

# Caracterización del *crosstalk* en matrices de cristales centelleadores acoplados a SiPMs con aplicación en PET

## Crosstalk characterization of scintillating crystal matrixes coupled to SiPMs with application in PET

Jaime Rosado Vélez, Guillermo Martínez Valdunquillo

Facultad de Ciencias Físicas. Universidad Complutense. Madrid.

Fecha de Recepción: 08/01/2019 - Fecha de Aceptación: 16/04/2019

Hemos realizado una caracterización experimental del *crosstalk* en matrices de cristales centelleadores acoplados a fotomultiplicadores de silicio (SiPMs) con aplicación en escáneres PET. El método empleado se basa en el análisis del espectro de amplitudes de los pulsos de señal de salida los SiPMs al irradiar los cristales con una fuente de Cs-137. Se han estudiado matrices de cristales con dos técnicas de segmentación distintas.

Hemos analizado las posibles causas de *crosstalk* en el sistema. Como conclusión, hemos encontrado que la transmisión de fotones de centelleo por la ventana óptica protectora de los SiPMs contribuye significativamente al *crosstalk*. En este trabajo se muestran por primera vez medidas cuantitativas de este efecto.

**Palabras clave:** Fotomultiplicador de silicio (SiPM), *crosstalk*, PET, cristales centelleadores.

We have performed an experimental characterization of the *crosstalk* in matrices of scintillation crystals coupled to silicon photomultipliers (SiPMs) with application in PET scanners. The used method is based on the analysis of the amplitude spectrum of output signal pulses of the SiPMs when the crystals are irradiated by a Cs-137 source. Matrices of crystals with two different segmentation techniques have been studied.

We have analyzed the possible causes of *crosstalk* in the system. As a conclusion, we have found that the transmission of scintillation photons through the protector optical window of the SiPMs contributes significantly to the *crosstalk*. In this work quantitative measurements of this effect are reported for the first time.

**Key words:** Silicon Photomultiplier (SiPM), *crosstalk*, PET, scintillation crystals.

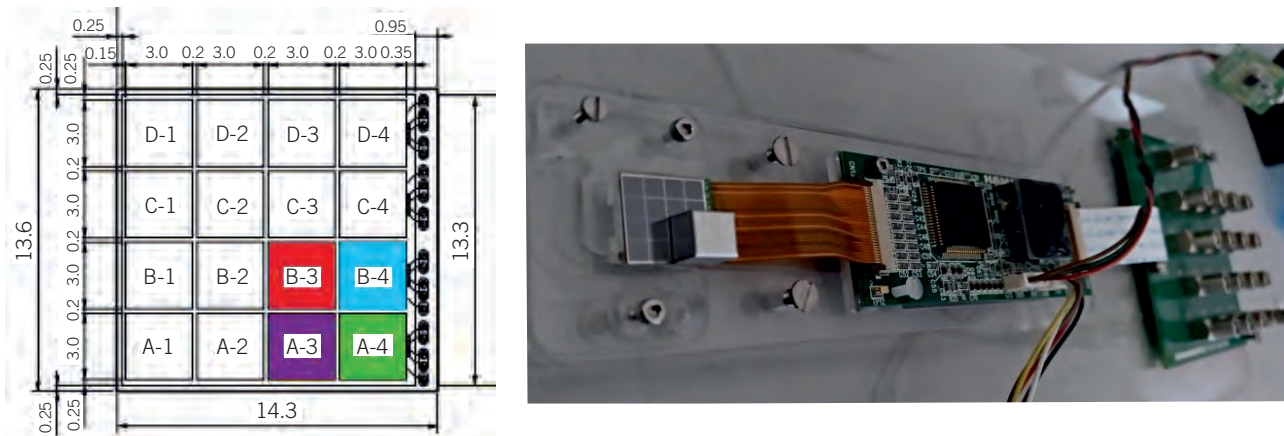
## Introducción

Los fotomultiplicadores de silicio (SiPMs, por sus siglas en inglés) son un tipo de fotodetectores de estado sólido relativamente recientes que están dominando los nuevos desarrollos de escáneres de imagen en medicina nuclear con prestaciones mejoradas.<sup>1,2</sup> Entre sus principales ventajas, los SiPMs son compactos, tienen bajo coste, cuentan con una elevada ganancia, una excelente resolución temporal e insensibilidad a campos magnéticos. Esto está permitiendo, por ejemplo, el desarrollo de sistemas híbridos PET-MRI así como sistemas PET que usan técnicas de tiempo de vuelo (TOF-PET).<sup>3</sup>

En escáneres PET y SPECT convencionales, se dispone de una matriz de cristales centelleadores

acoplados ópticamente a sendos detectores con lecturas independientes. A partir del registro de los rayos gamma que impactan en cada cristal se obtiene un mapa espacial de la actividad en el paciente. Una de las ventajas que tienen los SiPMs, y algunos otros tipos de fotodetectores, es que su pequeño tamaño permite la fabricación de escáneres con un pixelado más fino.<sup>4</sup> Sin embargo, esto puede incrementar el *crosstalk* entre píxeles próximos, es decir, a la generación de señales en píxeles distintos al píxel donde el rayo gamma interacciona. Hay varias posibles fuentes de *crosstalk*: el escape del rayo gamma tras sufrir una interacción Compton; el escape de fotoelectrones de alta energía; un aislamiento óptico incompleto entre cristales; un aislamiento eléctrico deficiente de los circuitos de lectura de los SiPMs; o incluso el propio proceso de

