

Document downloaded from:

<http://hdl.handle.net/10251/71627>

This paper must be cited as:

Juste Vidal, B.J.; Miró Herrero, R.; Monasor, P.; Verdú Martín, G.J. (2014). Cálculo Monte Carlo de la resolución espacial (Función de Transferencia de la Modulación) de un panel centelleador y comparación con los resultados experimentales. Sociedad Nuclear Española. <http://hdl.handle.net/10251/71627>.



The final publication is available at

<https://www.reunionanualsne.es/doc/40/ponencias/tecnicas/MEDICINA/31/31-07.pdf>

Copyright Sociedad Nuclear Española

Additional Information

Cálculo Monte Carlo de la resolución espacial (Función de Transferencia de la Modulación) de un panel centelleador y comparación con los resultados experimentales

Belén Juste¹, Rafael Miró¹, Paula Monasor¹ and Gumersindo Verdú¹

¹Instituto de Seguridad Industrial, Radiofísica y Medioambiental (ISIRYM).
Universitat Politècnica de València. Camí de Vera s/n. 46022. Valencia, Spain.

Palabras clave: Imagen radiográfica; resolución espacial, simulación Monte Carlo; MCNP6, flat panel.

Resumen

Los paneles de fósforo se utilizan en muchas aplicaciones médicas de imágenes de rayos X. El diseño y la optimización de estos detectores puede lograrse utilizando códigos Monte Carlo para simular el transporte de radiación en materiales de centelleo y así mejorar la respuesta espacial y calidad de la imagen para diagnóstico. Este trabajo presenta un procedimiento para medir la resolución espacial de un panel plano de centelleo y para evaluar el ajuste con los datos obtenidos por simulación. Para evaluar la respuesta espacial hemos utilizado el parámetro de Función de Transferencia de la Modulación (MTF, del inglés *Modulated Transfer Function*). De acuerdo con esto, hemos obtenido la función de dispersión de línea (LSF, *Line Spread Function*) del sistema cuya transformada de Fourier genera la MTF.

Las imágenes experimentales se realizaron usando un tubo de radiografía médica (Toshiba E7299X) y una pantalla plana (Hamamatsu C9312SK). Las mediciones se basaron en la implementación experimental de la metodología de dispersión de línea, que mide la respuesta del sistema en base a una línea. Se han realizado mediciones de LSF usando dos láminas de 2mm de Plomo separadas con una hendidura de 0,5 mm superpuesta sobre la pantalla plana. La pantalla del detector fue modelada con el código de simulación Monte Carlo MCNP (versión 6) con el fin de analizar el efecto de la configuración de adquisición y comparar la respuesta del centelleador con los resultados experimentales. El MCNP6 ofrece la posibilidad de estudiar los parámetros físicos ópticos (coeficientes de absorción y dispersión ópticos) que se producen en la pantalla de fósforo.

El estudio ha sido probado para diferentes voltajes del tubo de rayos X (de 60 a 140 kV). Se ha obtenido una convergencia aceptable entre los resultados de resolución obtenidos con las medidas experimentales y MCNP6. El modelo MCNP6 permite estudiar la respuesta espacial de las pantallas de centelleo, por lo tanto puede ser utilizado como una herramienta interesante en el desarrollo tecnológico de nuevos y mejores detectores médicos, puesto que permite estudiar geometrías, materiales y nuevas configuraciones para mejorar la calidad de imagen. El modelo también se puede aplicar con un pequeño número de ajustes (relacionada con la estructura de la pantalla) a cualquier geometría de pantallas centelleadoras de uso industrial.

1. Introduction

Los detectores digitales de imagen de rayos X basados en pantallas centelleadoras se utilizan en aplicaciones de radiografía general, mamografía, dental y análisis no destructivos (NDT). El diseño y la optimización de estos detectores puede lograrse utilizando métodos experimentales, que implican costosas y laboriosas pruebas de ensayo y error. Una potencial opción radica en utilizar código de Monte Carlo para simular el transporte de radiación en las pantallas de centelleo con el fin de mejorar la respuesta espacial. Para validar los resultados simulados, se han comparado con mediciones experimentales. Dado que las especificaciones de los métodos empleados en las medidas tienen un impacto considerable en la precisión de los resultados simulados, se requiere un cuidadoso análisis del procedimiento experimental.

