FAE-15

Detectores de silicio para la obtención de imágenes de alta resolución en Medicina Nuclear.

J. Bernabéu, J. Fuster, C. García, C. Lacasta, G. Llosá, J. Sánchez

Instituto de Física Corpuscular, Universitat de Valencia, Valencia.

I. INTRODUCCIÓN

La construcción de detectores de silicio es un proceso que, desde las primeras implementaciones en los años 80 como detector de microvértices en los experimentos de blanco fijo hasta nuestros días, ha alcanzado un alto grado de madurez y estabilidad.

En la actualidad, además de hacer frente a los retos impuestos por la nueva generación de colisionadores hadrónicos (grandes áreas, grandes dosis de radiación), el grado de conocimiento adquirido en el uso y diseño de estos detectores permite adaptarlos a nuevas aplicaciones fuera del ámbito de la Física de Altas Energías.

Una aplicación muy atractiva es la obtención de imágenes en medicina nuclear. Actualmente, la detección de los fotones emitidos por radio-núcleos se lleva a cabo mediante detectores de centelleo, bien sensibles a la posición o utilizando colimadores mecánicos, para los que la resolución y la sensibilidad se relacionan inversamente. Con este tipo de detectores, la resolución que se puede alcanzar es del orden de 2 mm.

La utilización de detectores de silicio permite experimentar un método diferente de detección, en el que el fotón interactúa por efecto Compton en un primer detector de este tipo, y posteriormente es absorbido en un centelleador. Este método, denominado *colimación electrónica*, permite mejorar al mismo tiempo la resolución espacial y la sensibilidad del detector para rayos gamma en un rango de energías entre los 70 keV del ^{201}Tl y los 511 keV de la aniquilación de positrones. En este último caso, es posible alcanzar resoluciones cercanas al límite físico impuesto por el recorrido del positrón en el tejido.

El método es aplicable tanto a la detección de los dos fotones de aniquilación para radio-núcleos emisores β^+ (TEP Compton), como a la de un solo fotón para emisores gamma (cámara Compton).

II. PRINCIPIO DEL DETECTOR COMPTON

El sistema se basa en la utilización de dos detectores: un detector sensible a la posición y con una probabilidad alta de que se produzca *scattering* Compton (para el silicio esta probabilidad es cien veces mayor que la de fotoabsorción en un TEP) y un centelleador, situado a su alrededor.

El fotón interactúa en primer lugar en el silicio, donde la posición de la interacción es determinada con gran precisión (0.5 mm o mejor). Posteriormente es absorbido por el detector de centelleo. La energía inicial del fotón puede estimarse a partir de la depositada en el silicio por el electrón que interviene en el proceso Compton, y la depositada por el fotón en el centelleador.

En el caso de la cámara Compton, la posición en que se emite el fotón ha de ser reconstruida a partir del punto de interacción en el silicio y el ángulo de *scattering*, por lo que es necesario que el centelleador sea también sensible a la posición. Para la TEP Compton, del mismo modo que para detectores TEP ‘clásicos’, se han de utilizar al menos dos módulos de este estilo que operan en coincidencia y se hace uso del hecho de que los

dos fotones se emiten en una línea recta que pasa por el punto de interacción y en sentidos opuestos.

En el caso de la TEP, el límite en la resolución viene dado por el rango del positrón en el tejido. En el caso del ^{18}F en agua, el rango es de 300-400 μm FWHM. Los estudios realizados hasta el momento apuntan a que la resolución en un TEP con detectores de silicio de microbandas de doble cara es muy cercana a este límite.

La eficiencia de detección del fotón depende de la longitud que ha de recorrer en el silicio, por lo que resulta conveniente la utilización de detectores de grosor superior al habitual. Sin embargo, esto supone un aumento en la corriente de fuga, y por tanto del ruido, con el consiguiente empeoramiento de la resolución en energía. La resolución en energía que se pretende alcanzar debe ser ligeramente inferior a 1 keV. Con la electrónica existente, si consideramos un detector de silicio de 1 mm de espesor, la corriente de fuga debe ser inferior a los 50 pA/mm² o, en términos de ruido, $\sim 70 e^-$ ECN. En el diseño actual, los detectores tienen un espesor de 1 mm, están formados por 8 x 32 implantes (*pads*) de 1.4 x 1.4 mm², de tipo p⁺ y con una resistividad de 5 k Ω cm. Para conectar los *pads* a la electrónica se emplean dos capas de metal.

III. APLICACIONES

Una vez probada la posibilidad de utilizar esta técnica para la obtención de imágenes, se pone en marcha el desarrollo de distintos tipos de detectores basados en ella.

La TEP de alta resolución, se hace especialmente interesante en el caso de animales pequeños, dadas las reducidas dimensiones de sus órganos. Un pequeño detector será construido y permitirá realizar estudios de procesos in-vivo en ratas y ratones.

Otra aplicación de interés consiste en el desarrollo de sondas, que pueden situarse muy próximas a la zona que ha de ser inspeccionada o donde existe la lesión. En este aspecto se estudian sondas para imágenes de senos y próstata.