

Revista de  
*Medicina e  
Investigación*

www.elsevier.es



## MEMORIAS

# Memorias del III Congreso de la Federación Mexicana de Organizaciones de Física Médica

## *Abstracts of the III Congress of the Mexican Federation of Medical Physics Organisations*

M. en C. Eleni Mitsoura

*Presidente del Comité Científico*

### **CM01: Metrología de radiaciones ionizantes: base esencial para la “calidad” de vida y la salud**

M. Embid-Segura\*

*Centro de Investigaciones Energéticas, Medio Ambientales y Tecnológicas, España*

\* Autor para correspondencia:

*Correo electrónico: miguel.embid@ciemat.es*

A lo largo de la historia de la humanidad ya sean por actividades comerciales, cultivo de tierras, caza, etc., hemos tenido la imperiosa necesidad de medir todo aquello cuanto nos rodea. En cualquier cultura alrededor del mundo hay calendarios con los que medir los periodos de siembra y caza; existen diferentes medidas de longitud, desde las más simples como el pie, codo, brazo hasta las más complejas como la medida del metro actual, cuyo patrón es el borde rectilíneo equivalente a 1650763.73 longitudes de onda de la transición electrónica de los niveles 2p<sub>10</sub> y 5d<sub>5</sub> del kriptón 86. En general hemos podido asociar a las magnitudes

cotidianas (longitud, tiempo, masa, etc.) a un objeto tangible como unidad de referencia. En el caso de las radiaciones ionizantes que desde siempre han existido alrededor nuestro pero que fueron descubiertas recientemente (finales del siglo XIX y principios del S.XX), es muy difícil asociarlas a algo que nuestra mente pueda relacionarlas por similitud. El problema radica precisamente en eso, en que las radiaciones ionizantes son invisibles y sólo veamos sus consecuencias, de ahí su peligro en su uso diario.

Para medir las radiaciones ionizantes necesitamos de equipos grandes y complejos que no se compran por su precio y dificultad de uso por el público en general; necesitan además de una interpretación de los resultados obtenidos por el equipo. De aquí radica la importancia de la metrología, dado que si hacemos buen uso del equipo y de la interpretación de los valores obtenidos, podemos salvar vidas. Por ejemplo, en los últimos años ha habido diferentes accidentes por todo el mundo con equipos de radioterapia que no estaban bien calibrados y sobreexponían al paciente a mayor radiación de la que necesitaba. Incluso hoy en día se piden varias radiografías para un mismo paciente sin tener en cuenta la dosis acumulada en un periodo corto de tiempo

o la edad y características del paciente. No es lo mismo, realizar una tomografía computarizada a un niño que a una persona de 60 años, debido a que las células del niño están en continuo crecimiento y una radiación innecesaria puede dar lugar a cánceres secundarios.

Por todo ello, en cualquier servicio hospitalario, laboratorio, etc. en los que se trabaje con radiaciones ionizantes es fundamental tener en cuenta varios puntos:

- Formación continua.
- Sistema de gestión de calidad bien aplicado y auditado.
- Conocimiento de la dosis (terapia, diagnóstico) que se le aplica al paciente y sus consecuencias.
- Calibración, verificación y mantenimiento sistemático de todos los equipos de radiaciones ionizantes, y,
- Tener un servicio metrológico nacional. Esto es un punto estratégico nacional que no debe depender de terceros países.

Dada la complejidad que rodea al tema de las radiaciones ionizantes y con el fin de saber y conocer en profundidad todo aquello relacionado con este tema, he creado una herramienta de trabajo (RADIATIVO) y que presento en este congreso, para dispositivos telefónicos como el iPhone®, iPod touch® y tableta electrónicas de tipo iPad®. En esta herramienta se pueden ver los límites admisibles y recomendados, conocer la radiactividad que nos rodea, aprender de los errores, conversión de unidades, conocimiento de partículas, etc.

## CM02: Dosimetría de referencia para campos pequeños en radioterapia

J. L. Guerda-Massillon\*

*Instituto de Física, Universidad Nacional Autónoma de México, México*

\* Autor para correspondencia:

*Correo electrónico: massillon@fisica.unam.mx*

La dosimetría es el estudio de energía depositada (dosis absorbida) en la materia debido a interacciones de partículas cargadas como iones o electrones producidos por fotones con energía suficiente para modificar su estructura. La energía depositada es una consecuencia de interacciones coulombianas electrón-electrón, las cuales ionizan el medio mediante dispersiones elásticas o inelásticas, creando electrones secundarios a lo largo de su traza. Hipotéticamente, la dosis absorbida depositada a lo largo de esta traza es igual al producto de la fluencia de electrones generados y la transferencia lineal de energía (LET o poder de frenado máximo restringido promediado sobre el espectro de energía de los electrones), la cual cuantifica la densidad de ionización producida a lo largo de la traza. Sin embargo, desde un punto de vista de la investigación básica, en campos de radiación con alta densidad de ionización, los procesos físicos de interacción de la radiación con la materia no son bien entendidos por falta de información sobre los procesos de interacción de electrones de bajas energías. Y el concepto básico de la física de los campos pequeños de radiación está fuertemente ligado con el problema de dosimetría de alta