La Función de Transferencia de Modulación (MTF, del inglés *Modulated Transfer Function*) es ampliamente reconocida como la medida más relevante de la resolución en imagen radiográfica. Las metodologías más comúnmente utilizadas para determinar la respuesta espacial de pantallas de centelleo son el método abertura lineal (*slit method*) [1] y el método de borde (*edge method*). En el método del borde, la función resultante Edge Spread Function (ESF) se deriva para obtener la función de línea (LSF, del inglés *Line Spread Function*) del sistema y la transformada de Fourier (FT) de la LSF da la MTF. Tomando la derivada del ESF, generalmente se aumenta el ruido de entrada, lo que puede evitarse mediante el método de abertura lineal, que también reduce artefactos debido a la dispersión en el detector. Este método mide la respuesta del sistema en una línea (teniendo en cuenta la anchura de la ranura). El MTF se calcula tomando la TF de la LSF.

La simulación Monte Carlo es una herramienta precisa para analizar el transporte y las interacciones de los paneles centelleadores, puesto que los procesos de la física o la geometría de la pantalla no necesitan usar simplificaciones.

2. Medidas experimentales

La metodología de la abertura lineal se ha utilizado para medir la LSF, lo que implica analizar la respuesta del sistema a una línea.

Las medidas de LSF se han llevado a cabo utilizando una abertura de 0.2 mm de ancho utilizando dos láminas de plomo (1 mm de espesor) colocadas sobre la pantalla de un centelleador Hamamatsu flat panel [2] (Hamamatsu C9312SK) (Fig.1).

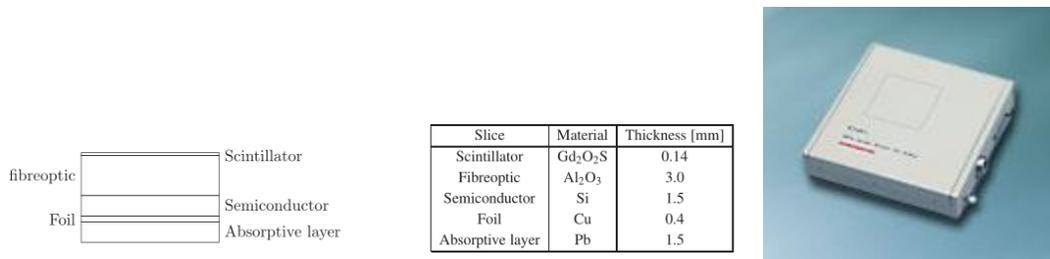


Figura 1. Estructura interna del flat panel Hamamatsu C9312SK. [3]

Este conjunto se ha irradiado utilizando un tubo de rayos X médico (W-target Toshiba E7299X), a diferentes voltajes 100, 120 y 140kV.

El haz de rayos X se colimó con objeto de obtener un campo que cubriera completamente la superficie de la pantalla del detector (124.8 x 115.2 mm). El *flat panel* HAMMAMATSU C9312SK tiene un tamaño de pixel de 50 μm x 50 μm y un espesor de centelleador de sulfuro de gadolinio ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$) de 140 μm . Consiste una matriz cuadrada de 1024x1024 pixels de 14 bits.

Las medidas se han llevado a cabo para voltajes de 100, 120 y 140kV. La Figura 3 muestra la imagen correspondiente a 140kV y su LSF asociada.

