

Los detectores de estado sólido han sido utilizados con éxito en física médica, tanto en radiodiagnóstico y radioterapia como en medicina nuclear para llevar a cabo el control de calidad de los procesos y la dosimetría de los pacientes (*in vivo* o en fantoma) y del personal ocupacionalmente expuesto, debido a que tienen una alta sensibilidad en un pequeño volumen, la mayoría de ellos no requieren conexión eléctrica y tienen características dosimétricas de interés, tales como: una buena precisión y reproducibilidad, así como una respuesta independiente de la energía de la radiación, algunos de ellos. Por esta razón, la selección de un detector apropiado para su uso en física médica debe tener en cuenta el coeficiente másico de absorción de energía con respecto al agua para fuentes de fotones y el poder de frenamiento másico relativo al agua para los emisores beta y los haces de electrones en el intervalo de energía de interés en física médica, así como el número atómico efectivo de los materiales que las constituyen. En esta plática se analizan las características de los dosímetros de estado sólido más adecuados para su uso en física médica, tales como MOSFETs, detectores de EPR, películas radiocrómicas, centelleadores plásticos y dosímetros de termoluminiscencia, destacando las ventajas y desventajas de cada uno.

CM08: Resta de imágenes mamográficas con medio de contraste: ¿hacia una mamografía funcional?

M. E. Brandan^{a,*}, J. P. Cruz-Bastida^a, I. Rosado-Méndez^a, H. Pérez-Ponce^a, Y. Villaseñor^b, H. A. Galván^b, L. Benítez-Bribeña^c, P. García^c y F. E. Trujillo-Zamudio^d

^aInstituto de Física, Universidad Nacional Autónoma de México, México D.F., México

^bInstituto Nacional de Cancerología, México D.F., México

^cHospital de Oncología, Centro Médico Nacional SXXI, México D.F., México

^dHospital Regional de Alta Especialidad, Oaxaca, Oax., México

* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: brandan@fisica.unam.mx

Introducción: La resta de imágenes mamográficas con medio de contraste (MC) es una técnica orientada a eliminar el fondo anatómico gracias a la sustracción de 2 imágenes. El resultado es el aumento de la visibilidad del MC, presente en la lesión debido a angiogénesis. Existen 2 maneras de aplicar la técnica: resta con energía-dual (DE) y resta temporal de energía única (SET). En la primera se adquieren 2 imágenes del mismo objeto con espectros diferentes de rayos X y se restan usando un factor de peso. Los espectros de baja (LE) y alta (HE) energía deben ser diferentes, y se aprovecha el borde fotoeléctrico del yodo a 33.2 keV. La modalidad SET requiere de un solo espectro y hace un seguimiento de la captación del MC por la lesión. Nuestro grupo ha propuesto una combinación, llamada resta temporal de energía-dual (DET), que ha sido validada por datos de un maniquí homogéneo.

Recientemente hemos presentado un formalismo para resta temporal de energía-dual que se basa en un factor de peso obtenido pixel-a-pixel de las imágenes máscaras (previas a la administración del MC) de LE y HE. Esta resta se

llama DETm (temporal de energía-dual con matriz). El DETm ha mostrado lograr acuerdo cuantitativo entre SET y DET en estudios de maniquí y un clínico piloto.

Los objetivos de este trabajo son realizar restas DETm de imágenes clínicas y compararlas con el SET tradicional. Biopsias de las pacientes se analizarán con anticuerpos específicos para formación de nuevos vasos sanguíneos y linfáticos, y se analizará la posible correlación entre indicadores de imagen y de biopsia.

Métodos: Diecinueve pacientes BIRADS 4-5 se incluyeron en un estudio clínico aprobado por los Comités de Investigación y de Ética del Instituto Nacional de Cancerología (INCan) en México D.F.

Las imágenes máscara se adquirieron con espectros LE y HE de un Senographe DS. Se inyectó mecánicamente medio de contraste basado en yodo y las imágenes MC a alta energía se adquirieron entre uno y 5 minutos después de la inyección del MC. Todas las imágenes se adquirieron bajo una misma compresión. Se obtuvieron biopsias después de las imágenes y se aplicaron biomarcadores para angiogénesis sanguínea y linfática. La densidad de microvasos se evaluó en campos de microscopio.