densidad de ionización causado por la variación de la fluencia de electrones en la dirección lateral y el corto alcance de los electrones generados en el campo. En esta plática, se presentará una visión general de lo que se está haciendo en relación con la dosimetría de referencia para estos campos y un análisis del porqué va a ser difícil para el comité internacional AAPM/OIEA proponer un código de práctica para campos de radioterapia menores que 4 cm de diámetro. Finalmente, se mostrará lo que se está haciendo en la UNAM en el tema con un enfoque desde la investigación de dosimetría básica y algunos resultados obtenidos en los últimos años.

## Agradecimientos

Se agradece a los proyectos PAPIIT-UNAM IN105813 y Conacyt 127409.

## CM03: Un nuevo concepto en Oncología Radioterápica: la enfermedad oligometastásica

F. Guedea\*

*Instituto Catalán de Oncología (ICO-DiR), Universidad de Barcelona (UB), Barcelona, España*

\* Autor para correspondencia:

*Correo electrónico: guedea@iconcologia.net*

En los últimos años, los avances en tecnología han generado una mejora en tratamientos de radioterapia cada vez más potentes y sofisticados. Una de las novedades más interesantes es la aparición de la radioterapia extracraneal estereotáctica (SBRT), que fue desarrollado originalmente para el tratamiento curativo del cáncer de pulmón de células no pequeñas (NSCLC), periféricos de pequeño volumen y médicamente inoperable. Aunque la SBRT se limita inicialmente a tumores pulmonares, en los últimos años el número de indicaciones se ha ampliado para incluir otras localizaciones (por ejemplo, la próstata, el hígado, las glándulas suprarrenales) y los volúmenes de los tumores más grandes. En pacientes con cáncer de pulmón inoperable, los primeros informes sugieren que el control local puede ser comparable a la cirugía. Nuestra institución está llevando a cabo un ensayo de fase II para los pacientes con estadio I NSCLC inoperable tratados por SBRT (3x 18 Gy). Hasta la fecha, hemos tratado 81 pacientes y los resultados de los primeros en los primeros 38 pacientes son muy alentadores: a los 24 meses, el control local y la supervivencia global es del 96% y 79%, respectivamente. Estos son excelentes resultados de este perfil de paciente, y confirman los hallazgos reportados en otras instituciones. Sin embargo, dado que la SBRT es todavía una tecnología emergente, se necesita más evidencia antes de que pueda ser incorporada en la práctica estándar. La enfermedad oligometastásica es también otra nueva indicación con resultados preliminares, pero muy interesantes. Afortunadamente, numerosos ensayos clínicos, incluyendo el nuestro, están actualmente en curso. La preocupación más importante que rodea esta técnica de alta dosis es el potencial de toxicidad excesivo. El riesgo es pequeño pero debe ser tenido en cuenta en todos los casos, en particular en el cáncer de pulmón, dado el movimiento

continuo del pulmón y la ubicación sensible en estrecha proximidad a órganos vitales. Dada la falta de seguimiento a largo plazo y las series relativamente pequeñas estudiadas hasta la fecha, la SBRT sólo debe utilizarse en el contexto de ensayos clínicos hasta que se haya recogido más evidencia de su seguridad y eficacia. En todo caso, la SBRT parece a punto de convertirse en uno de los desarrollos más importantes en la larga historia de la lucha contra el cáncer.

#### CM04: Imagen molecular: radiofármacos monoméricos y multiméricos con reconocimiento por blancos moleculares específicos

G. Ferro-Flores\*

*Gerencia de Aplicaciones Nucleares en la Salud, Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, Toluca, Méx., México*

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: guillermina.ferro@inin.gob.mx

**Imagen molecular:** Las técnicas de imagen molecular detectan y registran, directa o indirectamente, la distribución espacio-temporal de procesos moleculares o celulares para aplicaciones diagnósticas o terapéuticas. Los criterios de diseño aplicados en el desarrollo de radiofármacos de blancos moleculares específicos están dictados en gran medida por la expresión de proteínas blanco en los tejidos malignos, así como por la presencia intra o extracelular de dichas proteínas (receptores). Los receptores de péptidos reguladores están sobreexpresados en numerosas células de cáncer humano. Los radiopéptidos con reconocimiento por receptores (R) de péptidos asociados con el cáncer tales como los R de somatostatina, los R del péptido liberador de gastrina y las integrinas, se han utilizado con éxito en diversos estudios clínicos diagnósticos y terapéuticos. Las nanopartículas (NPs) pueden ser fluorescentes (ejemplo, NPs de oro, puntos cuánticos o nanotubos de carbono) o pueden tener propiedades magnéticas (ejemplo, NPs de óxido de hierro). Estas propiedades ópticas o magnéticas pueden ser explotadas para su uso en la terapia térmica y en la obtención de imágenes moleculares. Las NPs radiomarcadas funcionalizadas con péptidos (radiofármacos multiméricos) han demostrado tener propiedades adecuadas para el diagnóstico y la terapia de procesos malignos debido a su multivalencia.

