

Desarrollo de un detector líquido de ionización con aplicaciones en radioterapia

J. Pardo¹, F. Gómez¹, A. Iglesias¹, R. Lobato², J. Mosquera², A. Pazos¹, M. Pombar², J. Pena¹, A. Rodríguez¹ y J. Sendón²

¹ Dpto. Física de Partículas, Facultad de Física, Universidade de Santiago de Compostela

² Complejo Hospitalario Universitario de Santiago

I. INTRODUCCIÓN

Las cámaras de ionización líquida se usan actualmente en radioterapia, tanto para dosimetría¹ como para imagen portal² y control de calidad. Uno de los líquidos más usados en estos dispositivos es el isoctano (2,2,4 trimetilpentano). Se trata de un hidrocarburo líquido con un poder de frenado muy similar al del agua en un amplio rango de energías (menos de un 3% de variación entre 0.5 MeV y 20 MeV), y además su densidad permite obtener resoluciones espaciales del orden del milímetro para haces terapéuticos.

El detector construido en este grupo consta de dos placas PCB, con una superficie de 8 cm×8 cm y un grosor de 200 μm, a lo largo de las cuales se tiraron pistas de cobre de 15 μm de espesor, 1 mm de ancho y separadas entre si 0.27 mm. Las placas fueron pegadas entre si de modo que sus pistas se cruzasen perpendicularmente, y dejando una separación de 0.8 mm. Cada cruce de pistas define una celda de 1.27 mm×1.27 mm×0.8 mm. Para garantizar la homogeneidad del *gap* el detector se ensambló entre dos láminas de metacrilato de 5 mm y 4 mm de espesor, la primera de ellas en el lado de incidencia del haz. Como medio de ionización se usó isoctano. La lectura de la cámara se realiza aplicando sucesivamente alto voltaje a cada pista de una PCB, y leyendo la corriente de ionización mediante integradores conectados a las pistas de la otra PCB, si bien para la caracterización física del detector éste fue usado como una sola cámara de ionización.

II. CARACTERIZACIÓN FÍSICA DEL DETECTOR

Las pruebas destinados a caracterizar el detector, se realizaron en la unidad de ⁶⁰Co del Complejo Hospitalario Universitario de Santiago. Se estudió la variación de la tasa de producción de iones libres G_{fi} , con el campo eléctrico aplicado E , y la relación entre la tasa de dosis y la corriente producida.

a) Tasa de producción de iones libres

Cuando una partícula ionizante atraviesa un líquido va creando pares electrón-ión a lo largo de su recorrido. Debido a la alta densidad de los líquidos los electrones liberados termalizan a una distancia corta de su respectivos iones, y por tanto siguen ligados por la interacción coulombiana. Esto provoca que muchos de estos pares se recombinen dando lugar a la recombinación inicial. Esta recombinación depende del campo eléctrico externo y de la temperatura³. Se define el G_{fi} como el número de pares electrón-ión que consiguen escapar de la recombinación inicial por cada 100 eV de energía depositada en el medio. Cuando el campo externo no es muy alto el G_{fi} aumenta linealmente con el campo. Se parametrizó esta relación para nuestro detector, obteniendo

$$G_{fi} = (0,31 \pm 0,08) + (0,18 \pm 0,04) \cdot E$$

donde el campo eléctrico está dado en MV/m. Esta relación es válida para campos menores de 2 MV/m aproximadamente.

b) Relación entre la tasa de dosis y la corriente de ionización

En dispositivos para dosimetría en radioterapia se busca una relación lineal entre la tasa de dosis recibida y la corriente de ionización producida (o equivalentemente entre la dosis y la carga integrada). Los efectos de la recombinación volúmica tienden a eliminar esta linealidad a medida que aumenta la tasa de dosis⁴. Es importante conocer con precisión esta relación para conocer la región de trabajo en la que el detector puede trabajar en régimen de linealidad.

En la figura 1 se muestra la corriente de ionización medida para diferentes tasas de dosis. Se observa que a medida que aumenta la tasa de dosis se pierde linealidad, y que esta pérdida es más acusada cuanto menor es el voltaje de operación de la cámara.

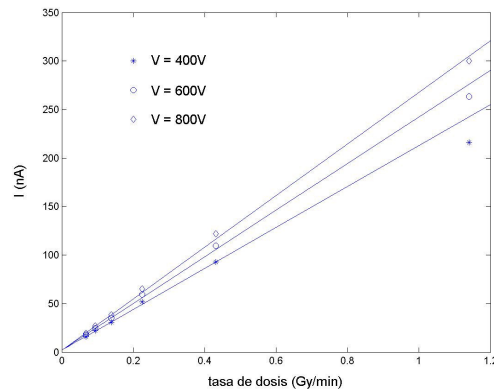


Figura 1. Corriente frente a tasa de dosis para tres voltajes de polarización distintos. Las rectas muestran el ajuste lineal de los tres primeros puntos en cada caso

III. VERIFICACIÓN DE PARÁMETROS DE HAZ EN RADIOTERAPIA

En las primeras pruebas del detector este se usó para obtener perfiles de distintos haces de un acelerador Siemens Primus. El detector fue usado como un *array* lineal de 64 canales, y la lectura se realizó a través de la tarjeta electrónica TERA⁵. En la figura 3 se muestra el perfil obtenido para un haz de 5 cm×5 cm de fotones de 6 MeV. Se calculó la penumbra con mucha precisión debido al pequeño tamaño de las celdas del detector.

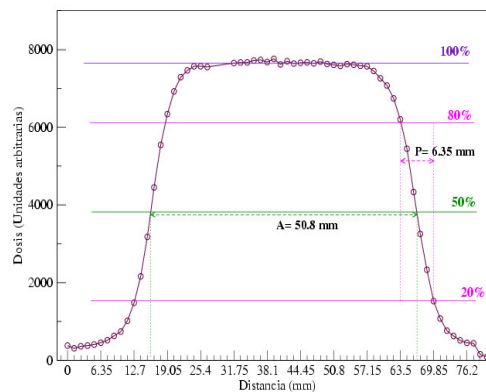


Figura 2. Perfil de un haz de 5 cm×5 cm de fotones de 6 MeV de un acelerador Siemens Primus. Se muestra la penumbra calculada de 6.35 mm.

Agradecimientos: Este trabajo ha sido financiado por la Xunta de Galicia a través del proyecto de investigación PGIDT01INN20601PR

Referencias

- ¹ Wickman G., Nyström H., Phys. Med. Biol. 9 (1992) 1789:1812
- ² Van Herk M., Med. Phys. 18 (1991) 692-702
- ³ Onsager L., Phys. Rev. 54 (1938) 554-557
- ⁴ Johansson B., Wickman G., Phys. Med. Biol. 42 (1997) 133-145
- ⁵ Bonazzola C. et al, Nucl. Inst. Meth. A 426 (1999) 544-550