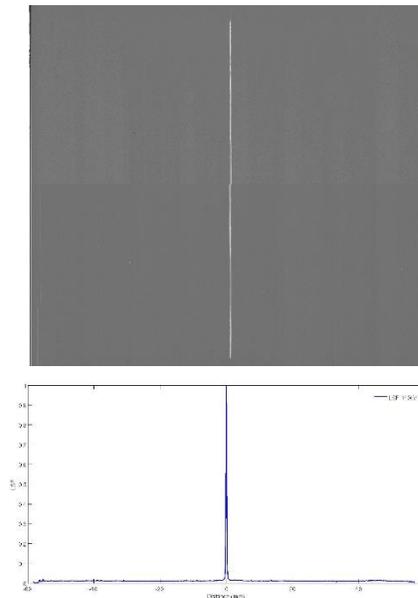


Figura 2. 140 kV x ray Flat panel image and its associated LSF.

La Figura 3 muestra el LSF obtenido utilizando 100, 120 y 140 kV.

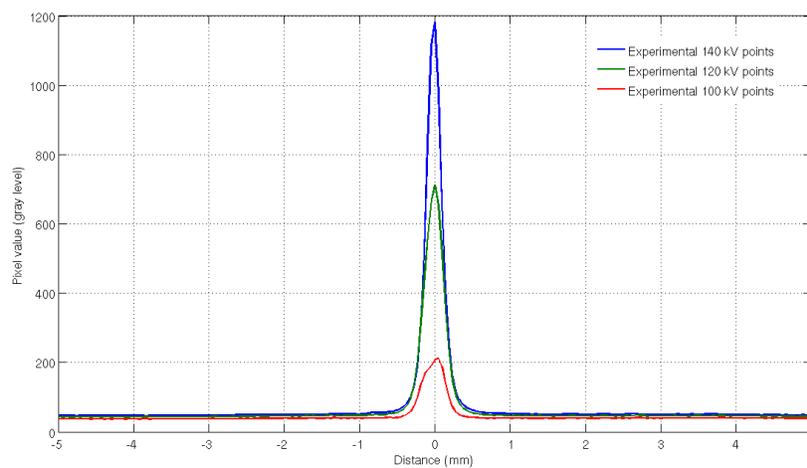


Figura 3. LSF registrada para 100, 120, 140 kV.

3. Simulación con MCNP6

En el presente trabajo, la respuesta de una pantalla centelleadora se simula con el código Monte Carlo MCNP6 [4] para un haz de fotones de rayos X que incide ortogonalmente sobre la pantalla de centelleo con la ranura. Un registro situado detrás de la pantalla centelleadora recoge todos los impactos de los fotones ópticos saliendo del fósforo. Para comparar con los resultados experimentales, la estructura completa de la pantalla ha sido simulada (ver Fig. 1). El sistema óptico (vidrio de Pb, cámara CCD) no fue incluido en las simulaciones. Por otra parte, para reducir la complejidad de la simulación, la microestructura del polvo del gadolinio no ha sido descrito explícitamente. En vez de eso, el fósforo se considera como un medio homogéneo.

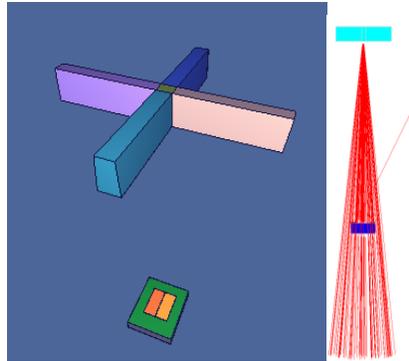


Figure 4. Modelo realizado con MCNP6: tubo de Rayos X, colimador y flat panel.

El espectro de rayos X se ha simulado de acuerdo al catálogo IPEM Report 78, "Catalogue of Diagnostic X-Ray Spectra & Other Data" [5].

