubo fotomultiplicador es detectada y produce una señal de salida siguiendo el proceso que se describe a continuación; cuando los fotones de luz visible alcanzan el fotocátodo, éste emite fotoelectrones de baja energía en el vacío. Los fotoelectrones desprendidos del cátodo viajan hacia el primer dínodo impulsados por la diferencia de potencial aplicada entre éste y el cátodo, esto les da energía suficiente como para que al llegar al primer dínodo sean capaces de arrancar 2 o 3 electrones por cada electrón incidente (emisión secundaria). Como el siguiente dínodo tiene un potencial mayor que el anterior, el proceso se repite, produciendo una multiplicación de electrones, de manera que al ánodo llegan de 10^6 a 10^8 electrones por cada electrón inicial. El conjunto de electrones resultantes recogidos en el ánodo son enviados al exterior a través de las conexiones eléctricas adecuadas. El voltaje óptimo de operación del detector se elige cuando se obtiene la máxima amplitud del pulso y el menor ruido electrónico generado por el sistema.

▪ Fotocátodo

El proceso de emisión fotoeléctrica que tiene lugar en el fotocátodo del tubo fotomultiplicador se compone de tres etapas.

1. El fotón de luz incidente generado en el material centelleador es absorbido y transfiere toda o parte de su energía a un electrón del fotocátodo o fotoelectrón. La energía media aportada por cada fotón de luz visible es de aproximadamente 3 eV [3]
2. El fotoelectrón queda liberado y se desplaza hacia la superficie del fotocátodo. Durante el recorrido hacia la superficie, los fotoelectrones pierden parte de su energía por colisiones con otros electrones, por lo tanto su energía al final de recorrido se situará ente 2 eV y 3 eV [3] dependiendo de las características intrínsecas del fotocátodo.
3. El fotoelectrón se desprende de la superficie del fotocátodo y emprende su viaje hacia el primer dínodo, siempre y cuando disponga de energía suficiente para ello.

Del fotocátodo deriva una de las características más importantes de los dispositivos fotosensores que es la eficiencia cuántica³. La expresión que define la eficiencia cuántica es la siguiente [4]:

$$\eta(\nu) = (1 - R) \cdot \frac{P_v}{K} \cdot \frac{1}{1 + \frac{1}{k \cdot L}} \cdot P_s$$

Los factores que intervienen se describen a continuación:

R = Coeficiente de reflexión.

K = Coeficiente de absorción de fotones.

P_v = Probabilidad de que un fotón de luz absorbido excite electrones con energía suficiente para superar la barrera del vacío. Depende de la longitud de onda del fotón.

L = Longitud media de escape de los electrones excitados.

P_s = Probabilidad de que los electrones que alcanzan la superficie del fotocátodo sean expulsados al vacío.

N = Frecuencia del fotón de luz.

La eficiencia cuántica de de los PMT utilizados en sistemas PET suele ser del 20% al 30%.

³ La eficiencia cuántica se define como el porcentaje de fotones incidentes que es convertido en fotoelectrones.

- **Emisión secundaria**

Cuando los fotoelectrones impactan sobre la superficie de un dínodo, la energía depositada es transferida a otros electrones que pueden ser emitidos al vacío. Los electrones que son desprendidos del dínodo tienen una energía cinética aproximada de 1eV [3]. Con el factor del ratio de emisión secundaria (δ) se puede caracterizar éste proceso, según la ecuación:

$$\delta = \frac{N_s}{N_p}$$

Donde:

N_s = Número de electrones secundarios emitidos en el dínodo.

N_p = Número de electrones primarios incidentes en el dínodo.

Por lo tanto podemos expresar la ganancia en función del número de dínodos como [4]:

$$G = \alpha \cdot \delta^N$$

Donde α es un factor de pérdidas inicial del multiplicador y N es el número de etapas del fotomultiplicador.

Los factores δ máximos para los materiales habituales se encuentran entre 4 y 6 para tensiones entre dínodos aproximadas de 100V.

- **Ánodo**

El ánodo de un tubo fotomultiplicador es un electrodo que recoge los electrones de emisiones secundarias multiplicados en cascada por los dínodos multietapa y proporciona como salida la corriente de electrones a un circuito externo.

▪ Relación Señal a Ruido

Incluso cuando no hay luz incidiendo sobre el fotocátodo, la emisión termoiónica, los efectos del campo y las corrientes de fuga dan origen a la corriente en oscuridad. La corriente de emisión termoiónica responde a la ley de Richardson y viene dada por la expresión:

$$J = A \cdot T^2 \cdot \exp\left(\frac{-W_{th}}{k \cdot T}\right)$$

Donde:

J = Densidad de corriente

A = Constante

T = Temperatura absoluta

K = Constante de Boltzmann

W_{th} = Función de trabajo termoiónico del material del fotocátodo.

Mediante un osciloscopio, se observa que la amplitud de los pulsos en oscuridad varía en un amplio rango. La distribución de amplitud de los pulsos resulta por el hecho de que los electrones generados en la cadena de dínodos son menos amplificadas que los generados en el fotocátodo.

La corriente en oscuridad no es estrictamente ruido [5]. Si la corriente en oscuridad fuese constante, podría ser fácilmente eliminada de la corriente total de salida. En cambio, la corriente en oscuridad, está sujeta a oscilaciones aleatorias y por lo tanto no puede ser eliminada.

Los procesos que tienen lugar en el PMT vienen derivados de un proceso estadístico y por lo tanto, el pulso generado por un fotoelectrón no tiene siempre la misma amplitud exacta, sino que ésta presenta una distribución cuya media se ajusta al valor predicho mediante el factor de ganancia.

Asumiendo un modelo estadístico simplificado se puede afirmar que los procesos del multiplicador siguen una distribución de Poisson centrada en la media. Para un único electrón incidente en el primer dínodo, el número de electrones secundarios tiene una media de δ y una desviación estándar:

$$\sigma = \sqrt{\delta}$$

La varianza relativa se define como $(\sigma/\delta)^2$ y es igual a $1/\delta$. Cuando el proceso se repite en los N dínodos, la media final de electrones resultantes es de δ^N . A partir de las propiedades de las estadísticas de Poisson, la varianza relativa⁴ puede expresarse como:

$$\sigma_{relativa} = \frac{1}{\delta} + \frac{1}{\delta^2} + \frac{1}{\delta^3} + \dots + \frac{1}{\delta^N} \approx \frac{1}{\delta - 1}$$

Por lo tanto, para los valores habituales de δ , la varianza relativa, está dominada por las fluctuaciones en δ del primer dínodo, donde la cantidad de fotoelectrones es menor.

En el funcionamiento analógico de los PMT, una señal óptica produce una fotocorriente con una oscilación alterna igual al ruido shot⁵ de las diferentes componentes de la corriente de salida. El ruido shot es originado por la corriente de señal, la corriente de fondo y por la corriente en oscuridad.

La relación señal a ruido se puede expresar según la ecuación:

$$\frac{S}{N} = \frac{I_{ph}}{\sqrt{2 \cdot q \cdot F \cdot B \cdot (I_{ph} + 2 \cdot (I_b + I_d))}}$$

Donde:

I_{ph} = Valor promedio de la fotocorriente.

I_b = Valor promedio de la corriente del fotocátodo producida por la luz de fondo.

I_d = Valor promedio de la corriente en oscuridad del fotocátodo.

B = Ancho de Banda.

F = Factor de exceso de ruido.

Q = carga electrónica.

⁴ Dispersión en la generación de electrones

⁵ Es un tipo de ruido electrónico que tiene lugar cuando el número finito de partículas que transportan energía (electrones) es suficientemente pequeño para dar lugar a fluctuaciones estadísticas apreciables.

2.1.2 Fotomultiplicadores de silicio (SiPM)

Los fotomultiplicadores de silicio son dispositivos fotodetectores semiconductores que se encuentran todavía en fase de desarrollo y verificación. Los SiPM basan su estructura en la integración de una gran cantidad de microcélulas idénticas e independientes y con capacidad de respuesta limitada a un solo fotón.

Cada microcélula consiste en un fotodiodo de avalancha funcionando en modo Geiger en serie con una resistencia llamada resistencia de *quenching*. La resistencia de *quenching* tiene un valor elevado ya que su misión principal es limitar la corriente y detener el proceso de avalancha para devolver al diodo su voltaje anterior (superior a la tensión de ruptura) a través de la constante de tiempo τ .

$$\tau = R_{quenching} \cdot C_{diodo}$$

Debido a que la respuesta de cada microcélula se limita a un solo fotón, no proporcionan información sobre la intensidad de un evento luminoso. Para ello se agrupan una gran cantidad de microcélulas en paralelo. Con esta estructura, la corriente de salida será la suma de las corrientes generadas en todas las microcélulas, proporcionando al SiPM la característica de poder contar el número de fotones incidentes. En la figura 10 se muestra esquemáticamente esta idea.