Para DET, la máscara LE se restó de las imágenes MC pesadas por una matriz obtenida de las máscaras. Para SET, la máscara HE se restó de la serie HE.

La captación de yodo en la serie de imágenes restadas se cuantificó y se evaluó el contraste (diferencia normalizada de señales entre la lesión y el tejido glandular normal) en regiones de interés definidas por el radiólogo. El contraste se transformó en grosor másico de yodo usando una función (lineal) de calibración obtenida usando muestras con una concentración conocida de yodo. Curvas de contraste-tiempo indican el cambio temporal del contraste.

Resultados: Once lesiones fueron malignas y 8, benignas. El formalismo de resta redujo sustancialmente el ruido anatómico en las imágenes resultantes, comparado con técnicas alternativas. Las densidades de microvasos sanguíneos y linfáticos mostraron una buena correlación, y se observaron mayores densidades en lesiones malignas que benignas. Las imágenes restadas mostraron aspectos que podrían ayudar al diagnóstico, en particular como indicadores de agresividad tumoral. Limitaciones previamente señaladas en la modalidad DE desaparecen al usar el formalismo matricial. Ambas modalidades temporales parecen ser equivalentes; sin embargo, el movimiento de la paciente (y la dosis) harían preferir SET. Las imágenes fueron calibradas y la captación de yodo no se correlacionó ni con la patología ni con la densidad de microvasos. Las curvas de contraste-tiempo se parecen a las de resonancia magnética de contraste enfatizado, pero aún se requiere más análisis para evaluar su posible valor como indicadores de diagnóstico.

Agradecimientos

Agradecemos al Departamento de Rayos X del INCan y a los proyectos DGAPA IN-105813 y Conacyt Salud 2009-01-112374.

CM09: Protección radiológica del paciente en tomografía pediátrica

J. García-A.*

Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, Toluca, Méx., México

* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: juan.garcia@inin.gob.mx

Según el último informe de UNCEAR 2008, la exposición médica ha crecido hasta representar el 0.6 mSv per cápita. Si bien este uso médico de las radiaciones posee un relevante impacto social también se debe considerar que cada vez con más frecuencia se están presentando en los pacientes radiaciones que antes no se daban. En el caso de la tomografía pediátrica, “*el niño no es un adulto pequeño*” es un aforismo aplicable al diagnóstico por imágenes pediátrico. El especialista pediátrico debe seleccionar el protocolo adecuado para obtener imágenes diagnósticas con el menor riesgo por el uso de radiaciones.

Esto justifica con creces las estrategias que deban llevarse a cabo para alcanzar el mayor nivel posible de protección radiológica de los pacientes, sin comprometer la capacidad diagnóstica ni terapéutica.

Aunque el radiodiagnóstico representa una contribución importante a la medicina clínica, también constituye una exposición importante de los pacientes a la radiación. Por eso, los exámenes con rayos X deben realizarse empleando todos los medios posibles para obtener el objetivo diagnóstico con el mínimo de exposición al paciente. Especial atención debe darse a la radiología pediátrica pues el riesgo es mayor en niños que en adultos, debido a la gran actividad mitótica y mayor sensibilidad a la radiación en especial de algunos órganos como tiroides, gónadas, mamas y médula ósea. A ello se suma la mayor esperanza de vida y posibilidad de estudios radiológicos futuros. Se estima que la exposición a la radiación en los primeros 10 años de vida produce un detrimento radiológico 3 veces más grande que el de individuos con edad entre 30 y 40 años y 5 veces más grande que el de personas con 50 años de edad.