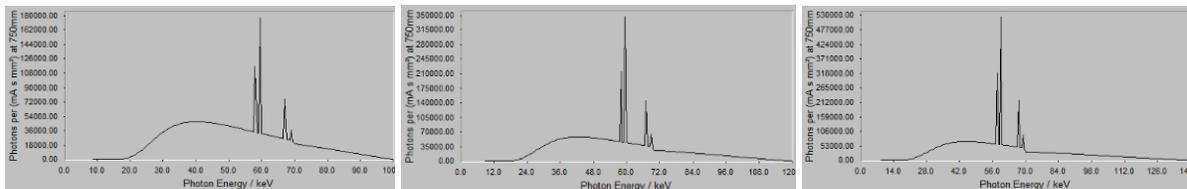


Figura 5. Espectro de Rayos X: 100, 120 and 140 kV. IPEM Report 78

Se ha utilizado un HVL de Aluminio de 2 mm de filtración, de acuerdo a las medidas realizadas con el detector Piranha [6]. Este detector de estado sólido fue colocado justo en la parte superior de la pantalla del flat panel para obtener el HVL que se calcula utilizando los valores medidos de kV, Figura 6.



Figura 6. Medida de la dosis y del HVL utilizando el detector Piranha.

Una de las principales nuevas capacidades en el MCNP versión 6 es la extensión del transporte de fotones y electrones para bajas energías. Ahora es posible el transporte de fotones y electrones por debajo de 1 keV. Hemos establecido los límites más bajos como cutoff de energía, que son 1 eV de fotones y 10 eV para los electrones.

Los procesos simulados que se han tenido en cuenta en este modelo de MCNP6 son efecto fotoeléctrico, Compton y dispersión de Rayleigh para los fotones de rayos X, producción de pares, dispersión múltiples, ionización y radiación de frenado para los electrones, desexcitación atómica por fluorescencia y efecto Auger después del efecto fotoeléctrico y absorción óptica y la dispersión de los fotones visibles.

El registro (tally) utilizado para estimar la imagen del detector plano ha sido el FMESH4, asociado con sus respectivos factores de conversión de flujo-a-dosis, que registra la distribución de pulso-altura modificada a las unidades de energía en la superficie inferior del centelleador. Este tally ha registrado sólo fotones entre 1 y 10 eV, concentrarse sólo los fotones ópticos procedentes del material GOS.

Puesto que el transporte de partículas de baja energía aumenta el tiempo de cálculo, la simulación ha incluido una superficie de espacio fases sobre la capa del GOS del detector. La primera simulación no incluye el transporte óptico. Este fue activado en la segunda parte de la simulación donde el espacio de fases se utiliza como fuente y se considera sólo el transporte en la capa del centelleador. Cada simulación sigue el transporte de 100 millones de partículas, con el fin de obtener un error estadístico siempre por debajo del 5%.

La figura 7 muestra la imagen obtenida registrando los fotones ópticos con el MCNP6 con la finalidad de representar la respuesta del Sistema a una línea para un voltaje del tubo de 140 kV.

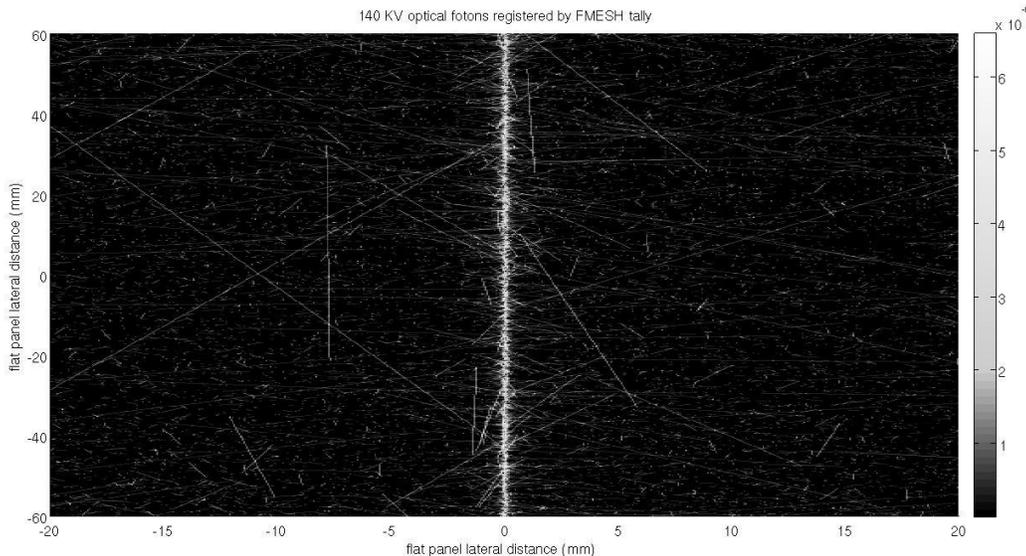


Figura 7. Imagen obtenida utilizando MCNP6, para un haz de 140 kV.