\* Correspondencia  
gumart05@ucm.es



**Fig. 1.** Izquierda: Fotografía del sistema experimental. Derecha: Dimensiones de la matriz de SiPMs, donde se han resaltado los cuatro detectores usados para la caracterización del *crossstalk*.

detección dentro de un SiPM, donde se generan fotones infrarrojos<sup>5</sup> que pueden interaccionar con otros píxeles del escáner.\*

En principio, los efectos del *crossstalk* pueden mitigarse estableciendo un umbral de discriminación adecuado en los pulsos de señal. Sin embargo, existen diseños de escáneres PET con capacidad de determinar la profundidad de interacción (DOI) a partir del análisis de las amplitudes de señal de detectores que recogen luz de centelleo de distintos cristales,<sup>6,7</sup> o bien de las señales de varios detectores acoplados a un solo cristal monolítico.<sup>8</sup> En estos esquemas, es importante entender las posibles fuentes de *crossstalk* entre cristales o entre detectores y su correcta caracterización, porque este efecto puede degradar la resolución espacial, temporal y energética, además de incrementar el tiempo muerto y apilamiento de las señales.<sup>9</sup>

En este trabajo presentamos un método de caracterización de los efectos de *crossstalk* en sistemas basados en matrices de cristales centelleadores acoplados a detectores SiPMs. Mostramos algunos resultados cuantitativos preliminares de estos efectos.

## Metodología

El sistema experimental se basa en un módulo Hamamatsu C11206-0404FB(X) que consta de una matriz de 4 × 4 SiPMs conectada a un circuito de ali-

\* Un único detector SiPM está formado por una matriz de miles de fotodiodos de avalancha en modo Geiger, de manera que la respuesta de salida del SiPM es la señal suma de todos los fotodiodos de avalancha que lo componen. En la literatura sobre SiPMs, cada fotodiodo de avalancha se suele denominar también píxel o microcelda y existe *crossstalk* entre píxeles dentro de un mismo SiPM. En este artículo, sin embargo, usamos el término píxel para referirnos a una unidad de detección y lectura formada por un cristal acoplado a un detector SiPM y estudiamos el *crossstalk* entre distintos píxeles del escáner.

mentación y adaptación de señal configurable (Fig. 1, izquierda). Las dimensiones del área activa de cada SiPM son de 3 mm × 3 mm y tienen una separación de 0.2 mm entre sí (Fig. 1, derecha). El módulo permite regular la tensión de alimentación y, por tanto, la ganancia de cada SiPM de la matriz, así como extraer las 16 señales por separado. Las medidas se realizaron usando únicamente los cuatro SiPMs de la matriz resaltados en colores en la figura. Las señales se trataron de manera independiente, es decir, no se aplicó un disparo común.

Para cada SiPM seleccionado, su salida es enviada a un módulo Toivel DSP Spectrometer (DPP/MCA) que digitaliza la señal, identifica pulsos y realiza un procesamiento de los pulsos basado en un filtrado gaussiano para la medida de su amplitud en unidades relativas del analizador multicanal. Este módulo se comunica con un ordenador donde se registran los espectros de amplitudes de los pulsos a través de una aplicación informática específica para este módulo que permite, entre otras opciones, fijar el tiempo de acumulación de los espectros. No fue necesario realizar una calibración en energía para los objetivos de este estudio, si bien se comprobó la linealidad del módulo de análisis en el rango de interés por comparación con medidas de la integral de los pulsos de señal usando un osciloscopio digital.

Los cristales centelleadores empleados son del tipo LFS (*Lutetium Fine Silicate*) fabricados por Zecotek y distribuidos por Hamamatsu. Estos cristales se caracterizan por tener una alta densidad de 7.35 g/cm<sup>3</sup>, un pico de emisión en 425 nm y un tiempo de decaimiento de 33 ns. Se probaron tres configuraciones distintas de cristales (Tabla 1):

- Un cristal simple de 3.14 mm × 3.14 mm de base y 20 mm de longitud con recubrimiento reflectante de aluminio de algunas decenas de micras. Las dimensiones del cristal no incluyen este recubrimiento.

Tabla 1. Datos técnicos de los centelleadores utilizados.