La justificación es la primera fase de la protección radiológica, especialmente en los pacientes pediátricos. Nunca se puede justificar la exposición de un paciente con fines diagnósticos sin una indicación clínica *válida*, por buena que sea la calidad de la imagen. La justificación exige que una persona con formación y experiencia en radiología y radioprotección asuma toda la responsabilidad clínica del examen. Los estudios realizados en diversos países han demostrado que muchos de los estudios de radiología y en especial tomografías se realizan después de una justificación no válida.

Por otra parte, para obtener una imagen de buena calidad y con dosis reducida al paciente, se recomienda que los exámenes pediátricos se realicen con el equipo y factores técnicos dedicados específicamente a la radiografía pediátrica, con filtración adicional, tiempos de exposición muy cortos y sin rejillas antidifusoras. Cuando éstas son necesarias, se recomienda el uso de rejillas hechas con materiales de baja atenuación, tales como las de fibra de carbono, como material entre láminas, u otros materiales no metálicos, una relación de rejilla de 8, y 40 láminas/cm (rejilla móvil). Son esenciales los dispositivos para la inmovilización del paciente pediátrico para mantener la posición correcta del campo de radiación. La posición incorrecta es la causa más frecuente de calidad inadecuada de la imagen en radiología pediátrica y de las repeticiones de exámenes radiográficos.

Los sistemas de inmovilización deben ser fáciles de usar y su empleo no debe ser traumático para el paciente.

El énfasis está entonces en la justificación de los procedimientos médicos y en la optimización de la protección radiológica. En los procedimientos diagnósticos e intervencionistas, la justificación de los mismos (con un objetivo definido y a un paciente específico), y el manejo de la dosis al paciente, acorde al objetivo médico, son mecanismos apropiados para evitar una exposición a la radiación innecesaria o improductiva.

CM10: Neutrones en torno a LINACs de uso médico

H. R. Vega-Carrillo*

Unidad Académica de Estudios Nucleares, Universidad Autónoma de Zacatecas, Zacatecas, Zac., México

* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: fermineutron@yahoo.com

Introducción: A nivel mundial, cada año, el cáncer mata más personas que la tuberculosis, el paludismo y el sida juntos¹. No obstante, hay diferentes alternativas para el tratamiento del cáncer, la radioterapia con aceleradores lineales (LINACs) es la técnica más usada². Cuando el LINAC opera con voltajes superiores a los 8 MV, el haz de tratamiento es acompañado por neutrones que se generan en reacciones (n) o (e, e' n)³. La presencia de estos neutrones, constituye un tema importante de la protección radiológica para el paciente y el personal de la instalación. Durante varios años hemos caracterizado los campos de neutrones en torno a LINACs en el país y el extranjero; lo que nos ha permitido desarrollar nuestra propia tecnología. El objetivo de este trabajo es mostrar algunos de estos resultados y los procedimientos desarrollados.

Materiales y métodos: Para determinar los espectros de los neutrones dentro de los LINACs hemos usado el espectrómetro de esferas Bonner con detector pasivo formado por pares de dosímetros termoluminiscentes TLD600 y TLD700⁴, cuya matriz de respuesta la hemos calculado⁵. Para la reconstrucción del espectro hemos desarrollado 2 códigos, uno de estos usa la tecnología de la inteligencia artificial mediante redes neuronales artificiales^{6,7}; mientras que el otro usa el algoritmo SPUNIT donde el inconveniente de contar con un espectro inicial hemos incluido un catálogo de espectros^{8,9}. Con la información de los espectros calculamos la $H^*(10)$, así como la E y la $H_{p,slab}(10)$ para diferentes proyecciones de exposición. Uno de los inconvenientes de usar un espectrómetro pasivo es que por cada esfera hay que disparar el LINAC, lo que implica ocupar un tiempo importante, para evitar esto hemos desarrollado un procedimiento que necesita de un solo disparo del acelerador, a este método le hemos denominado el método Planetario¹⁰. En muchas instalaciones no se cuenta con un monitor de área para neutrones, probablemente se debe a que la presencia de neutrones no se considera un problema importante y al costo de inversión y operación que implica, para esto hemos diseñado un monitor pasivo que puede usar, pares de TLDs, detectores de activación o detectores de trazas del tipo CR39.