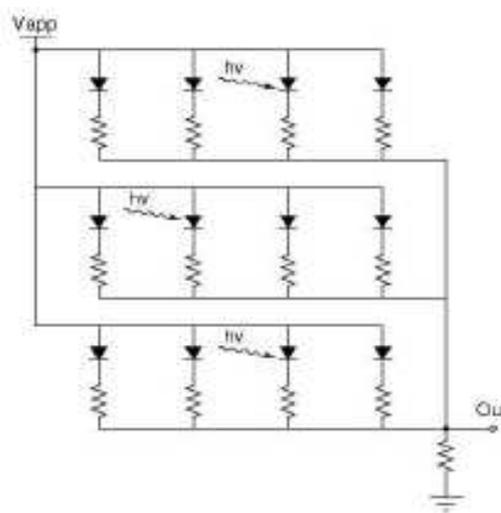


Fig. 10 Array de microcélulas de un SiPM

A continuación se detallan las características más importantes de los SiPM.

- **PDE:**

En los SiPM, en lugar de hablar de eficiencia cuántica se utiliza el término PDE⁶ (Eficiencia en la Detección de Fotones) y en su cálculo se han de tener en cuenta factores diferentes a los tenidos en cuenta en la eficiencia cuántica.

Dicho factor viene definido por la siguiente fórmula [6]:

$$PDE(\lambda, V) = \eta(\lambda) \cdot \varepsilon(V) \cdot F$$

Donde,

$\eta(\lambda)$ = Eficiencia cuántica del Silicio.

$\varepsilon(V)$ = Probabilidad de iniciación de avalancha por encima de la tensión de ruptura.

F = Factor de llenado (factor geométrico) del dispositivo. Contempla la fracción del área activa respecto del área total

El factor de llenado se determina en la etapa de diseño, la eficiencia cuántica depende de la longitud de onda y su valor típico se sitúa entre 80% y 90% [5] y la probabilidad de iniciación de avalancha puede estar cercana al 80% [5], éste valor se incrementa al aumentar V_{bias} .

- **Ancho de banda:**

Cada microcélula que se activa tiene un tiempo de descarga y recuperación ~ 100 ns. Por lo tanto se puede pensar que cada microcélula tiene una velocidad de conteo de 10MHz, pero esta aproximación no es del todo cierta ya que durante esos 100ns puede haber otras microcélulas preparadas, por lo tanto, el ancho de banda va a depender del nivel de la señal incidente aproximándose el límite a los 10MHz para las señales de saturación.

En la figura adjunta se muestra el ancho de banda para un SiPM típico de $3 \times 3 \text{mm}^2$, cuando el dispositivo opera a -20°C .

⁶ Es la probabilidad estadística de que un fotón incidente produzca un pulso en una de las microcélulas.

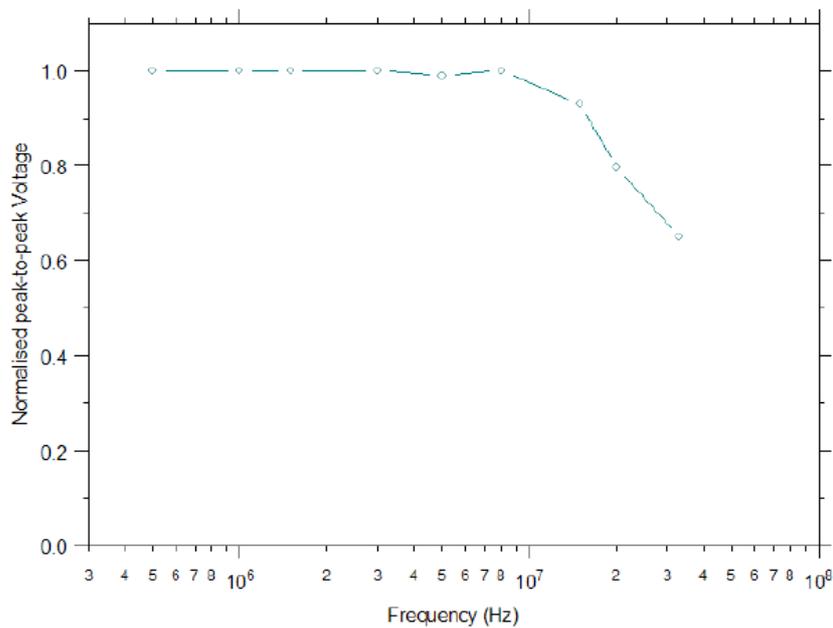


Fig. 11 Ancho de banda de un detector típico SiPM 3mmx3mm

▪ Rango Dinámico [7]:

Podemos definir el rango dinámico como el nivel de señal óptica incidente para el cual el detector proporciona una buena salida. En los detectores SiPM, el rango dinámico viene limitado por el número total de microcélulas.

Cada microcélula puede detectar un único fotón, por lo tanto el número máximo de fotones que puede ser detectado coincide con el número de microcélulas. Por otra parte, sabemos que cada microcélula tiene un tiempo de descarga de 100ns y por lo tanto:

- Para un pulso incidente de duración menor que T_d , el rango dinámico viene limitado por el número de microcélulas.
- Para pulsos de larga duración, mayor que T_d , el rango dinámico aumenta aproximadamente de forma proporcional a la cantidad de tiempo que la señal está siendo adquirida.

Además del número de microcélulas, el rango dinámico depende de la PDE del dispositivo y es independiente de la temperatura a la cual trabaje el SiPM.

▪ Ganancia:

Cada microcélula proporciona una cantidad fija de carga cada vez que se activa, independientemente del número de fotones incidente. La información de la intensidad se obtiene al conectar en paralelo y a una salida común gran cantidad de microcélulas. Con la configuración mencionada, la respuesta del SiPM es proporcional al número de microcélulas que han detectado fotones.

La ganancia de una microcélula se define como la relación de la carga de salida por evento de ruptura. En la figura siguiente se muestra la ganancia de una microcélula dependiente de la V_{bias} aplicada y de la temperatura de operación del SiPM.

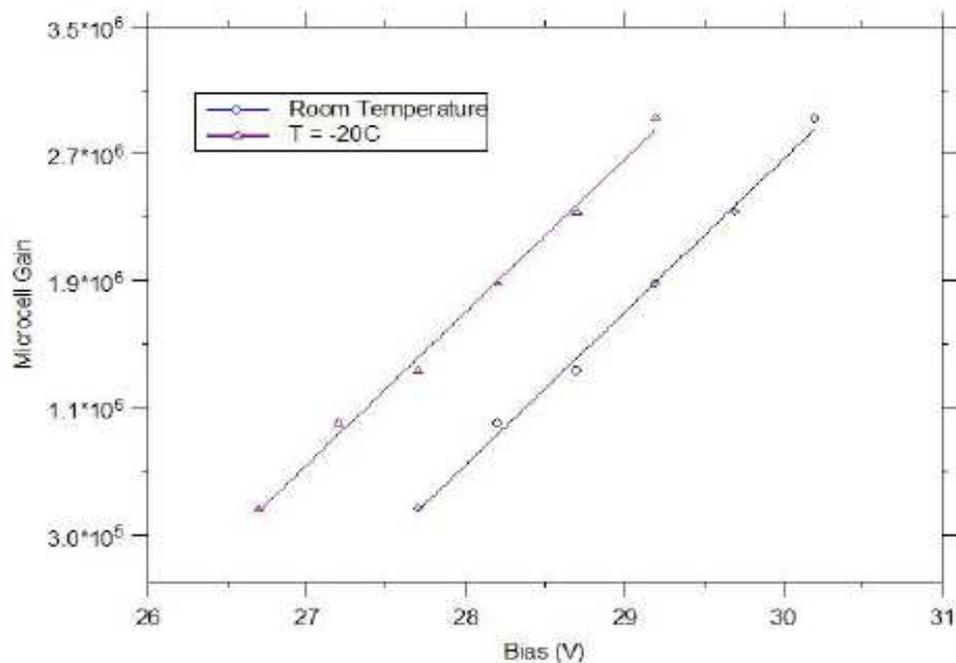


Fig. 12 Ganancia de una microcélula

La V_{bias} afecta a la ganancia que se incrementa de forma lineal con el voltaje según indica la fórmula siguiente [8].

$$G = \frac{C \cdot (V_{bias} - V_{br})}{q}$$

Donde G es la ganancia, C es la capacidad de la microcélula, V_{br} es la tensión de ruptura y q es la carga del electrón.

▪ **Relación señal a ruido**

En la relación señal a ruido de los SiPM, hay que tener en cuenta el tiempo durante el cual está siendo capturada o muestreada. Cada pulso de ruido es equivalente a la señal de un fotón y éste se produce de forma aleatoria con una frecuencia aproximada de 1 MHz/mm² (operando a temperatura ambiente). Por lo tanto, una ráfaga de fotones emitidos instantáneamente (y adquiridos) tendrá una relación señal a ruido significativamente mayor que el mismo número de fotones adquiridos durante un largo periodo de tiempo.