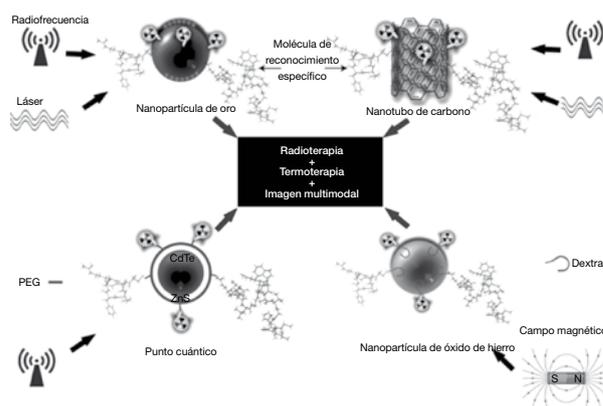
**NPs para imagen y terapia dirigida:** Al mismo tiempo que el interés en las terapias de blancos moleculares para cáncer aumenta, los radionúclidos destacan no sólo por su capacidad para ser detectados por gammagrafía externa, sino también por su capacidad terapéutica. La primera ventaja de las NPs radiomarcadas es el incremento de la afinidad, es decir, decenas de péptidos o cualquier molécula con actividad biológica se pueden conjugar a la superficie de un solo punto cuántico (QD), una sola nanopartícula metálica o un nanotubo de carbono de una pared simple (SWNT) para mejorar las imágenes de tumores con sobreexpresión de receptores específicos. En general, las diferentes técnicas de imagen son complementarias y no competitivas. Por

consiguiente, la segunda ventaja de las NPs radiomarcadas es la factibilidad de prepararlas con doble marcado (ejemplo, fluorescente y radiactivo), lo que permite la validación cruzada entre las imágenes nucleares y de fluorescencia óptica o incluso de imágenes trimodales nucleares-resonancia magnética-fluorescencia. El tercer beneficio está relacionado con sus propiedades termoablativas y radioterapéuticas. Las NPs de oro y los SWNT provocan destrucción celular térmica irreversible cuando se irradian con un láser. Las NPs de óxido de hierro liberan calor cuando se exponen a un campo magnético alterno externo, generando necrosis del microambiente en tejidos de cáncer. Las NPs de oro y los SWNT también absorben energía no ionizante cuando se exponen a un campo de radiofrecuencia (RF) con la consecuente liberación de calor para destruir células malignas. La RF también induce citotoxicidad térmica en células de cáncer tratadas con QDs. El aumento de la respuesta terapéutica requiere la aplicación de terapias combinadas. Por lo tanto, las NPs de oro, SWNT, QDs o las NPs de óxido de hierro radiomarcadas con emisores de partículas beta, pueden funcionar simultáneamente como agentes de imagen, sistemas de radioterapia y sistemas de termoterapia (fig. 1).

#### Agradecimientos

Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT-SEP-CB-2010-01-150942).

**Figura 1** Nanopartículas radiomarcadas multifuncionales como agentes útiles para la terapia dirigida y diagnóstico médico, debido a su combinación única de propiedades radiactivas, ópticas y termoablativas.



#### CM06: La dosimetría de estado sólido aplicada en física médica

J. Azorín-Nieto\*

*Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa, México D.F., México*

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: azorin@xanum.uam.mx

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<sup>a,\*</sup>, J. P. Cruz-Bastida<sup>a</sup>, I. Rosado-Méndez<sup>a</sup>, H. Pérez-Ponce<sup>a</sup>, Y. Villaseñor<sup>b</sup>, H. A. Galván<sup>b</sup>, L. Benítez-Briebesca<sup>c</sup>, P. García<sup>c</sup> y F. E. Trujillo-Zamudio<sup>d</sup>

<sup>a</sup>Instituto de Física, Universidad Nacional Autónoma de México, México D.F., México

<sup>b</sup>Instituto Nacional de Cancerología, México D.F., México

<sup>c</sup>Hospital de Oncología, Centro Médico Nacional SXXI, México D.F., México

<sup>d</sup>Hospital 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 radiolesiones 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 juntos<sup>1</sup>. No obstante, hay diferentes alternativas para el tratamiento del cáncer, la radioterapia con aceleradores lineales (LINACs) es la técnica más usada<sup>2</sup>. 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)<sup>3</sup>. 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 TLD700<sup>4</sup>, cuya matriz de respuesta la hemos calculado<sup>5</sup>. Para la reconstrucción del espectro hemos desarrollado 2 códigos, uno de estos usa la tecnología de la inteligencia artificial mediante redes neuronales artificiales<sup>6,7</sup>; mientras que el otro usa el algoritmo SPUNIT donde el inconveniente de contar con un espectro inicial hemos incluido un catálogo de espectros<sup>8,9</sup>. 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 Planetario<sup>10</sup>. 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.