Referencia Hamamatsu	J13059-4473	J13059-4505	J13059-4506
Composición	LFS	LFS	LFS
Número de cristales	1 cristal	4 cristales	4 cristales
Dimensiones (mm)	3.14 × 3.14 × 20	6 × 6 × 5	6 × 6 × 5
Recubrimiento externo	Aluminio	Aluminio (0.3 mm)	No
Separación entre cristales	—	Película reflectante de aluminio (65 micras)	Tratamiento láser

- Una matriz de 6 mm × 6 mm compuesta por cuatro cristales iguales de 3 mm × 3 mm de base y 5 mm de longitud con un recubrimiento reflectante de 65 micras de aluminio cada uno que asegura un aislamiento óptico completo entre cristales. Los cristales fueron ensamblados robóticamente por el fabricante dentro de una carcasa de aluminio de 0.3 mm de espesor. Las dimensiones de la matriz no incluyen esta carcasa.
- Otra matriz de las mismas dimensiones fabricada a partir de un cristal monolítico segmentado en cuatro cristales mediante un procesado láser que genera un aislamiento óptico parcial entre los cristales. No se usó ningún tipo de recubrimiento externo para coleccionar la luz de centelleo. Este tipo de matrices se ha empleado con éxito en detectores DOI para sistemas PET.<sup>6</sup>

Las dimensiones de los cristales son las adecuadas para que la base de cada cristal quede enfrentada con el área activa de un único SiPM. Se usó grasa óptica para un correcto acoplamiento óptico.

Todas las medidas se realizaron usando una fuente de Cs-137. Este isótopo emite rayos gamma de una sola energía (661.7 keV), dando lugar a un espectro con un fotopico fácilmente reconocible. Se igualaron las ganancias de los cuatro SiPMs utilizados tomando como referencia la posición del fotopico en el espectro de amplitudes medido para cada SiPM acoplado al cristal simple.

## Resultados

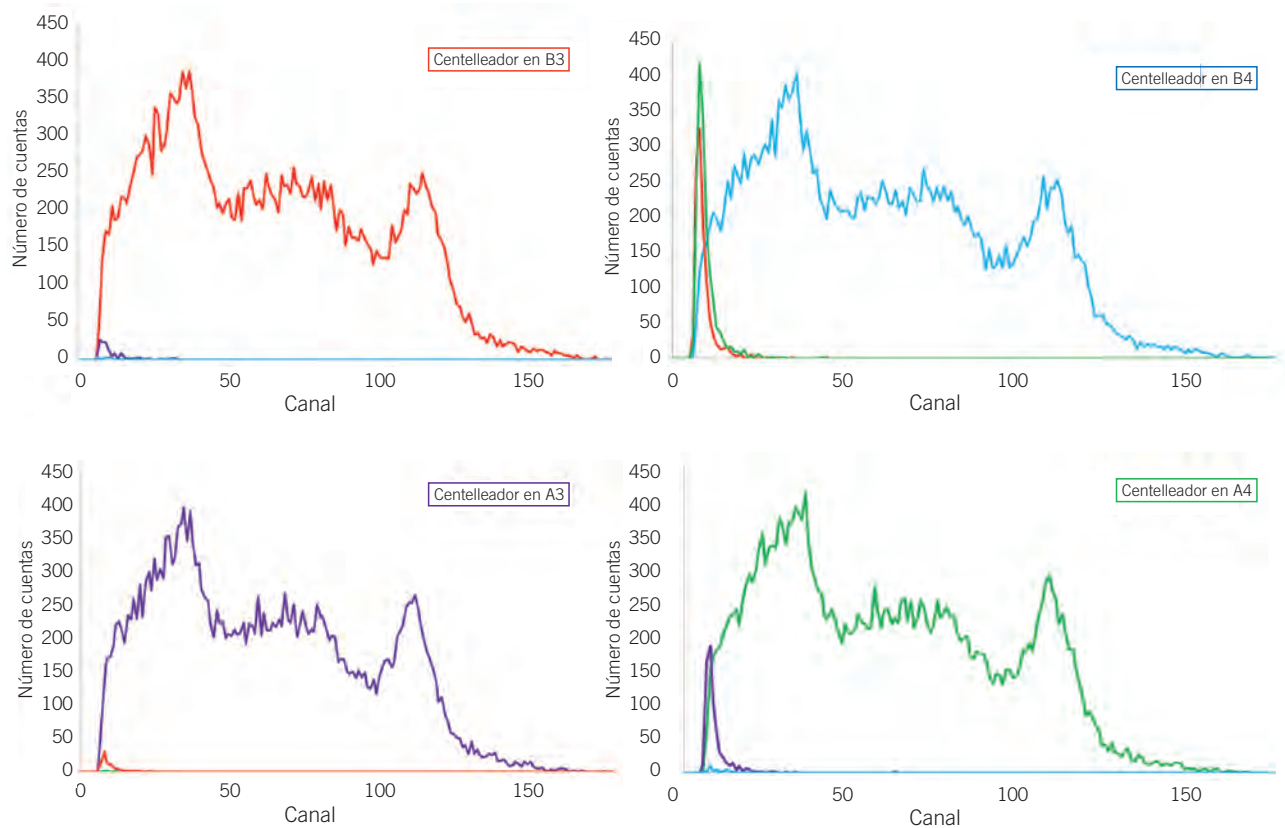
### a. Estudio con un cristal simple

Se registraron los espectros de amplitudes de los pulsos generados por los cuatro SiPMs seleccionados de la matriz alternando la posición del cristal entre los

cuatro SiPMs. Para cada posición del cristal, se obtuvieron dos tipos de espectros: un espectro “directo” para el SiPM que está acoplado al cristal, y dos espectros de *crosstalk* para los SiPMs adyacentes. No se registró un número significativo de pulsos para el SiPM en la posición diametralmente opuesta al cristal.

