

Desarrollo de un prototipo de una sonda prostática de silicio de alta eficiencia y alta resolución.

J. Bernabeu, J. Fuster, C. García, C. Lacasta, G. Llosá, P. Modesto, L. Sospedra, J. Sánchez.

¹ Instituto de Física Corpuscular. CSIC- Universitat de Valencia. Valencia.

I. INTRODUCCIÓN

El cáncer de próstata es el segundo más común entre los hombres, por detrás del cáncer de pulmón. Sin embargo, los métodos empleados en la obtención de imágenes de este órgano para el diagnóstico de la enfermedad y su seguimiento (SPECT o PET) adolecen de baja eficiencia, baja resolución o atenuación de los fotones emitidos. Por este motivo se hace imprescindible un mecanismo que evite estos inconvenientes.

La aplicación de la tecnología desarrollada en experimentos de altas energías en el diseño y construcción de detectores de silicio a este campo, permite implementar el concepto de cámara compton, con la gran ventaja de mejorar simultáneamente tanto la resolución como la eficiencia de los detectores. El empleo del silicio hace posible el desarrollo de una sonda endorrectal para la próstata que, al poder situarse cerca del órgano afectado, mejoraría la resolución de los detectores actuales en un factor entre 4 y 5, a la vez que aumentaría la eficiencia entre 16 y 40 veces.

II. PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO

La sonda consiste en una serie de detectores de silicio apilados de forma compacta que se sitúa endorrectalmente, cerca de la próstata, y actúa en coincidencia con un segundo detector instalado alrededor del paciente. La figura 1 ilustra el principio de funcionamiento.

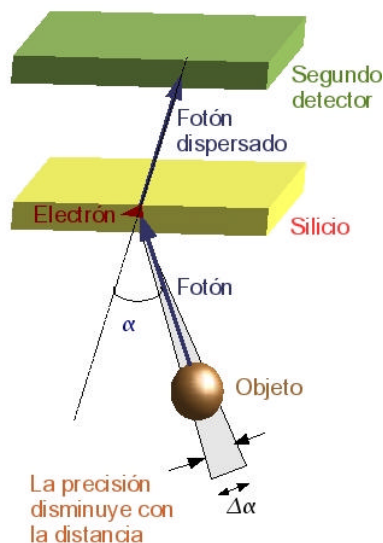


Figura 1. Principio de funcionamiento de un detector compton.

Los fotones provenientes de un radiotrazador acumulado en la próstata interactúan mediante *scattering* compton en un primer detector, que en este caso es la sonda. El estudio de los componentes que han de constituir un detector compton demuestra que los detectores de silicio constituyen la única opción viable¹. El hecho de utilizar un detector en lugar de colimadores mecánicos para determinar la dirección del fotón (*colimación electrónica*) evita que la resolución espacial y la eficiencia estén inversamente acopladas. Tras su dispersión, los fotones son absorbidos por el segundo detector, que puede ser tan simple como una cámara Anger ya existente, o beneficiarse de los últimos avances en detectores de estado sólido. Conociendo los puntos de impacto del fotón en los detectores y la energía depositada en cada uno de ellos es posible determinar el origen del fotón y reconstruir la imagen. La precisión con que se determina este

punto depende de la indeterminación en el ángulo de dispersión y la distancia al objeto. La imprecisión en el ángulo viene dada por el error con que se mide la energía depositada por el fotón en el silicio, por lo que una buena resolución energética para estos detectores (0.8-1 KeV) es fundamental. El hecho de poder situar la sonda muy cerca de la zona de emisión de fotones hace que la resolución espacial sea alta, al mismo tiempo que el ángulo sólido subtendido por el primer detector es mayor, por lo que aumenta la eficiencia. Además este tipo de detectores es eficiente en un amplio rango de energías, mejorando su resolución para energías mayores.

III. PRIMEROS RESULTADOS EN EL DESARROLLO DEL PROTOTIPO

Se han realizado extensos estudios de simulación para una sonda de silicio de dimensiones $1 \times 1 \times 4 \text{ cm}^3$ para diversas energías y distintas configuraciones del detector². Con los datos simulados se ha llevado a cabo la reconstrucción de las imágenes³. Los resultados predicen una resolución entre 2.9 mm FWHM a 140 KeV y 2.1 mm a 364 KeV. La figura 2 muestra una imagen reconstruida de la próstata con un tumor de 8 mm de diámetro para ^{111}In en relación 10:1 con el fondo.

La construcción de un primer prototipo, fundamental para estudiar la viabilidad del proyecto y poner a prueba los componentes desarrollados, esta en marcha. Hasta la fecha se ha llevado a cabo el diseño y optimización de los detectores de silicio y electrónica de lectura. Para el primer prototipo de la sonda se han escogido detectores de silicio de *pads*, de 1mm de grosor. El tamaño de los *pads* es de $1.4 \times 1.4 \text{ mm}^2$, con el fin de no degradar la resolución espacial. La lectura de los datos se llevará a cabo mediante chips de bajo consumo, poco ruido y frecuencia de adquisición alta. El segundo detector, un detector de centelleo, ha de tener una resolución energética del 15% y una resolución espacial menor que 2 mm. Su resolución temporal ha de ser mejor que 20 ns para hacer posible la coincidencia con el primer detector. La puesta a punto y toma de datos con este prototipo permitirá establecer las especificaciones necesarias para la construcción de un segundo prototipo con vistas a su utilización con pacientes.

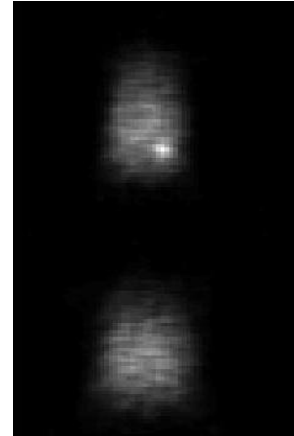


Figura 2. Arriba: Imagen de la próstata con un tumor de 8 mm de diámetro para ^{111}In en relación 10:1 con el fondo. Datos simulados. Abajo: fondo únicamente.

Referencias

- ¹ N.H. Clinthorne, S.J. Wilderman y otros (1998). Journal of Nuclear Medicine 39(5):193.
- ² L. Zhang, S.J. Wilderman, N.H. Clinthorne, W.L. Rogers, IEEE Nucl. Sci. Vol. 3, p.20/119-22, 2001.
- ³ S.J. Wilderman, N.H. Clinthorne y otros (1999). IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference. 3:1716-1720.