La componente de ruido es equivalente al ruido shot en las diferentes componentes que forman la corriente total, dichas componentes son corriente de señal, corriente de fondo y corriente en oscuridad y la relación señal a ruido viene definida por la siguiente ecuación:

$$\frac{S}{N} = \frac{I_s}{\sqrt{2 \cdot q \cdot F \cdot B \cdot G \cdot (I_s + (2 \cdot I_D + I_B))}}$$

Donde:

I_s = Corriente de señal del ánodo

$$I_s = \frac{P \cdot PDE \cdot G \cdot q}{h \cdot \nu} \left\{ \begin{array}{l} P \rightarrow \text{Potencia _ Óptica _ Incidente} \\ PDE \rightarrow \text{Eficiencia _ Detección _ Fotones} \\ G \rightarrow \text{Ganancia _ Microcélula} \\ q \rightarrow \text{Carga _ Electrónica} \\ h \cdot \nu \rightarrow \text{Energía _ Fotón} \end{array} \right.$$

I_B = Corriente de fondo

I_D = Corriente en oscuridad

G = Ganancia de una microcélula

F = Factor de exceso de ruido

B = Ancho de banda

q = carga electrónica

En los cálculos de la relación señal a ruido solamente se contempla el ruido shot ya que la componente de ruido térmico no se considera estrictamente ruido.

Aunque no se tenga en cuenta en las ecuaciones descritas anteriormente, el ruido de origen térmico puede provocar disparos aleatorios de células, incrementándose éste efecto de forma importante con la temperatura y la tensión de polarización. No obstante, las frecuencias medias de aparición de los pulsos de ruido en oscuridad, así como su magnitud no son preocupantes para su uso en PET [3]. Las frecuencias medias oscilan entre 20kHz y 1MHz y decrecen rápidamente con el número de fotones equivalente. La probabilidad de que se produzcan pulsos de ruido equivalentes a más de tres fotones es más de tres órdenes de magnitud inferior a la probabilidad de que se produzcan pulsos equivalentes a un fotón. Al refrigerar los SiPM el ruido decrece exponencialmente con la temperatura.

Al contrario que en los PMT, la ganancia de un diodo en modo Geiger no viene definida por la naturaleza estadística del proceso de multiplicación, pero es fijada por la capacidad del diodo y la tensión overbias (V_{over}), que se define como:

$$V_{over} = V - V_{br}$$

Donde:

$V = V_{bias}$ aplicada al circuito

$V_{br} =$ Tensión de ruptura

Éste hecho proporciona como resultado una ganancia estable y bien definida.

3 SIMULADOR DE PMT

El ASIC desarrollado en el grupo de investigación está pensado para detectores de 64 salidas (una matriz de 8x8 elementos), tal y como se indica en la figura 13. Por lo tanto posee 64 entradas de corriente y 5 salidas analógicas de tensión A, B, C, D y Z.

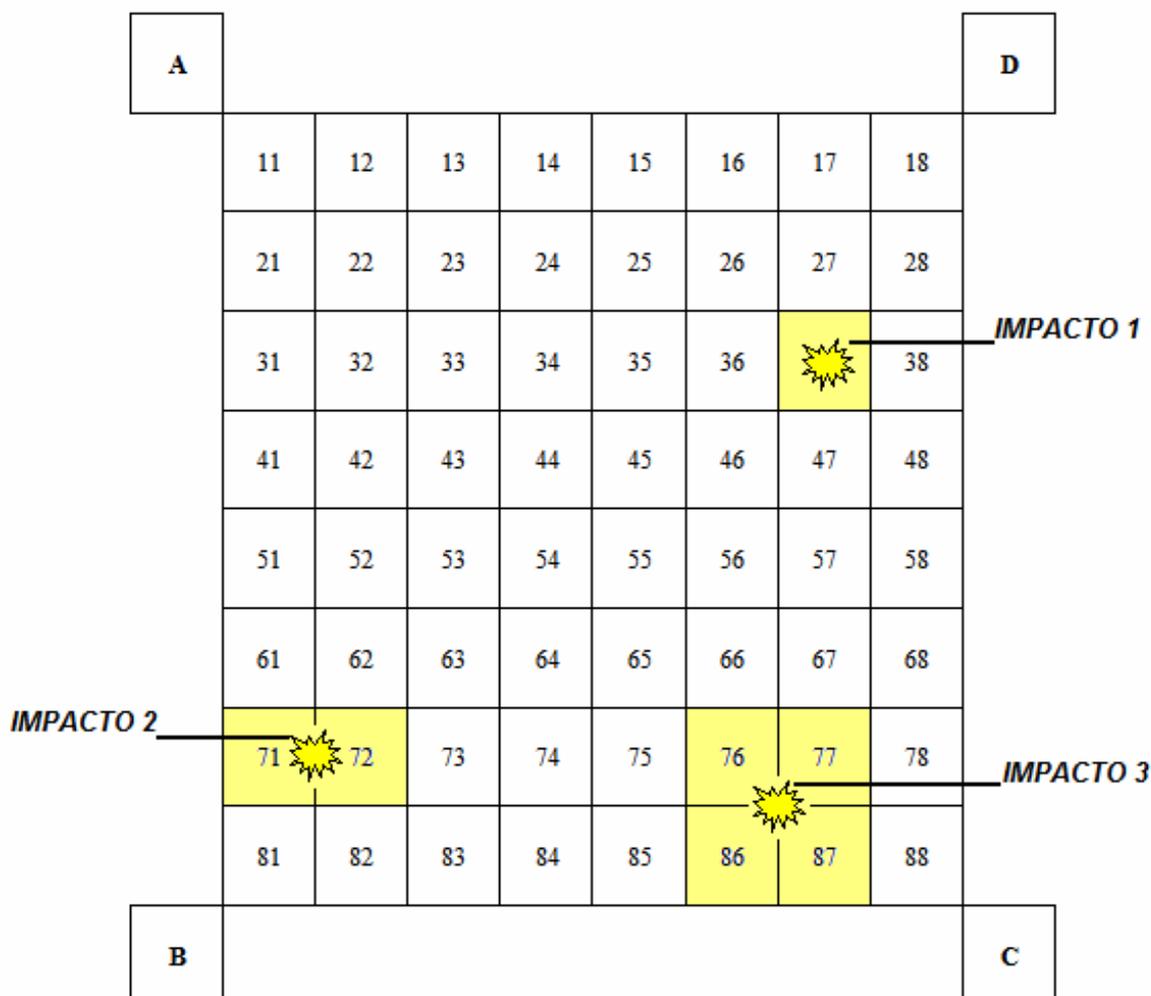


Fig. 13 Esquema del PMT 8x8

Las cuatro primeras salidas, nos proporcionan información acerca de la posición del impacto del rayo gamma en el detector, pudiendo obtener las coordenadas X e Y según las fórmulas siguientes.

$$X = \frac{(A+B)-(C+D)}{A+B+C+D} \quad Y = \frac{(D+A)-(B+C)}{A+B+C+D}$$

La quinta salida, proporciona la información relativa a la profundidad de interacción.

Para poder testear el ASIC se ha desarrollado un entorno de test [9] en el cual era necesario fabricar una placa de circuito impreso (PCB) compuesta por cuatro fuentes de corriente que nos permitirán emular la corriente de salida generada en un PMT, además de dichas fuentes se dispone de una serie de multiplexores analógicos controlados por I2C que nos permitirán direccionar las corrientes y así simular tres tipos de impactos (ver figura 13).

- Impacto 1: afecta a un único elemento de la matriz.
- Impacto 2: situados entre dos elementos de la matriz.
- Impacto 3: situados en la esquina que une cuatro de los elementos de la matriz.

Esta PCB también incorpora el conector del PMT, por lo tanto, una vez verificado el correcto funcionamiento del ASIC, la PCB puede ser sustituida por un PMT real.

3.1 PMT HAMAMATSU H8500

El PMT real disponible para realizar las pruebas es el modelo H8500C de Hamamatsu [10] sensible a posición. Se trata de un cristal de Borosilicato con 12 etapas de amplificación, formado por 64 ánodos distribuidos en una matriz de 8x8 y con un área efectiva de 49x49mm.



Fig. 14 PMT H8500 de Hamamatsu

En la siguiente tabla se muestran las características generales de los H8500 trabajando a una de 25°C.

GENERAL

Parameter		H8500C	H8500D	H8500C-03	H8500D-03	Unit
Spectral Response		300 to 650		185 to 650		nm
Peak Wavelength		400				nm
Photocathode Material		Bialkali				—
Window	Material	Borosilicate glass		UV glass		—
	Thickness	1.5				mm
Dynode	Structure	Metal channel dynode				—
	Number of Stages	12				—
Number of Anode Pixels		64 (8 × 8 matrix)				—
Pixel Size / Pitch at Center		5.8 × 5.8 / 6.08				mm
Effective Area		49 × 49				mm
Dimensional Outline (W × H × D)		52 × 52 × 27.4				mm
Packing Density (Effective Area / External Size)		89				%
Weight		125	105	125	105	g
Operating Ambient Temperature		0 to +50				°C
Storage Temperature		-15 to +50				°C

Fig. 15 Tabla de características generales de los PMT H8500 de Hamamatsu

La corriente media total de salida del ánodo tiene un valor de 100µA y se alimenta a -1100V entre ánodo y cátodo, es por ello que para utilizarlo en el banco de pruebas, además, se ha diseñado un sistema de alimentación con una fuente de alto voltaje.

3.2 PCB DISEÑADA

Como ya se comentó anteriormente la PCB diseñada consta de dos partes bien diferenciadas, por un lado cuatro fuentes de corriente y por otro las matrices multiplexoras, ambas partes son explicadas a continuación.