Los cálculos los hemos realizado mediante métodos Monte Carlo con los códigos MCNP5 y MCNPX.

**Resultados:** Con la tecnología desarrollada hemos caracterizado el campo de neutrones en torno a un ciclotrón para PET, varios LINACs, fuentes isotópicas de neutrones y un reactor nuclear de investigación.

**Conclusiones:** Hemos desarrollado la tecnología necesaria para caracterizar el campo de neutrones dentro de las salas de radioterapia con LINAC y determinar la  $H^*(10)$ ,  $E$  y la  $H_{p,slab}(10)$ . También hemos desarrollado un monitor pasivo de área para neutrones que puede usar 3 tipos diferentes de detectores de neutrones.

## Bibliografía

1. IAEA. Fighting cancer in developing countries. International Atomic Energy Agency Bulletin 2010;52-1:1-5.
2. Barquero R, Edwards TM, Iñiguez MP, et al. Monte Carlo simulation estimates doses to critical organs of a patient undergoing 18.MV x-ray LINAC-based radiotherapy. *Med Phys* 2005;32:3759-3589.
3. NCRP. Neutron contamination from medical electron accelerators. National Council on Radiation Protection and Measurements report 79, Bethesda, MD. NCRP (1984).
4. Vega-Carrillo HR. TLD pairs as thermal neutron detector, in neutron multisphere spectrometry. *Radiat Meas* 2002;35:251-254.
5. Vega-Carrillo hr, Wehring BW, Veinot KG, et al. Response Matrix for a Multisphere spectrometry using a  $^6\text{LiF}$  thermoluminescent dosimeter. *Radiat Prot Dosim* 1999;81:133-140.
6. Vega-Carrillo HR. Neutron spectrometry using Artificial Neural Networks. *Radiat Meas* 2006;41:425-431.
7. Ortiz-Rodríguez JM, Martínez-Blanco MR, Gallego E, et al. IAEA Procc Series STI/PUB/1460. p. 1-9.
8. Vega-Carrillo HR, Iñiguez MP. Catalogue to select the initial guess spectrum during unfolding. *Nucl Instrum Methods Phys Res A* 2002;476:270-272.
9. Vega-Carrillo HR, Ortiz-Rodríguez JM, Martínez-Blanco MR. NSDUAZ unfolding package for neutron spectrometry and dosimetry with Bonner spheres. *Appl Radiat Isot* 2012;71:87-91.
10. Benites-Rengifo JL, Vega-Carrillo HR, Velazquez-Fernandez J. Photoneutron spectrum measured with Bonner sphere spectrometer in Planetary method mode. *Appl Radiat Isot* in press, (2013).

## CM11: Matrices de riesgo en radioterapia. Experiencia de hospitales en Latinoamérica

C. Duménigo<sup>a,\*</sup>, R. López<sup>b</sup>, A. Paz<sup>b</sup>, M. Manríquez<sup>c</sup>, S. Santos<sup>c</sup>, A. Marques<sup>c</sup>, F. Pérez<sup>a</sup>, R. Pérez<sup>c</sup>, M. Pallaroso<sup>c</sup>, R. Contreas<sup>c</sup>, A. Maldonado<sup>c</sup>, E. Hernández<sup>c</sup>, M. Hinojosa<sup>c</sup>, M. Palafox<sup>c</sup>, R. Waldo<sup>c</sup>, G. Hernández<sup>c</sup>, L. Matamoros<sup>c</sup>, S. Neira<sup>c</sup>, P. Pacheco<sup>c</sup>, L. Cortés<sup>c</sup>, M. Godin<sup>c</sup>, J. Aponte<sup>c</sup>, F. Fragos<sup>c</sup>, A. González<sup>c</sup>, G. Reséndiz<sup>c</sup>, E. Medel<sup>c</sup>, L. Coronado<sup>c</sup>, M. Rodríguez<sup>c</sup>, J. Lárraga<sup>c</sup>, J. Rocha<sup>c</sup>, A. Aldana<sup>c</sup>, J. Roa<sup>c</sup>, A. Verdín<sup>c</sup>, J. Moreno<sup>c</sup>, J. Rodríguez<sup>c</sup>, F. Rodríguez<sup>c</sup> y R. Genis<sup>c</sup>.