En la Fig. 2 se muestran los espectros directos y de *crosstalk* registrados para cada posición del cristal. Todos los espectros se obtuvieron con un mismo tiempo de acumulación de 150 segundos. Los colores identifican las coordenadas del SiPM de acuerdo con la Fig. 1, izquierda. Todos los espectros directos son iguales entre sí dentro de las fluctuaciones estadísticas. El fotopico se encuentra en el canal 111 aproximadamente para los cuatro SiPMs. Se distinguen también claramente el borde Compton y el pico de retrodispersión, que es bastante acusado debido al encapsulamiento metálico de la fuente radiactiva. La resolución de los espectros es relativamente baja (19% de anchura total a media altura del fotopico), debido en parte a la radiación intrínseca del cristal centelleador, que contiene Lu-176. No obstante, esta resolución es suficiente para los objetivos de este trabajo, por lo que no fue necesario sustraer el fondo de los espectros obtenidos ni optimizar el montaje experimental para mejorar la resolución. La amplitud umbral del sistema de detección se encuentra en el canal 8, que se corresponde aproximadamente a una energía de 45 keV.

La región de amplitudes en que se registran los espectros de *crosstalk* y la forma de estos espectros son las mismas en las cuatro posiciones. Sin embargo, se encontró que la frecuencia de eventos de *crosstalk* es muy sensible al alineamiento del cristal sobre la matriz de SiPMs, que se realizó manualmente. Por ejemplo, en los espectros mostrados en la figura para el cristal posicionado sobre el SiPM de la celda B-4 (panel superior derecho), el *crosstalk* es similar para los SiPMs de las celdas adyacentes B-3 (rojo) y A-4 (verde). En cambio, en las medidas realizadas posicionando el cristal en la celda A-4 (panel inferior derecho), se registró una



**Fig. 2.** Espectros “directos” y de *crosstalk* registrados para cada posición del cristal. El código de colores de los espectros se corresponde con el mostrado en la Fig. 1, izquierda.

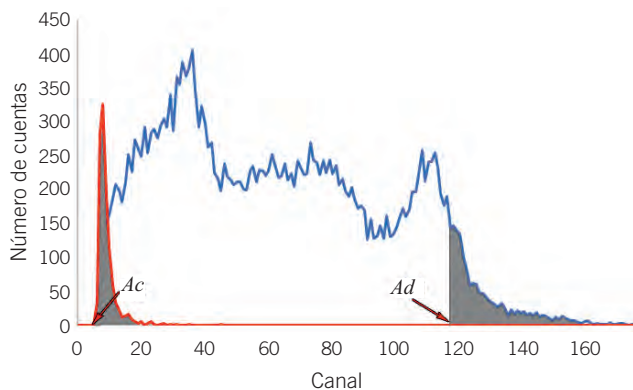
frecuencia de eventos de *crosstalk* mucho mayor en el SiPM de la celda A-3 (morado) que en el de la celda B-4 (azul). En otra serie de medidas (no mostrada en la figura), se midió sin embargo un *crosstalk* similar en ambos SiPMs al recolocar el cristal en esta misma posición.

Los fotones de centelleo no pueden escapar por las paredes laterales del cristal debido al recubrimiento de aluminio. Además, el hecho de que el *crosstalk* sea tan sensible a la posición del cristal descarta que este sea debido a motivos electrónicos o a fotones infrarrojos producidos en los SiPMs durante el proceso de detección de luz. La única fuente de *crosstalk* que justifica estas observaciones es que parte de los fotones de centelleo generados en el cristal se transmitan por la ventana óptica que protege el área activa de los SiPMs. Esta ventana suele ser de óxido de silicio o de una resina transparente y puede tener un espesor de alrededor de 400 micras.<sup>10</sup> Teniendo en cuenta las dimensiones del cristal y de la matriz de SiPMs y suponiendo un alineamiento perfecto, la separación lateral mínima entre el cristal y el área activa de un SiPM adyacente es de sólo 130 micras.

Podemos suponer que, cuando un rayo gamma interactúa con un cristal, el número medio de fotones

detectados por un SiPM adyacente por este mecanismo es proporcional al número de fotones detectados por el SiPM que está acoplado al cristal, donde el factor de proporcionalidad  $C (< 1)$  es un parámetro que cuantifica el *crosstalk*. Por tanto, el fotopico y otras estructuras reconocibles en el espectro directo deberían aparecer desplazadas en el espectro de *crosstalk* por un factor  $C$  en amplitud. Sin embargo, los espectros de *crosstalk* representados en la Fig. 2 están truncados debido al umbral de detección del sistema y no es posible determinar la posición del fotopico del Cs-137 en dichos espectros.