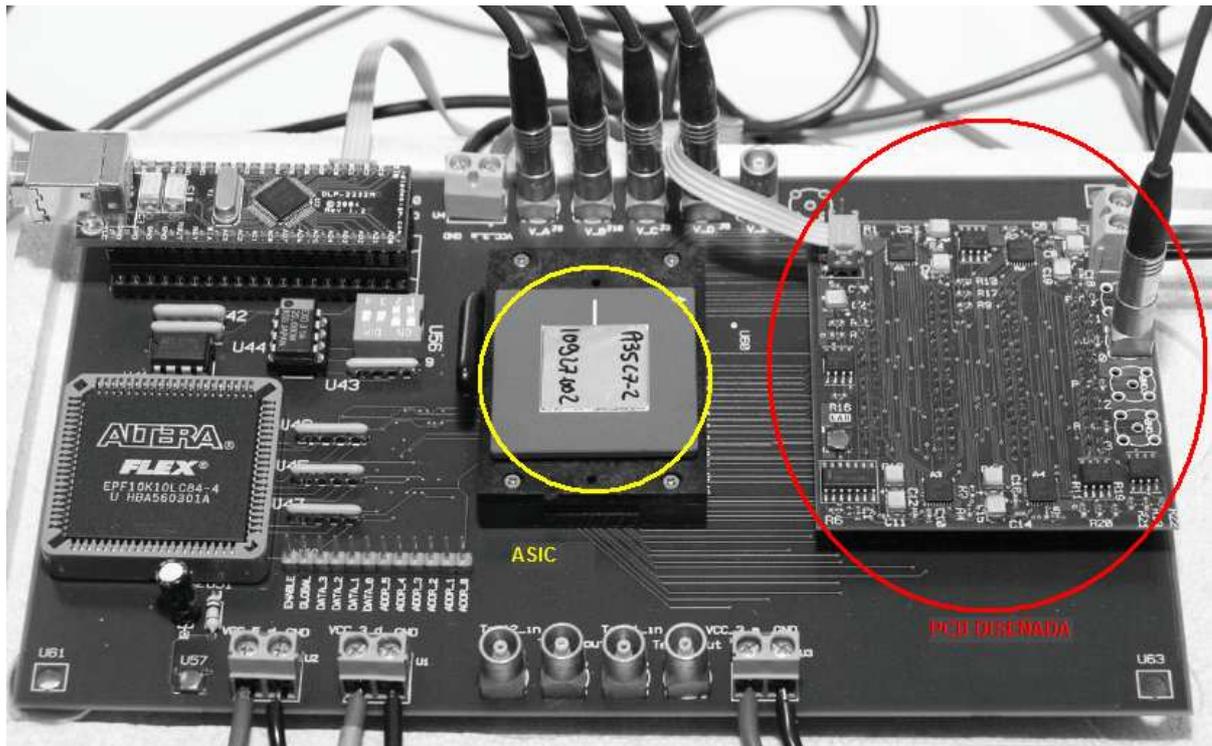


Fig. 16 PCB diseñada en el sistema de test

▪ FUENTES DE CORRIENTE

Las fuentes de corriente son el elemento fundamental del diseño ya que deben emular el comportamiento del centelleo del cristal así como el proceso de multiplicación de electrones en el tubo, donde el sentido de la corriente es entrante al detector.

En la figura 17 se muestra el esquema de una de las fuentes del diseño (todas ellas idénticas), la fuente es una célula de Howland basada en un amplificador de ancho de banda elevado (EL2045). Con ésta configuración conseguimos convertir una señal de tensión (negativa) procedente de un generador de funciones en una señal de corriente en sentido entrante a la fuente.

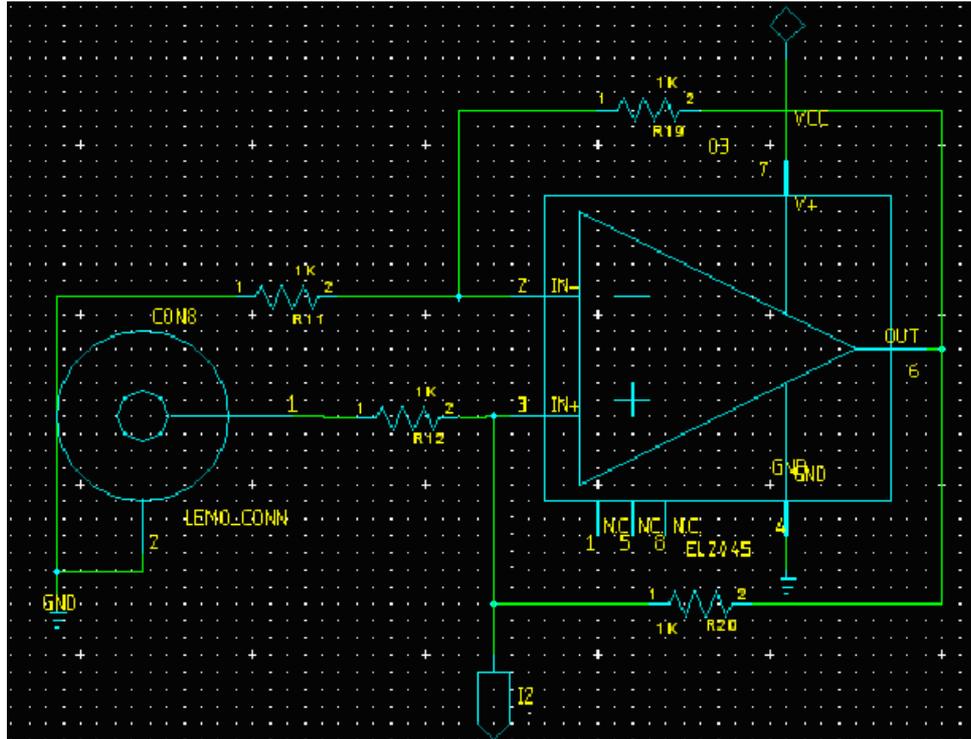


Fig. 17 Fuente de corriente (típica de 4)

Del esquema podemos calcular la relación de transformación tensión-corriente, donde la tensión de entrada es V_{CON8} y la corriente de salida es $I2$.

$$\left. \begin{aligned} \frac{V_{IN+} - V_{CON8}}{R_{12}} &= \frac{V_{OUT} - V_{IN+}}{R_{20}} \\ \frac{V_{IN-} - V_{OUT}}{R_{19}} + I2 &= \frac{0 - V_{IN-}}{R_{11}} \end{aligned} \right\} \begin{aligned} V_{IN+} &= V_{IN-} = V \\ R_{11} &= R_{12} = R_{19} = R_{20} = R \end{aligned}$$

$$\left. \begin{aligned} \frac{2 \cdot V}{R} &= \frac{V_{OUT}}{R} + \frac{V_{CON8}}{R} \\ I2 &= -\left(\frac{2 \cdot V}{R}\right) + \frac{V_{OUT}}{R} \end{aligned} \right\} I2 = -\left(\frac{V_{OUT}}{R} + \frac{V_{CON8}}{R}\right) + \frac{V_{OUT}}{R}$$

$$I2 = -\left(\frac{V_{CON8}}{R}\right) \Bigg|_{R=1000\Omega} = \frac{-V_{CON8}[V]}{1000[\Omega]} = -V_{CON8}[mA]$$

▪ **MATRIZ DE CONMUTACIÓN ANALÓGICA**

La matriz de conmutación analógica se ha diseñado empleando cuatro matrices integradas (AD2128) para permitir la introducción de hasta cuatro estímulos simultáneos de entrada y para poder direccionar los estímulos a los píxeles deseados.

Las especificaciones del diseño eran que una de las fuentes (FUENTE 0) pudiese ser multiplexada con cualquiera de las 64 salidas (para emular impactos centrados en un píxel) y que con las otras tres fuentes (FUENTE 1, FUENTE 2 y FUENTE 3) se pudiese cubrir toda la gama de posibles impactos (impacto que afecte a dos píxeles e impacto que afecte a cuatro píxeles), según se muestra en el esquema del PMT de la figura 13.

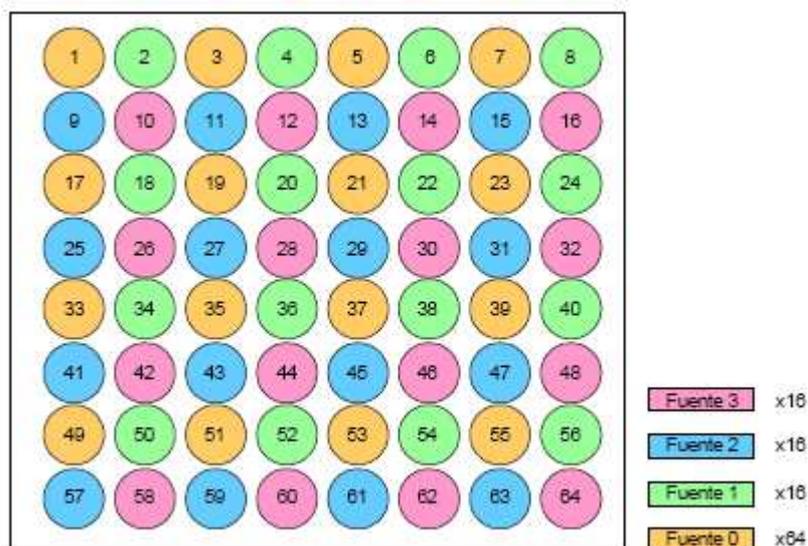


Fig. 18 Distribución de las fuentes en el PMT 8x8

Es por ello que se decide utilizar 4 matrices de conmutación 12x8 controladas por I2C según la configuración que se indica en la figura 19. Cada matriz de 12x8 se utiliza como dos submatrices multiplexoras independientes una de 6x2 y otra de 10x2. En la primera de ellas (6x2) se toma como entradas los 6 puertos Y2, Y3, Y4, Y5, Y6, Y7 y como salidas los puertos X0 y X1. En la segunda de ellas (10x2) se toma como entradas los 10 puertos X2, X3, X4, X5, X6, X7, X8, X9, X10, X11 y como salidas los puertos Y0 e Y1. Si cortocircuitamos o interconectamos los puertos X0-Y0 y X1-Y1 nos quedaría una matriz multiplexora de 16x2. Con 4 matrices 16x2 ya podemos fácilmente estructurar las conexiones para cubrir las especificaciones de diseño, esta estructura se muestra en la figura 20.