<sup>a</sup> Centro Nacional de Seguridad Nuclear, Cuba

<sup>b</sup> Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias, México D.F., México

<sup>c</sup> Físicos Médicos de Hospitales de Latinoamérica

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: cruz@orasen.co.cu

**Introducción:** Los accidentes en la práctica de radioterapia han causando daños particularmente severos a los pacientes. Es importante aplicar metodologías que permitan anticiparnos a potenciales accidentes para poder evitarlos. El presente trabajo muestra la experiencia de hospitales de Latinoamérica que han aplicado la metodología de “matrices de riesgo” y la herramienta informática SEVRRRA para evaluar sus riesgos.

**Materiales y métodos:** El método de matrices de riesgo consiste en subdividir las variables independiente de la ecuación de riesgo ( $R=f*p*C$ ) en niveles cualitativos (ejemplo alto, medio, bajo y muy bajo) y haciendo todas las combinaciones lógicas posibles se puede obtener una matriz de 64 combinaciones que permite estimar el riesgo resultante<sup>1</sup>. La herramienta informática SEVRRRA<sup>2</sup> fue utilizada para facilitar la aplicación de la metodología. Esta permite, a los hospitales, analizar un listado general de sucesos iniciadores, considerar las defensas existentes y obtener la evaluación del riesgo de todas las secuencias accidentales.

**Resultados:** Como resultado del trabajo 27 hospitales pudieron conocer las secuencias de accidentes de mayor riesgo, en sus condiciones específicas de trabajo. A continuación se muestra, a manera de ejemplo, las 6 secuencias evaluadas como “riesgo alto” en todos los centros que analizaron los tratamientos con LINAC.

- Introducir al TPS datos erróneos para calcular las unidades monitor.
- Error al denominar volúmenes, etapas, fracciones y campos al editar hoja de tratamiento en LINAC.
- Colocar erróneamente al paciente en la mesa de tratamiento para la sesión inicial del tratamiento.
- Error en el marcado definitivo del paciente.
- Omitir marcas de referencia de la TAC de simulación o hacerlo erróneamente.
- No implementar modificaciones del tratamiento como resultado de evaluación semanal del paciente.

Para los 4 hospitales que analizaron BTHDR, en la figura 1 se muestran 2 barreras que pudieran contribuir a la reducción del riesgo en la mayoría de las secuencias accidentales evaluadas con “riesgo alto”.

**Conclusiones:** La metodología de matrices de riesgo y la herramienta SEVRRRA han demostrado su utilidad para usuarios y reguladores. Los hospitales pueden identificar sus propios problemas y los reguladores pueden utilizar estos resultados para perfeccionar sus procedimientos de inspección y evaluación. Se demostró que disponer de resultados de varios hospitales manejados por la herramienta SEVRRRA permite a los usuarios conocer la experiencia de otros hospitales análogos en la reducción de riesgos inaceptables.

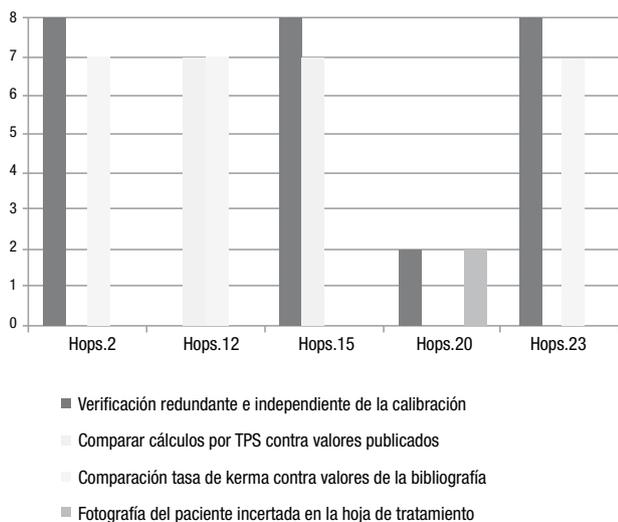
## Agradecimientos

Al Proyecto TSA3 del OIEA (protección radiológica del paciente) y al Foro Iberoamericano de Organismos Reguladores Radiológicos y Nucleares.

## Bibliografía

1. IAEA. Aplicación del Método de Análisis de Matriz de Riesgo a la Radioterapia, TECDOC-1685/S, Viena, 2013.
2. PAZ A., et al, "Main results of the risk assessments to some Iberoamerican radiotherapy facilities using SEVRA software. Conferencia, Bonn, Alemania, 2012.

Figura 1 Barreras para reducir el riesgo en BTHDR.