Por otro lado, es posible hacer una estimación del factor  $C$  a partir de la integral del espectro de *crosstalk*. Puesto que todos los espectros se obtuvieron con el mismo tiempo de acumulación, el número de eventos que contribuyen al fotopico debe ser el mismo en el espectro directo y en el de *crosstalk*, salvo por el hecho de que este último está truncado. Si suponemos que la anchura del fotopico en el espectro de *crosstalk* se reduce en el mismo factor  $C$  respecto al espectro directo, es decir, si ambos espectros son idénticos entre sí salvo por un factor de escala  $C$  en la amplitud y un factor  $1/C$  en el número de cuentas por canal, entonces se cumple  $C = A_c/A_d$ , donde  $A_c$



**Fig. 3.** Espectros directo y de *crosstalk*, donde se indican la posición del umbral de detección  $A_c$  y la posición  $A_d$  a partir de la cual la integral del espectro directo iguala a la integral del espectro de *crosstalk* (áreas sombreadas). Estos parámetros  $A_c$  y  $A_d$  se usan para cuantificar el *crosstalk* bajo distintas hipótesis.

es la posición del umbral de amplitudes y  $A_d$  se define tal que la integral del espectro directo a partir de ese punto es igual a la integral del espectro de *crosstalk* (ver Fig. 3).

Promediando los valores de  $C$  calculados con este método para cada pareja de espectros directo y de *crosstalk* mostrados en la Fig. 2, se obtiene  $\langle C \rangle = 0.05 \pm 0.020$ , donde la incertidumbre está dominada por la desviación típica de estos valores de  $C$ .

En realidad, es esperable que la anchura del fotopico en el espectro de *crosstalk* se reduzca menos que un factor  $C$ . Si se supone que la anchura del fotopico tanto en el espectro de *crosstalk* como en el directo es proporcional a la raíz del número medio de fotones de centelleo detectados por evento, entonces la anchura del fotopico en el espectro de *crosstalk* se verá reducida sólo por un factor  $\sqrt{C}$ . En ese caso, se obtienen las siguientes relaciones:

$$A_d = \mu + \alpha \cdot \sigma \tag{1}$$

$$A_c = C \cdot \mu + \alpha \cdot \sqrt{C} \cdot \sigma \tag{2}$$

donde  $\mu$  y  $\sigma$  representan la posición central y la semianchura del fotopico en el espectro directo y  $\alpha$  determina la posición  $A_d$  relativa a la posición central del fotopico. En esta aproximación, se obtiene un valor  $\langle C \rangle = 0.028 \pm 0.017$ .

### b. Estudio con con matrices de cristales

Al usar una matriz de cristales, cada SiPM detecta la luz de centelleo generada en el cristal al que está

acoplado y además puede recibir luz procedente de los cristales adyacentes. En esta configuración, por tanto, no es posible obtener un espectro “directo” (sin *crosstalk*) como en el caso de un cristal simple. Para poder analizar estas dos contribuciones en los espectros, realizamos medidas colocando las matrices de cristales en las dos posiciones A y B representadas en la Fig. 4, arriba. En la posición B, dos de los SiPMs tienen ambas contribuciones, mientras que los otros dos (celdas B-4 y A-4) tienen sólo contribución de *crosstalk*.