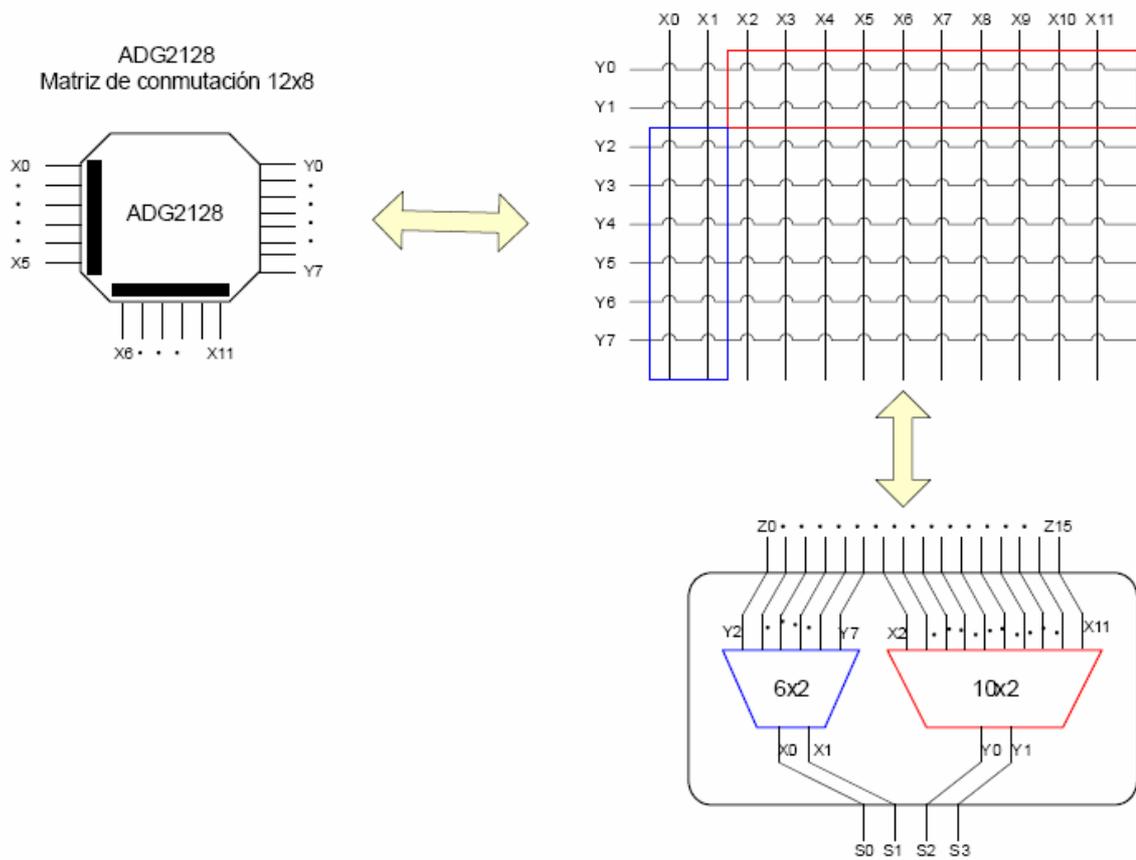


Fig. 19 Configuración de los multiplexores

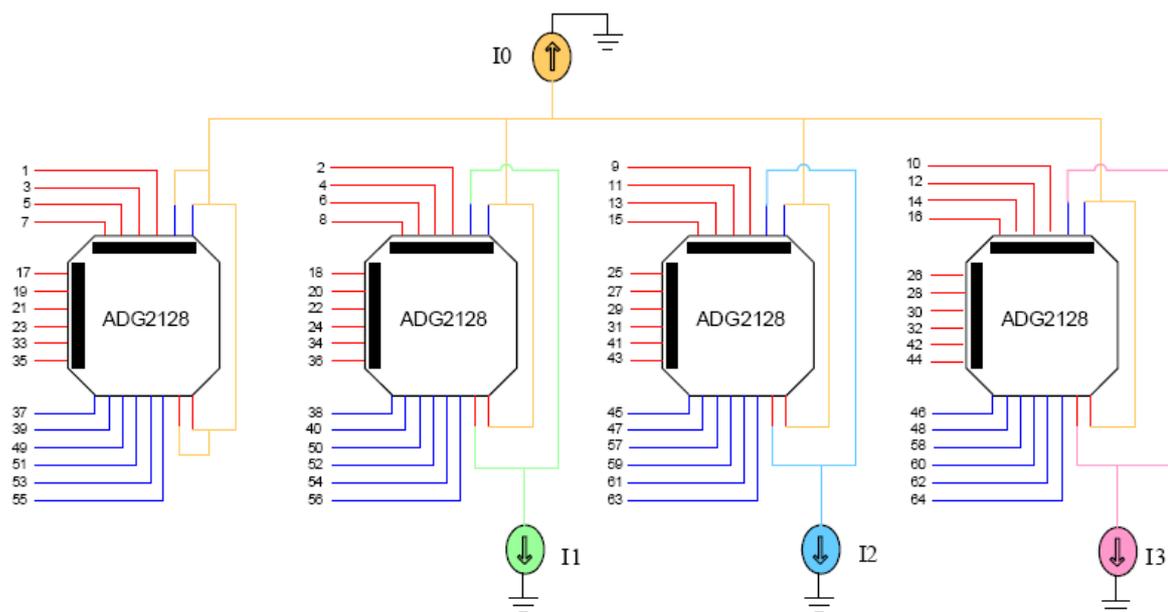


Fig. 20 Estructura de conexiones de las matrices

4 ADAPTADOR DE SiPM

Como ya se comentó anteriormente, el ASIC desarrollado en el grupo de investigación está pensado para detectores de 64 salidas (una matriz de 8x8 elementos). En cambio, el SiPM disponible en el laboratorio es de 16 salidas (una matriz de 4x4 elementos). Además al ser de distintos fabricantes los conectores de ambos detectores no son iguales y por lo tanto para probar los SiPM no podemos conectarlo directamente al sistema utilizado en los PMT.

La solución propuesta es diseñar un sistema adaptador encargado de realizar el puente de conectores, con éste sistema podemos reutilizar todo el sistema ya diseñado en el caso anterior. En el anexo I se puede ver el esquemático del diseño.

4.1 SiPMT SENSL SPMARRAY3035G16

El SiPM disponible para realizar las pruebas es el modelo SPMArray3035G16 de Sensl. Se trata de un array de 4x4 elementos de 3x3mm con 3640 microcélulas por píxel. El dispositivo es sensible a la luz visible en el rango de los 400nm a los 850nm.



Fig. 21 SPMARRAY3035G16 de Sensl

En la siguiente tabla se muestran las características generales de los SPMARRAY3035G16, así como las condiciones con las cuales se obtienen las características indicadas.

Typical Values	Part Number	Units	Test Conditions
	SPMArray 3035G16		
Pixel Chip Area	3x3	mm ²	-
Pixel Active Area	2.85x2.85	mm ²	-
Operating Voltage (typical)	29.5	V	+2V above V _{br} , λ = 520nm
Array Details	4 x 4	Pixels	Number of Pixels
Microcell Gain	>1x10 ⁶	-	-
Preamplifier Board Gain	2000	V/A	Transimpedance Amplifier; 50Ω output load (option)
Output Impedance	50	Ω	-
Number of Microcells	3640	Per pixel	-
Photon Detection Efficiency	10-20	%	1V to 4V above V _{br}
Dark Rate	8	MHz	Per pixel
Detailed Specifications of Pixel	SPMScint3035X13	-	See Datasheet - available on www.SensL.com

Fig. 22 Tabla de características generales de SPMARRAY3035G16 de SensL

4.2 PCB DISEÑADA

La PCB diseñada constituye un adaptador entre el SiPM y el test-bench utilizado con el PMT.

La PCB diseñada se encarga de realizar el puente de conectores, con éste sistema podemos reutilizar todo el sistema ya diseñado en el caso anterior. En el anexo I se puede ver el esquemático del diseño.