La Figura 8 representa la comparación de la curva LSF obtenida vía simulación y experimentalmente para voltajes de 100, 120 y 140 kV.

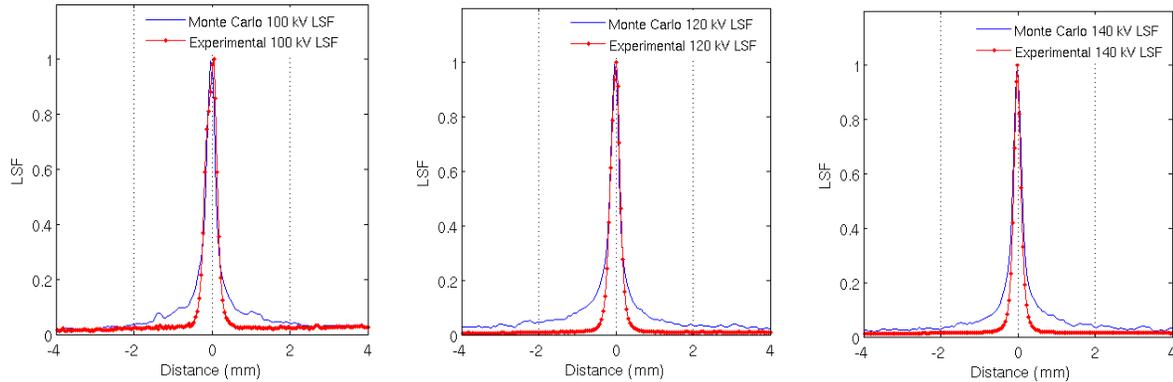


Figura 8. Curvas LSF para voltajes del tubo de 100, 120 y 140 kV.

Podemos ver en la figura 8 que la forma del pico central de las curvas LSF simuladas se ajusta con precisión a los datos experimentales. Sin embargo, las colas experimentales de la LSF están significativamente por debajo de los resultados simulados.

Una causa posible de esta discrepancia puede ser la influencia de la microestructura del fósforo, que no se ha tenido en cuenta explícitamente en el modelo de simulación. Por otra parte, los procesos ópticos en las zonas de interfase entre dos medios (reflexión, refracción) no se consideran en esta versión de MCNP6, aunque si se incluirán en un futuro próximo.

Finalmente, se estudia una comparación directa de la representación de MTF entre los resultados simulados y medidos. La figura 9 muestra la comparación del parámetro MTF de resultados de la simulación e imágenes experimentales.