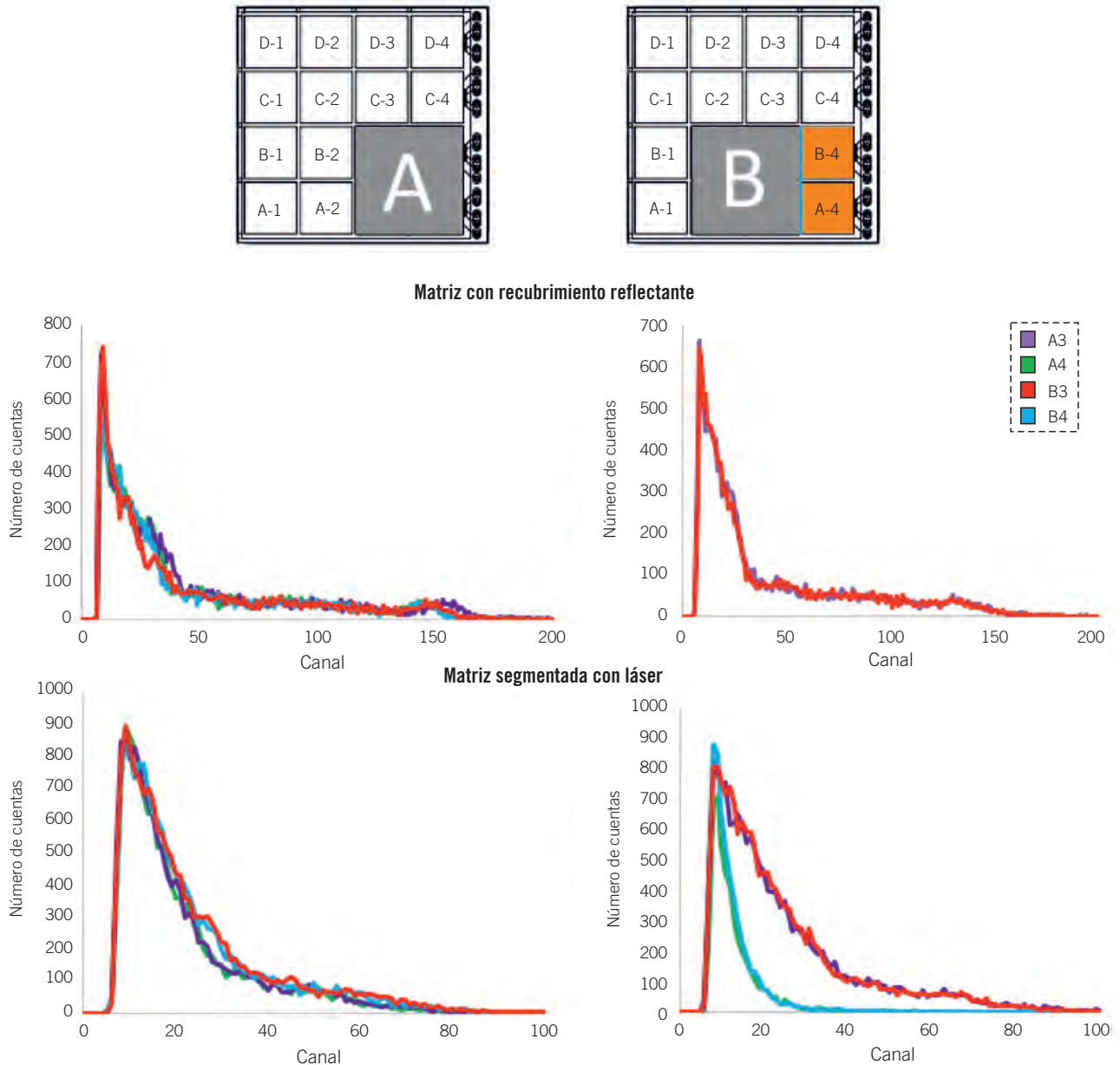
Los espectros registrados en ambas posiciones A y B para las dos matrices estudiadas se muestran en los paneles centrales e inferiores de la Fig. 4. El código de colores de los espectros es el mismo que en las Fig. 1 y 2. A continuación se describen los resultados.

### Matriz de cristales con recubrimiento reflectante (paneles centrales de la Fig. 4)

En la posición A, los espectros de amplitudes son aproximadamente iguales para los cuatro SiPMs, como era esperado. Se distingue el fotopico del Cs-137 en torno al canal 150. El *crosstalk* domina la región del espectro entre el umbral y el canal 40 aproximadamente, y es mucho mayor en comparación con el medido para el cristal simple. En este caso, el recubrimiento de aluminio de 65 micras entre cristales es suficiente para evitar que los fotones de centelleo pasen directamente de un cristal a otro. Por tanto, este incremento del *crosstalk* sólo puede ser debido a dos motivos. En primer lugar, un mismo rayo gamma puede producir centelleo en dos o más cristales tras sucesivas interacciones Compton o por escape de fotoelectrones. En segundo lugar, puede haber una mayor contribución de fotones de centelleo que se transmiten por la ventana óptica de la matriz de SiPMs respecto a la configuración con el cristal simple, porque en este caso cada SiPM tiene dos cristales adyacentes y además este efecto es muy sensible a la distancia entre el SiPM y los cristales, como se ha comentado anteriormente. De hecho, para esta geometría y suponiendo un alineamiento perfecto de la matriz sobre las celdas B-3, B-4, A-3 y A-4, la separación lateral mínima entre el área activa del SiPM que ocupa una de estas celdas y el cristal de una celda adyacente es de 100 micras, que es ligeramente inferior que en el caso del cristal simple. En la Fig. 5, arriba, se ha representado un esquema aproximadamente a escala de la geometría del sistema donde se ilustra esta contribución de *crosstalk*.

En la posición B, los espectros de los SiPMs acoplados ópticamente a los cristales son muy similares a los registrados en la posición A. En cambio, no se observó *crosstalk* en los SiPMs de las celdas B-4 y A-4 (estos espectros están vacíos, por lo no se muestran