Además del adaptador, para poder utilizar el SiPM, tenemos que generar una salida de trigger, ya que al contrario de lo que sucedía con los PMT, los SiPM carecen de dicha señal.

El circuito de trigger, estará compuesto por una resistencia en serie con la alimentación y un condensador de desacoplo. El valor de la resistencia será tal que no afecte al funcionamiento del SiPM (modificando la tensión de alimentación) por lo tanto tendrá un valor reducido R_{max}. 100Ω y el condensador debe de ser por lo tanto bastante grande para bajar al máximo la frecuencia de corte.

En la figura siguiente se muestra el circuito equivalente del PMT, (una fuente de corriente en paralelo con una capacidad parásita) y el circuito de disparo.

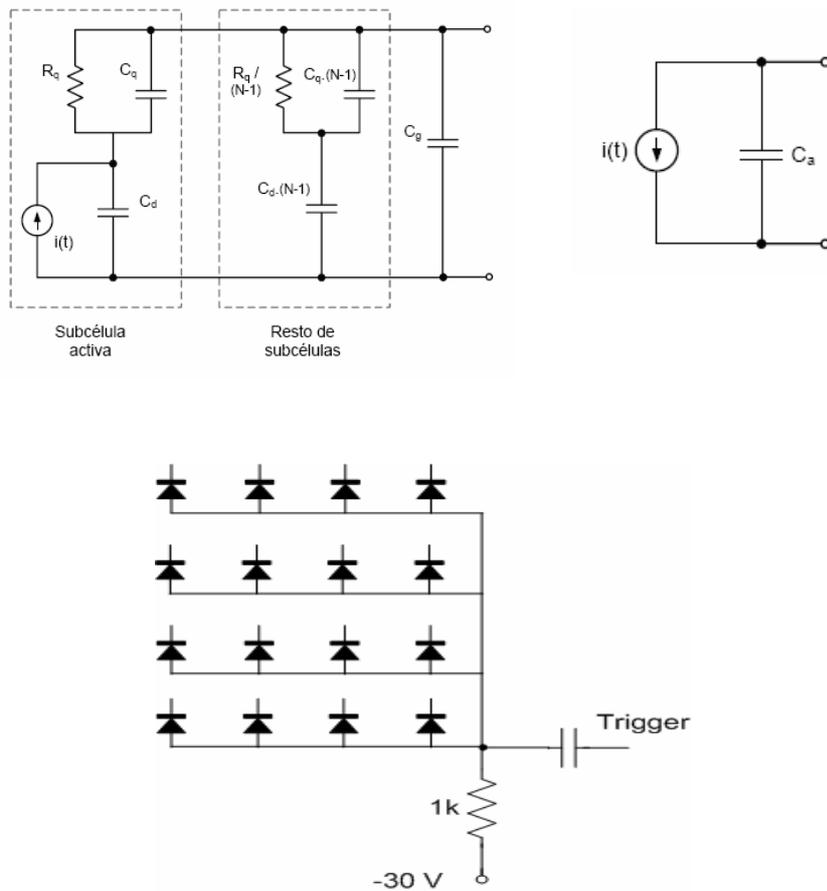


Fig. 23 Circuito equivalente del SiPM y circuito de trigger

Si unimos ambos circuitos, el resultado que se obtiene es el de la figura 24, al que hemos añadido la impedancia del cable (50Ω). Por otra parte vamos a considerar C_a un circuito abierto ya que trabajamos a bajas frecuencias. Resolviendo el circuito podemos calcular la frecuencia de corte que nos proporcionará el valor del condensador una vez fijada la frecuencia de corte.

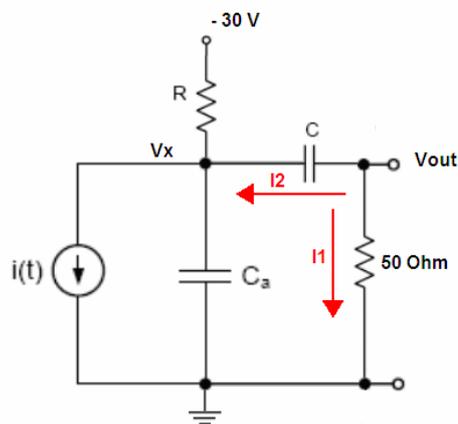


Fig. 24 Esquema del trigger del SiPM

$$I_1 + I_2 = 0$$

$$\frac{V_{out} - V_x}{X_c} + \frac{V_{out}}{50} = 0$$

$$V_{out} \left(\frac{1}{50} + \frac{1}{X_c} \right) = \frac{V_x}{X_c} \rightarrow V_{out} \left(\frac{50 + X_c}{50 \cdot X_c} \right) = \frac{V_x}{X_c}$$

$$\frac{V_{out}}{V_x} = \frac{1}{X_c} \cdot \frac{50 \cdot X_c}{50 + X_c} = \frac{50}{50 + X_c} = \frac{50}{50 + \frac{1}{j\omega C}} = \frac{j\omega C 50}{j\omega C 50 + 1} = \frac{j\omega C 50 \cdot (1 - j\omega C 50)}{(1 + j\omega C 50) \cdot (1 - j\omega C 50)}$$

$$\frac{V_{out}}{V_x} = \frac{(50\omega C)^2}{1 + (50\omega C)^2} + j \cdot \frac{50\omega C}{1 + (50\omega C)^2}$$

FRECUENCIA DE CORTE

$$\frac{V_{out}}{V_x} = \frac{1}{\sqrt{2}}$$

$$\frac{1}{\sqrt{2}} = \frac{(50 \omega C)^2}{1 + (50 \omega C)^2} = \frac{(50 \cdot 2\pi f \cdot C)^2}{1 + (50 \cdot 2\pi f \cdot C)^2}$$

$$f = \frac{4,9458 \cdot 10^{-3}}{C}$$

Como se deriva de los resultados obtenidos, para frecuencias de corte bajas, tendremos que utilizar condensadores de desacoplo grandes.

Para una frecuencia de corte de 5kHz necesitamos $C=0,989 \mu\text{F}$

Para una frecuencia de corte de 500Hz necesitamos $C=9,892 \mu\text{F}$

Para una frecuencia de corte de 50Hz necesitamos $C=98,916 \mu\text{F}$

5 RESULTADOS

Respecto a los resultados obtenidos de las pruebas experimentales realizadas con el PESIC y la electrónica del sistema de test objeto de éste trabajo, éstas se han centrado en la resolución espacial ya que una de las características que proporciona el PESIC, es el ajuste individual de la ganancia de las salidas del fotomultiplicador, dicho ajuste minimiza la degradación de la resolución debida a las inhomogeneidades en el fotomultiplicador y en el centelleador.

La estructura de los detectores y el algoritmo del centro de gravedad usado para el cálculo de la posición, introducen una compresión de la imagen en la superficie del detector. La causa de este efecto es la falta de simetría de la distribución de la luz en los eventos cercanos al borde del detector. El factor de compresión depende del tratamiento del cristal y tiene que ser medido de forma empírica [1]. En las figuras siguientes se muestra las medidas del límite de resolución unidimensional para los ejes X e Y en detectores PMT en una zona cercana al centro del detector y en una zona cercana al borde del detector, antes de la igualación.

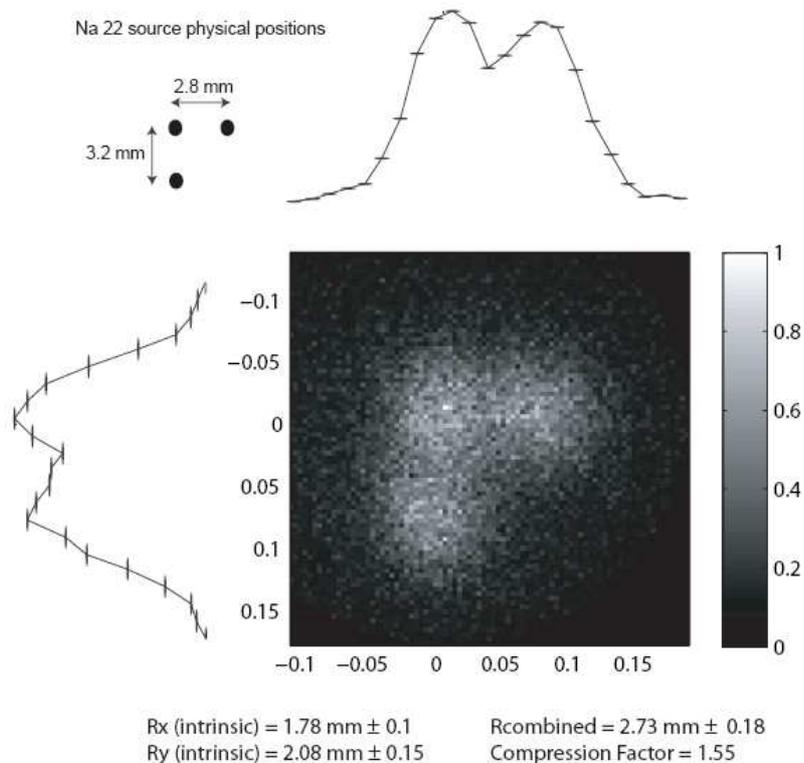


Fig. 25 Resolución en el área central sin igualación (PMT)