## CM12: Uso de las tecnologías de información y comunicación para el desarrollo profesional

E. Medina-Gironzini\*

Instituto Peruano de Energía Nuclear, Perú

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: medina@ipen.gob.pe

**Introducción:** Las tecnologías de información y comunicación (TIC) han mejorado las relaciones entre los especialistas de diversas profesiones. En física médica y protección radiológica ha ocurrido lo mismo. Es un medio muy útil para intercambiar experiencias y resolver inquietudes técnicas en tiempos muy breves. Como antecedente, durante 10 años se difundieron actividades técnicas mediante el Boletín "Protección Radiológica" cuyos 65,000 ejemplares fueron distribuidos a especialistas de más de 40 países. Posteriormente se usó internet ([www.radioproteccion.org](http://www.radioproteccion.org)) con el mismo objetivo y más adelante, desde el 15 de marzo de 2002 se hizo efectiva la lista de interés "Radioprotección" que cuenta actualmente con más de 2600 suscriptores de 32 países. Hoy en día se usa Facebook, Twitter y LinkedIn y otras opciones para ver e intercambiar videos, presentaciones y fotos que ayudan al profesional a actualizarse, mejorar en su trabajo y profundizar sus conocimientos.

**Objetivo:** En este trabajo se muestra la importancia de las TIC para mejorar el trabajo en física médica y protección radiológica, mantenerse actualizado en estos temas e incrementar las relaciones profesionales.

**Metodología:** Mediante la lista "Radioproteccion" (<http://espanol.groups.yahoo.com/group/Radioproteccion/>) creada en grupos Yahoo, se distribuyen mensajes sobre diversos

temas técnicos, anuncios de eventos, noticias y una gran parte son inquietudes técnicas que son respondidas oportunamente por profesionales del campo de la física médica y protección radiológica. Pero también las redes sociales cumplen este objetivo, pero además permiten mejorar nuestras relaciones profesionales y personales. Por eso, se usa Facebook ([www.facebook.com/Radioproteccion](http://www.facebook.com/Radioproteccion)) que en unos 15 meses llegó a 5,000 miembros de diversos países. Aquí, además de difundir información sobre física médica y también se puede conocer las actividades de diversas organizaciones nacionales e internacionales. Las otras opciones son el Twitter (envío de mensajes cortos), LinkedIn (red profesional) y Skype (videollamadas) y las opciones para ver videos (Youtube), presentaciones (Slideshare) y fotos (Picasa) sobre la especialidad. Pero además se cuenta con la página creada en Facebook: [www.facebook.com/Proteccion.Radiologica.Oficial](http://www.facebook.com/Proteccion.Radiologica.Oficial) que tiene la ventaja de contar con un número ilimitado de suscriptores. Se brindan detalles sobre la experiencia que se tiene en América Latina en los últimos 11 años.

**Resultados:** Las TIC permiten el intercambio de información sobre diversos temas de física médica y protección radiológica. Los especialistas que trabajan en organismos reguladores, universidades, instalaciones radiactivas y nucleares, y en general en entidades nacionales e internacionales, tanto públicas como particulares hacen uso de las opciones que ofrecen las TIC ya que ayudan a solucionar problemas técnicos, incrementar la colaboración, actualizarse diversos temas y ampliar su círculo profesional entre colegas de diversos países.

**Conclusiones:** Las redes sociales están contribuyendo a mantenerse actualizado y a mejorar en el desarrollo profesional en el campo de la física médica y protección radiológica, ya que es un canal de permanente comunicación que está abierto para el intercambio de experiencias, documentos científicos, artículos, publicaciones, eventos, etc., y especialmente ayuda a resolver problemas técnicos.

## CM13: High Intensity Mode en Radiocirugía

V. Bourel\*

Universidad Favaloro, Buenos Aires, Argentina

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: vbourel@favaloro.edu.ar

La planicidad de los haces para tratamiento en radioterapia ha sido, desde los comienzos, una propiedad considerada imprescindible para obtener buenos resultados en la distribución de dosis en la planificación de tratamientos. Este principio se ha visto alterado en los recientes años con la aparición de aceleradores lineales sin filtro aplanador cuyos haces no son planos, sino que por el contrario muestran una importante inhomogeneidad con un máximo central. La falta del filtro aplanador permite que este tipo de haces puedan entregar una alta tasa de dosis (hasta 2,400 UM/min), razón por lo cual la técnica en la que se aplican se denomina *High Intensity Mode*. Estos haces también se conocen como FFF (por sus siglas en inglés, *Flattening Filter Free*).

Los haces FFF tienen perfiles diferentes de los muy conocidos haces planos y por lo tanto se debe utilizar diferentes

parámetros de caracterización que deben ser tenidos en cuenta en el comisionamiento y control de calidad.

La utilización de haces FFF en radiocirugía con técnicas VMAT, muestra como primer punto positivo la reducción de hasta 4 veces el tiempo de tratamiento, favoreciendo la utilización de técnicas sin marco estereotáxico y como consecuencia su utilización en pacientes pediátricos.