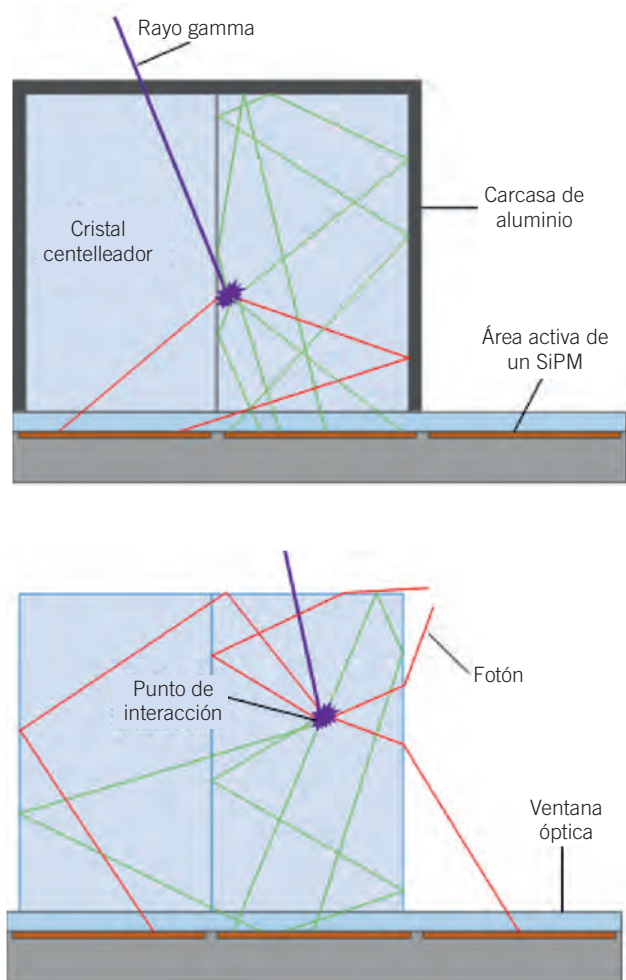


**Fig. 4.** Paneles superiores: Esquema de las dos posiciones, A y B, de las matrices de cristales que se han estudiado. Paneles centrales: Espectros obtenidos para los cuatro SiPMs con la matriz de cristales con recubrimiento reflectante en ambas posiciones A y B. Paneles inferiores: Espectros obtenidos con la matriz de cristales segmentada por tratamiento láser.

en la Fig. 4). Obviamente, para estos SiPMs no existe la contribución de *crossstalk* debido a rayos gamma y fotoelectrones escapados. En cuanto a la contribución debida a fotones transmitidos por la ventana óptica, de nuevo hay que tener en consideración la geometría del sistema. Suponiendo un alineamiento perfecto, el cristal situado sobre la celda B-3, por ejemplo, tiene una separación de 100 micras respecto al borde del área activa de los SiPMs de las celdas B-2 y A-3, mientras que la separación es de 300 micras respecto a los SiPMs de las celdas B-4 y C-3 (ver Fig. 5, arriba). Según las observaciones realizadas, esta separación de

300 micras es suficiente para reducir esta contribución de *crossstalk* a un nivel despreciable.

Se realizaron pruebas desplazando ligeramente la matriz respecto a la posición B y se comprobó que los SiPMs de las celdas B-4 y A-4 registraban *crossstalk* cuando la matriz se acercaba a dichos SiPMs, aunque no llegase a solapar con sus áreas activas. Esto demuestra que la contribución de *crossstalk* por fotones transmitidos en la ventana óptica de la matriz de SiPMs puede ser significativa si el cristal está muy cerca. Por el momento, con el montaje experimental descrito, no ha sido posible realizar medidas sistemá-



**Fig. 5.** Arriba: Esquema de la geometría y de algunas de las posibles contribuciones al *crosstalk* para la matriz de cristales con recubrimiento reflectante. Abajo: Lo mismo para la matriz segmentada por tratamiento láser. Las líneas verdes representan fotones que contribuyen a la señal del SiPM acoplado al cristal donde se ha producido la interacción del rayo gamma, mientras que las líneas rojas corresponden a fotones que escapan del cristal o contribuyen al *crosstalk* en un SiPM adyacente.

ticas de esta contribución de *crosstalk* y cuantificar su importancia respecto a la contribución por rayos gamma o fotoelectrones escapados para una matriz de cristales.

### Matriz segmentada por tratamiento láser (paneles inferiores de la Fig. 4)

De nuevo, en la posición A, los espectros registrados para los cuatro SiPMs son muy similares entre sí. En ningún espectro se distingue el fotopico del Cs-137 con claridad, aunque se puede estimar a partir de la

forma del espectro que se encuentra entre los canales 60 y 70. La región del espectro desde el umbral hasta el canal 30 se atribuye predominantemente a *crosstalk*. Una fracción importante de la luz de centelleo escapa del cristal donde se ha generado por no tener recubrimiento reflectante en sus paredes y, como consecuencia, el número de fotones que llegan al detector acoplado al cristal es relativamente pequeño y además depende fuertemente del punto de interacción del rayo gamma. Gran parte de estos fotones de centelleo pasarán a alguno de los cristales adyacentes, contribuyendo de manera muy significativa al *crosstalk* en otros píxeles. Las otras dos fuentes de *crosstalk* discutidas para el caso anterior son también aplicables para esta matriz, que tiene unas dimensiones idénticas (ver Fig. 5, abajo), aunque su contribución será menor en relación a la primera contribución.

En la posición B, los espectros obtenidos para los SiPMs de las celdas B-3 y A-3 (rojo y morado del panel inferior derecha de la Fig. 4) tienen la misma forma que los espectros obtenidos en la posición A, como era esperado. A diferencia del caso anterior, los SiPMs de las celdas B-4 y A-4 sí que registran *crosstalk* (espectros azul y verde), aunque sensiblemente menor que el *crosstalk* en los otros dos SiPMs. Al no tener recubrimiento externo, parte de la luz de centelleo escapa de la matriz y alcanza las celdas B-4 y A-4 (ver Fig. 5, abajo).