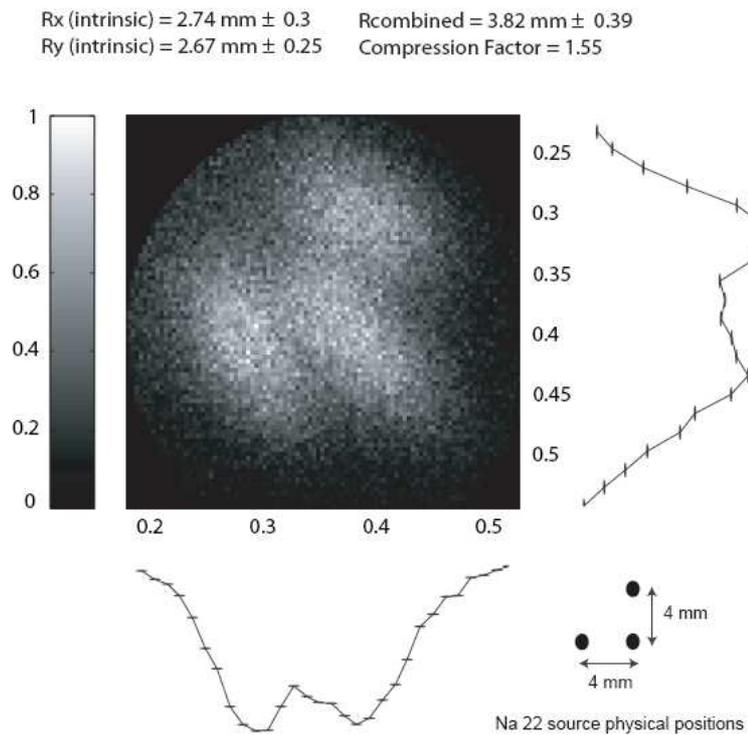


Fig. 26 Resolución en el borde del área sin igualación (PMT)

Como podemos observar en la figura 25, la resolución espacial, tanto en el eje X (R_x) como en el eje Y (R_y) y la resolución combinada (R_c) en la zona central son:

$$\left. \begin{array}{l} R_x = 1.78\text{mm} \pm 0.1 \\ R_y = 2.08\text{mm} \pm 0.15 \end{array} \right\} R_c = \sqrt{(R_x)^2 + (R_y)^2} = \sqrt{(1.78)^2 + (2.08)^2} = 2.73\text{mm} \pm 0.18$$

Y de la figura 26, obtenemos que la resolución espacial, tanto en el eje X (R_x) como en el eje Y (R_y) y la resolución combinada (R_c) en el borde del área son:

$$\left. \begin{array}{l} R_x = 2.74\text{mm} \pm 0.3 \\ R_y = 2.67\text{mm} \pm 0.25 \end{array} \right\} R_c = \sqrt{(R_x)^2 + (R_y)^2} = \sqrt{(2.74)^2 + (2.67)^2} = 3.82\text{mm} \pm 0.39$$

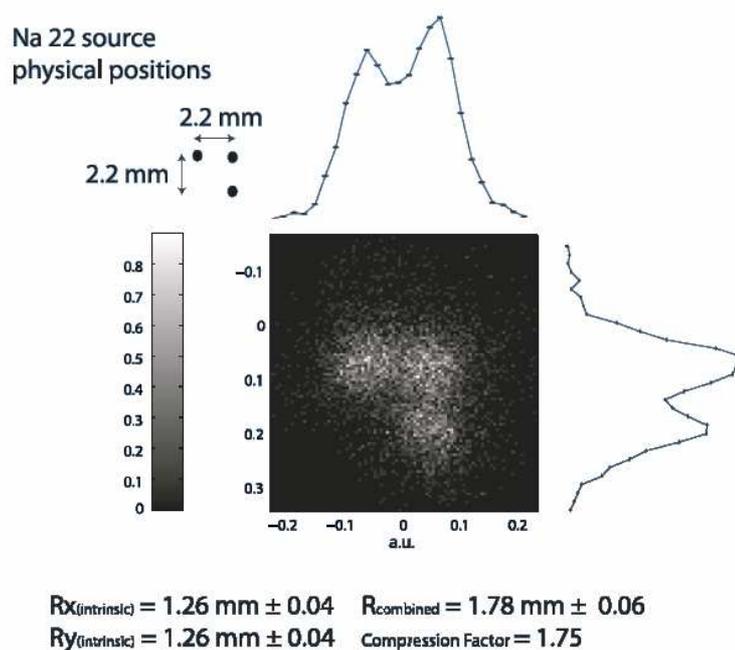


Fig. 27 Resolución en un SiPM

En la figura 27, de la misma forma que para los PMT, obtenemos que la resolución espacial para los SiPM, tanto en el eje X (R_x) como en el eje Y (R_y) y la resolución combinada (R_c):

$$\left. \begin{array}{l} R_x = 1.26 \text{ mm} \pm 0.04 \\ R_y = 1.26 \text{ mm} \pm 0.04 \end{array} \right\} R_c = \sqrt{(R_x)^2 + (R_y)^2} = \sqrt{(1.26)^2 + (1.26)^2} = 1.78 \text{ mm} \pm 0.06$$

La otra de las mejoras que aporta la etapa de preamplificadores programables individualmente e integrados en el PESIC es que minimiza la degradación de la resolución debida a las inhomogeneidades en el fotomultiplicador y en el centelleador. Para obtener el conjunto de ganancias que reducen las inhomogeneidades del detector se ha utilizado un modelo teórico de la distribución de la luz en la superficie de los detectores en un autómata celular. Con ello se ha obtenido el conjunto de ganancias asociadas a cada una de las salidas del PMT tales que realicen una ecualización de la respuesta del fotopico. Los resultados obtenidos muestran que la resolución espacial intrínseca permanece inalterada, sin embargo, el valor medio de la desviación estándar se reduce del 10.4% al 8.6%.

Por lo tanto se mejora la uniformidad en la superficie del detector al realizar la ecualización. En cambio, la resolución energética experimenta un leve empeoramiento, tal y como se muestra en las siguientes imágenes.

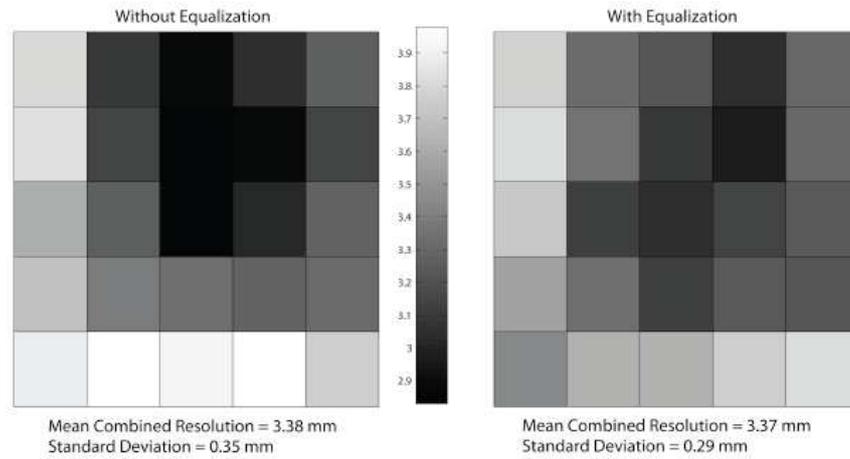


Fig. 28 Efecto de la ecualización en la resolución espacial

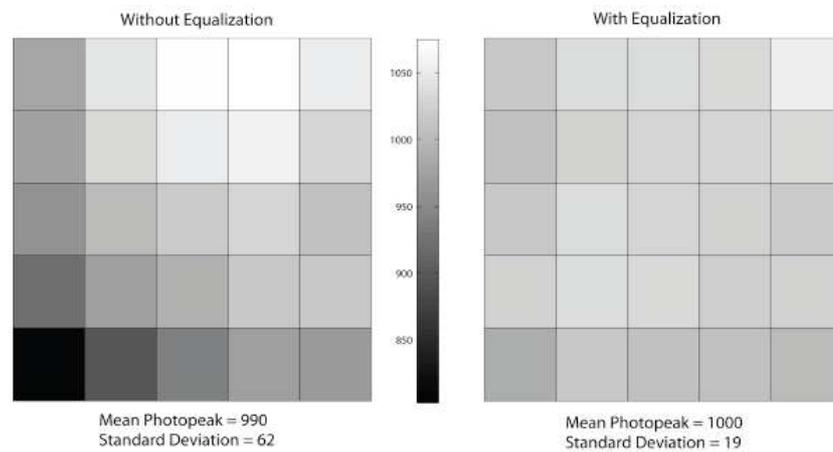


Fig. 29 Efecto de la ecualización en la medida del fotopico de energía

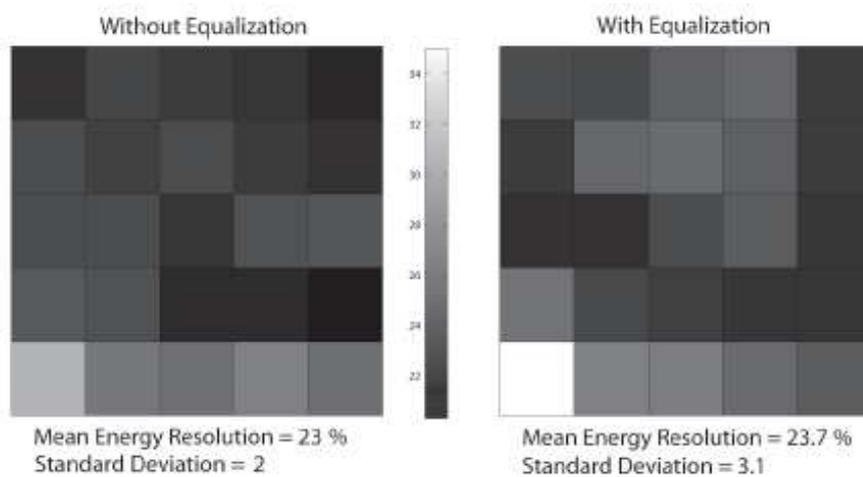


Fig. 30 Efecto de la ecualización en la resolución de energía

Los resultados obtenidos, fueron expuestos en el congreso:

Nuclear Science Symposium, 2008 (NSS-MIC2008).