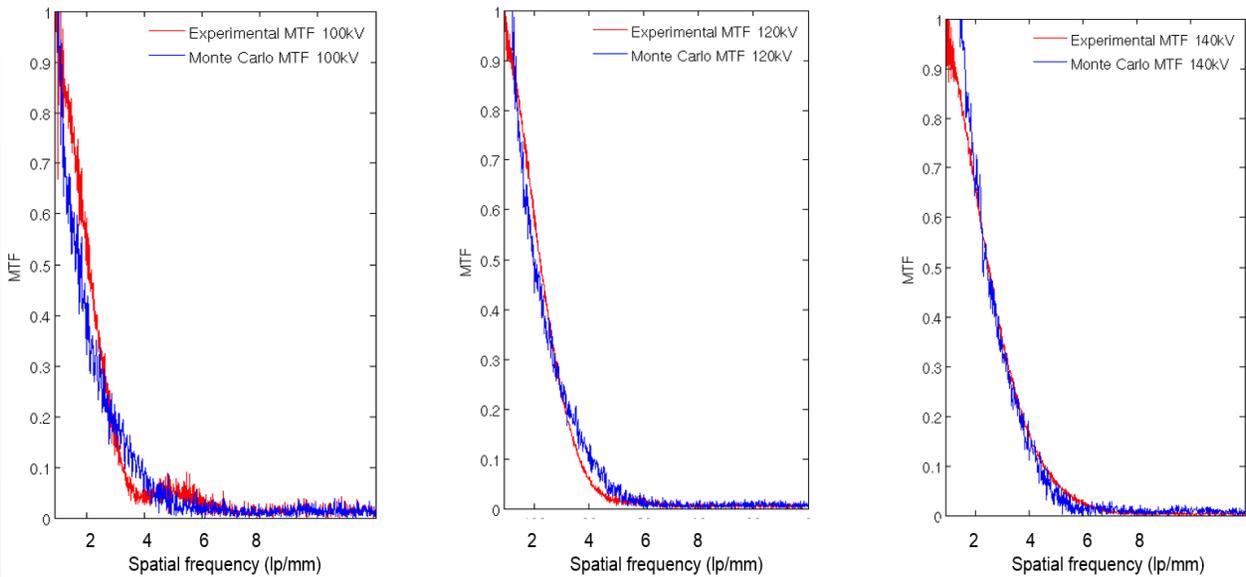


Figure 9. MTF para 100, 120 y 140 kV

Para un sistema ideal que no modificase la entrada, la información de MTF sería 1 para todas las frecuencias espaciales. Para los detectores no ideales, el MTF irá disminuyendo a medida que aumenta la frecuencia espacial, es decir, el contraste de la imagen es menor a medida que disminuye el tamaño de los objetos de entrada. Cuanto más cercano a 1 es el valor del MTF a altas frecuencias, mejor la resolución espacial del sistema.

Un criterio para determinar la resolución espacial de un sistema consiste en medir la MTF del sistema y luego de identificar la frecuencia espacial correspondiente a 0.1 del MTF. Resolución espacial (distancia) = $1/(2 * \text{frecuencia espacial})$.

En este caso, tal y como representa la figura 9, la resolución espacial es de 0.125 mm presentando como máxima diferencia entre los resultados simulados y experimentales valores inferiores al 5%.

Conclusiones

El modelo MCNP6 permite estudiar la respuesta espacial de las pantallas de centelleo, por lo tanto puede ser utilizado como una herramienta interesante en desarrollos tecnológicos de detectores basados en pantallas de centelleo, puesto que permite estudiar nuevas geometrías y configuraciones y mejorar así la calidad de la imagen. El modelo se puede aplicar con un pequeño número de ajustes (relacionados con la estructura de la pantalla) a cualquier geometría de pantallas de centelleo.

La Simulación Monte Carlo es el enfoque más adecuado para la simulación de las pantallas del centelleo, en comparación con los modelos analíticos o enfoques deterministas.

Referencias

- [1] Jerrold T. Bushberg, John M. Boone. The Essential Physics of Medical Imaging. ISBN-13: 978-0781780575 ISBN-10: 0781780578 Edition: Third, North American Edition
- [2] HAMAMATSU PHOTONICS K.K., Solid State Division. www.hamamatsu.com
- [3] N Reims, F Sukowski and N Uhlmann, Modelling of scintillator based flat-panel detectors with Monte Carlo simulations 12th International Workshop on Radiation Imaging Detectors (IWORID) Vol. 6, 2011.
- [4] Los Alamos Laboratory, *Quick-Start Guide to Low-Energy Photon/Electron Transport in MCNP6*, Hughes, H. Grady II, LA-UR-12-21068, 2013.
- [5] Catalogue of Diagnostic X-Ray Spectra & Other Data. Report 78. ISBN, 0904181 88 X. Copyright IPEM.
- [6] Piranha, RTI, Sweden. <http://www.rti.se>