## Conclusiones

Hemos caracterizado el *crosstalk* en una matriz de SiPMs acoplados a cristales centelleadores, como los empleados en la técnica PET, a partir del análisis del espectro de amplitudes de los pulsos de señal. Comprobamos que existe una contribución significativa de *crosstalk* debido a fotones que se transmiten por la ventana óptica de la matriz de SiPMs. Esta contribución se ha cuantificado usando un cristal simple acoplado ópticamente a un único SiPM de la matriz. No nos consta que este efecto haya sido medido anteriormente. También se ha comprobado que, para una matriz de cristales, esta contribución de *crosstalk* se podría suprimir casi completamente si los cristales están separados por algunas décimas de milímetro.

Otras dos posibles contribuciones al *crosstalk* en matrices de cristales son la transmisión de luz entre cristales, y el escape de rayos gamma o fotoelectrones. Es necesario realizar más estudios para diferenciar estos efectos y cuantificarlos. En concreto, se puede obtener información detallada de estos efectos analizando la amplitud de las señales registradas por distintos SiPMs para un mismo rayo gamma que interacciona en la matriz de cristales. Estos estudios son especialmente relevantes en sistemas PET con sensibilidad al

punto de interacción del rayo gamma, por ejemplo, en algunos diseños basados en matrices segmentadas por tratamiento láser.<sup>7</sup> Para este tipo de matrices, observamos que la principal contribución de *crosstalk* es debida a la transmisión directa de fotones de centelleo por las paredes de los cristales, que no tienen un aislamiento óptico completo.

## Bibliografía

1. Llosá G. Recent developments in photodetection for medical applications. *Nucl Instrum Meth A*. 2015;787:353-7. <https://doi.org/10.1016/j.nima.2015.01.071>
2. Roncali E, Cherry SR. Application of silicon photomultipliers to positron emission tomography. *Ann Biomed Eng* 2011;39(4):1358-77. <https://doi.org/10.1007/s10439-011-0266-9>
3. Yamazaki M, Takeshita T, Hasegawa Y. Next-generation PET capability with lutetium fine silicate and multi-pixel photon counter. *J Instrum* 2012; 7, P10014. <https://doi.org/10.1088/1748-0221/7/10/P10014>
4. Stickel JR, Qi J, Cherry SR. Fabrication and Characterization of a 0.5-mm Lutetium Oxyorthosilicate Detector Array for High-Resolution PET Applications. *J Nucl Med* 2007;48:115-21.
5. Rosado J, Hidalgo S. Characterization and modeling of crosstalk and afterpulsing in Hamamatsu silicon photomultipliers. *J. Instrum*. 2015;10, P10031. <https://doi.org/10.1088/1748-0221/10/10/P10031>
6. Mohammadi A, Inadama N, Yoshida E, Nishikido F, Shimizu K, Yamaya T. Improvement of crystal identification performance for a four layer-layer DOI detector composed of crystals segmented by laser processing. *Nucl Instrum Meth A*. 2017;866:29-35. <https://doi.org/10.1016/j.nima.2017.05.051>
7. Yamamoto S, Imaizumi M, Watabe T, Watabe H, Kanai Y, Shimosegawa E. et al. Development of a Si-PM-based high-resolution PET system for small animals. *Phys Med Biol* 2010;55:5817-31. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/55/19/013>
8. Sánchez F, Moliner L, Correcher C, González A, Orero A, Carles M. et al. Small animal PET scanner based on monolithic LYSO crystals: Performance evaluation. *Med Phys* 2012;39(2):643-53. <https://doi.org/10.1118/1.3673771>
9. Vaska P, Stoll SP, Woody CL, Schlyer DJ, Shokouhi S. (2003). Effects on Intercrystal Crosstalk on Multielement LSO/APD PET Detectors. *IEEE T. Nucl Sci* 2003;50(3):362-6. <https://doi.org/10.1109/TNS.2003.812452>
10. Asano A, Berge D, Bonanno G, Bryan M, Gebhardt B, Grillo A. et al. Evaluation of silicon photomultipliers for dual-mirror Small-Sized Telescopes of Cherenkov Telescope Array. *Nucl Instrum Meth A*. 2017. (En prensa). <https://doi.org/10.1016/j.nima.2017.11.017>





SIEMENS



# Small cells don't have to lead to big problems.

Siemens answers help doctors detect diseases earlier, saving costs and extending lives.

When diseases are caught early, they make less of an impact on everyone. That's because a large majority of today's healthcare costs go toward treating the late stages of diseases like cancer and heart disease. With Siemens advanced diagnostic technology, doctors

can accurately identify these killers earlier. So patients get the treatment they need sooner. Which helps save lives and cuts costs. Wherever there are tough health-care questions, we're answering them.

[siemens.com/answers](https://www.siemens.com/answers)