La corta experiencia con *High Intensity Mode* en radiocirugía utilizando colimadores multihojas (con hojas centrales de 3 mm o menos) y técnica VMAT muestra resultados, además de la ventaja ya mencionada del corto tiempo de tratamiento, que son dosimétricamente equivalentes a las mejores resultados obtenidos con haces planos y en algunos casos muestran resultados ligeramente superiores.

## Resúmenes de presentaciones orales

### Abstracts of oral presentations

#### 010: Modelos radiobiológicos TCP y NTCP, aplicados al tratamiento hipofraccionado en radioterapia

A. J. Astudillo-Velázquez<sup>a,\*</sup>, L. C. Paredes-Gutiérrez<sup>b</sup>, E. Mitsoura<sup>a</sup> y G. Reséndiz-González<sup>c</sup>

<sup>a</sup>Facultad de Medicina, Universidad Autónoma del Estado de México, Toluca, Méx., México

<sup>b</sup>Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, Toluca, Méx., México

<sup>c</sup>Departamento de Radioterapia, Hospital Médica Sur, México D.F., México

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: ajav\_x@yahoo.com.mx

**Introducción:** A nivel nacional, los tratamientos para cáncer con radiaciones ionizantes se han visto dominados bajo los criterios de los médicos radiooncólogos y que estos se han basado en prueba y error por muchos años. Los modelos radiobiológicos, como el TCP, NTCP y variables dosimétricas, para su aplicación clínica en la radioterapia convencional con hipofraccionamiento tienen como propósito el predecir planes de tratamiento personalizados que presenten mayor probabilidad de control tumoral y menor probabilidad de reacciones tardías, las cuales se conviertan en herramientas de apoyo para la toma de decisiones en la planeación de tratamientos de pacientes para físicos médicos y radiooncólogos.

**Materiales y métodos:** Se contará con archivos de pacientes tratados con radioterapia y se analizarán los datos que estos proporcionen como el diagnóstico, las dosis totales, el número de sesiones y las dosis por sesión. Se realizarán los programas de los modelos TCP y NTCP en Matlab®. Se compilarán los programas TCP y NTCP haciendo variar las dosis con el fin de tener la curva que muestre el comportamiento de la probabilidad de control tumoral como función de la dosis administrada. En este caso el usuario tendrá la posibilidad de ingresar la dosis que el médico señaló y podrá hacer la comparación en toda la curva, cuál es la probabilidad de control tumoral que se espera con dicha dosis.

El usuario podrá variar la dosis para lograr obtener un mejor control tumoral y una menor probabilidad de daños al tejido normal. A partir de esto el médico radiooncólogo podrá discriminar, si la dosis que él determinó es la adecuada o podrá optar por seleccionar otra más adecuada.

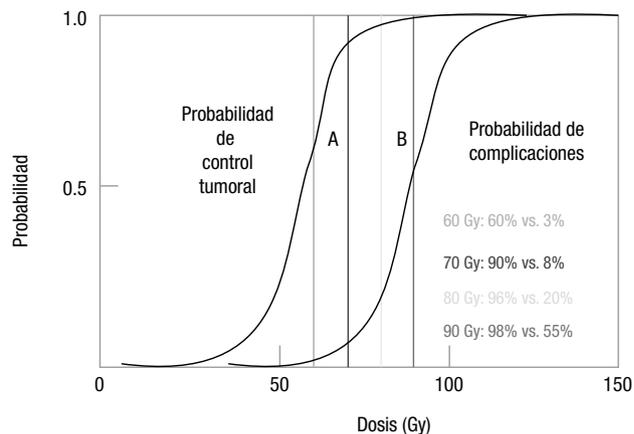
**Resultados:** Se obtuvieron programas de cálculo para predicciones rápidas y personalizadas de la probabilidad de control tumoral y la probabilidad de complicaciones a tejido normal, empleando modelos radiobiológicos y variables dosimétricas clínicas además de una metodología teórico-clínica, que permite realizar una mejor elección del tratamiento para el paciente como se muestra en la figura 1.

**Conclusiones:** Los programas de cálculo de modelos radiobiológicos permiten calcular la probabilidad de control tumoral y la probabilidad de complicación del tejido normal, y proporcionan una idea general para identificar si dicha dosis es la adecuada, permitiendo al médico tomar una mejor decisión en cuanto al tratamiento y también al número de sesiones en las cuales se administrará la dosis global.

#### Agradecimientos

A los asesores del proyecto, Dra. Lydia Paredes, M. en C. Eleni Mitsoura y al M. en C. Gabriel Resendiz y a las instituciones, ININ, UAEM y el Hospital Médica Sur por el apoyo brindado para que este proyecto fuese una realidad y por el financiamiento otorgado, que sin ello este trabajo no sería posible.