AUTORES:

Vicente Herrero, N. Ferrando, M.J. Agulló, J.D. Martinez, J.M. Monzo, Ch.W. Lerche, R.J. Colom, R. Gadea, A. Sebastia J.M. Benlloch

TÍTULO:

First Evaluation Results of PESIC, an Integrated Front-end for PET Applications

TIPO DE PARTICIPACIÓN:

Póster

CONGRESO:

IEEE Nuclear Science Symposium 2008

PUBLICACIÓN:

Conference Record

LUGAR DE CELEBRACIÓN:

Dresden, Alemania.

AÑO:

2008 (Octubre)

6 CONCLUSIONES

Hasta el momento, el PMT era la tecnología elegida para la mayoría de las aplicaciones de PET en sistemas de imagen médica. La aparición de los fotomultiplicadores de Silicio supone un rival para los PMT, no solo por sus características como ganancia, PDE...sino también porque tienen las ventajas adicionales de la tecnología de Silicio tales como la compacidad y bajo coste de producción para grandes volúmenes. Esta última característica es teórica, porque en la actualidad, los SiPM, todavía no se comercializan de forma abierta y esto implica unos costes muy elevados.

Una de las principales características desfavorables de los SiPM es su vulnerabilidad al ruido térmico a temperatura ambiente, que produce el disparo espontáneo de algunas microcélulas de cada píxel de forma estadística. Si el número de microcélulas afectadas (en un mismo píxel) por el ruido térmico es lo suficientemente elevado, los disparos ocasionados podrían detectarse como un falso impacto. Sin embargo, las frecuencias medias de aparición de los pulsos de ruido en oscuridad, así como su magnitud no son preocupantes para su aplicación en sistemas PET [11].

Respecto a los aspectos o características más favorables de los SiPM en comparación con los PMT cabe resaltar que necesitan una tensión de alimentación mucho menor que los PMT y por otra parte que son muy resistentes a los campos magnéticos.

Uno de los parámetros clave a la hora de seleccionar el detector más apropiado es la relación señal a ruido⁷. En el siguiente gráfico [5] se muestra una comparación de la relación señal a ruido de un detector SiPM y un detector PMT. En el gráfico, se puede observar que el PMT es un detector más sensible, con un NEP⁸ aproximado de 5×10^{-16} W, en cambio en la región de los 10pW, el SiPM montado sobre un TEC (Thermo-electric cooler) operando a -20°C (SPMMini) posee una relación señal a ruido mejor que el PMT. Ésta temperatura de operación (-20°C) reduce la corriente en oscuridad en un orden de magnitud respecto a la temperatura ambiente. Por otra parte el factor de exceso de ruido es menor para los SPM.

⁷ La relación señal a ruido para un detector, se define como la relación entre la corriente de señal o fotocorriente y la corriente producida de forma inherente en el detector (ruido).

⁸ NEP (Noise Equivalent Power) Es la potencia óptica requerida para obtener una relación señal a ruido igual a la unidad

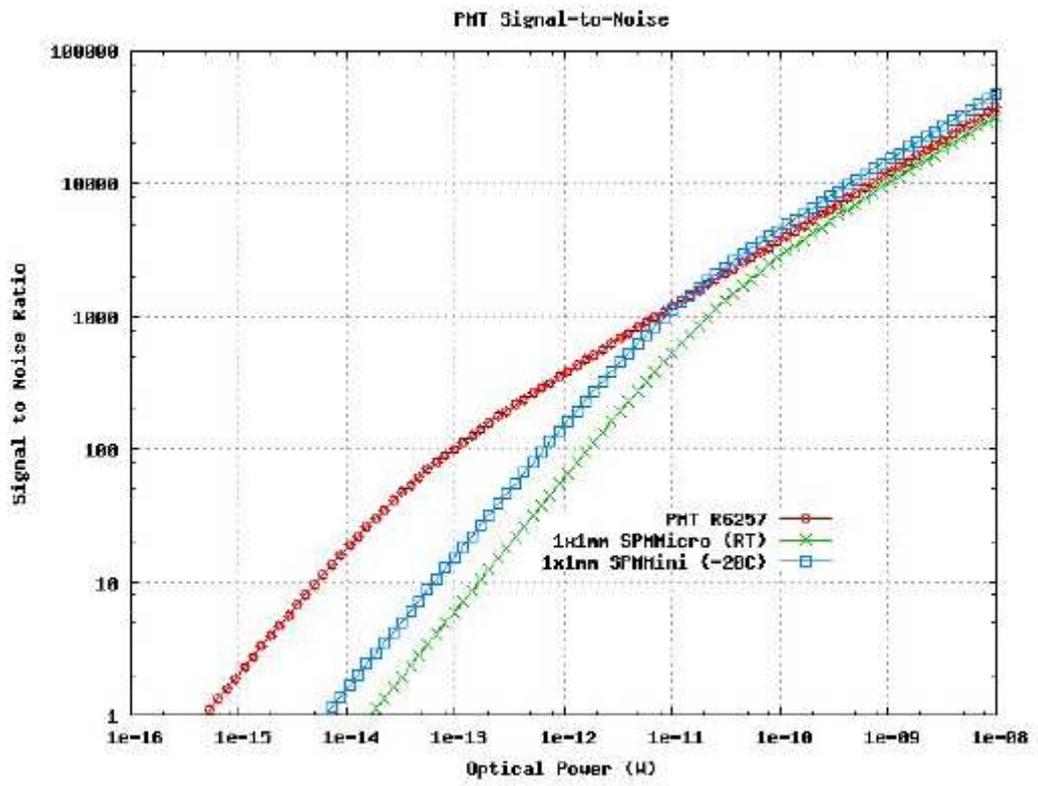


Fig. 31 Comparativa de la relación señal a ruido

BIBLIOGRAFÍA

- [1] V. Herrero, N. Ferando, J.D. Martínez, Ch.W. Lerche, J.M. Monzó, F. Mateo, R.J. Colom, R. Gadea, A. Sebastián, J.M Benlloch "Position sensitive scintillator based detector improvements by means of an integrated front end" 2008
- [2] Ramsey Badawi, "Introduction to PET Physics", *Division of Nuclear Medicine, University of Washington*, http://depts.washington.edu/nucmed/IRL/pet_intro/toc.html, 1999.
- [3] V.Herrero-Bosch, "Análisis y desarrollo de un front-end integrado para aplicaciones de tomografía por emisión de positrones" *Tesis Doctoral*, 2008.
- [4] "Photomultiplier Tubes: Basics and Applications (Third Edition)" *Hamamatsu Photonics, February 2006*
- [5] "Noise in Silicon Photomultipliers and Vacuum Tubes: White Paper" *Sensl*
- [6] "Technical Note: SPM Photon Detection Efficiency (Rev 1.4)" *Sensl, December 2007*
- [7] "Technical Note: Dynamic Range (Rev 1.3)" *Sensl, January 2008*
- [8] "Technical Note: Introduction to the Silicon Photomultiplier (Rev.1.0)" *Sensl, August 2007*
- [9] I. Griol Barres, "Diseño del Entorno de Test de un ASIC para Aplicaciones de Medicina Nuclear" *Proyecto Final de carrera*, 2007
- [10] H8500. Flat Panel Type Multianode Photomultiplier Datasheet. *Hamamatsu Photonics, www.hamamatsu.com*.
- [11] D. J. Herbert, V. Saveliev, N. Belcari, N. Ascenzo, A. Del Guerra, A. Golovin. "First Results of Scintillator Readout With Silicon Photomultiplier" *IEEE Trans. Nucl. Sci., vol 53, no. 1, pp. 389-394, 2006*.
- [12] C.W. Lerche, "Design studies for a new γ -ray detector with depth of interaction ability" *Tesina*, 2003.
- [13] "Technical Note: SPMArray, Position Sensitive / Multi-Anode Silicon Photomultiplier" *Sensl, August 2008*
- [14] "Technical Note: SPM Signal to Noise Ratio (Rev 1.4)" *Sensl, January 2008*

ANEXO I: Esquemático de la PCB de adaptación para el SiPM