**Figura 1** Probabilidad de control tumoral y la probabilidad de complicaciones a diferentes dosis.



#### 020: Análisis de la exactitud del posicionamiento del paciente en radioterapia estereotáctica del cuerpo con el sistema de verificación EXACTRAC

M. Á. Montes-Rodríguez<sup>a,\*</sup>, M. Hernández-Bojórquez<sup>b</sup>, A. A. Martínez-Gómez<sup>b</sup>, A. Contreras-Pérez<sup>b</sup>, I. M. Negrete-Hernández<sup>c</sup>, J. O. Hernández-Oviedo<sup>b</sup> y E. Mitsoura<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Universidad Autónoma del Estado de México, Toluca, Méx., México

<sup>b</sup> The American British Cowdray Medical Center (CMABC), I.A.P, Centro de Cáncer ABC

<sup>c</sup> Escuela Superior de Física y Matemáticas, IPN, México

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: angy 24538@yahoo.com

**Introducción:** La radioterapia esterotáctica del cuerpo involucra la entrega de alta dosis absorbida en pocas fracciones, por lo que es necesaria una inmovilización controlada y supervisada del paciente y del volumen del blanco en un espacio de 3 dimensiones. El propósito de este trabajo es analizar el desempeño del sistema de imagen para corrección y verificación de la posición del isocentro ExacTrac del CMABC.

**Materiales y métodos:** Se adquirieron tomografías de maniqués antropomórficos de tórax (Dynamic Thorax Phantom, CIRS®) y pelvis (ETX Verification Phantom, BrainLab®) con marcas de referencia, una externa (visible) y una interna para cada uno; estas marcas se delimitaron y se seleccionaron como blancos para asignarles un isocentro de tratamiento en el sistema de planeación iPlan RT Dose 4.5.1. Las imágenes fueron exportadas al sistema ExacTrac (ETX, BrainLab®, Germany). En la mesa del Acelerador Lineal Novalis Tx se preposicionaron los maniqués con las marcas de alineación. Cinco esferas infrarrojas fueron colocadas sobre ellos, permitiendo que el sistema ETX los posicionara automáticamente al isocentro seleccionado y, además sirvieron como guía de imagen para ajustes de movimientos de mesa durante todo el tratamiento (fig. 1). Con el sistema ETX se adquirieron 2 imágenes estereoscópicas de rayos X con energía de kV para verificar el posicionamiento, basándose en la anatomía interna de los maniqués. Se realizaron los ajustes en 6D (6° de libertad) de la posición del isocentro de acuerdo con la fusión de las radiografías construidas digitalmente (DDR's) que fueron generadas desde la planeación del tratamiento. Se registraron datos de correcciones del isocentro. También se verificó el tratamiento interfractionado con el sistema ETX a 4 pacientes con lesiones en pelvis y columna, que fueron tratados con SBRT registrando sus errores residuales en 6D.

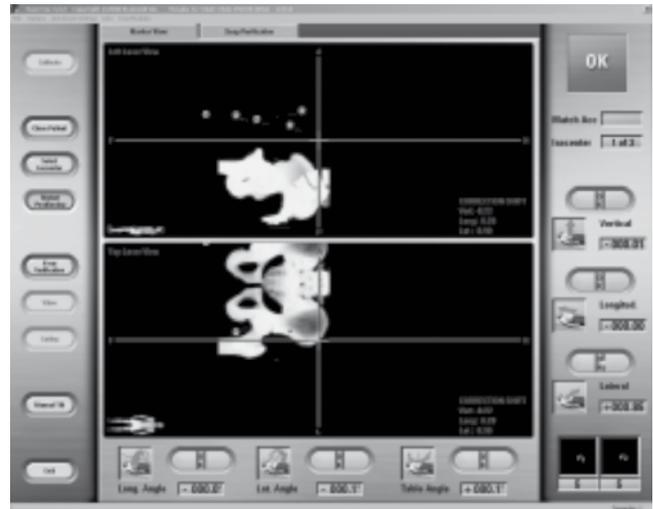
**Resultados:** Los datos registrados de las verificaciones en los movimientos traslacionales y rotacionales mostraron incertidumbres espaciales promediadas en 3D, de  $0.1 \pm 0.3$  mm,  $0.2^\circ \pm 0.09^\circ$  respectivamente para maniqués y de  $0.72 \pm 0.28$  mm,  $0.09^\circ \pm 0.04^\circ$  para pacientes y en la primera corrección de los maniqués estas incertidumbres fueron de  $0.53 \pm 0.18$  mm, y  $0.15^\circ \pm 0.24^\circ$  respectivamente (fig. 2).

**Conclusiones:** El estudio mostró una alta precisión y reproducibilidad en el posicionamiento de los isocentros seleccionados tanto en maniqués como en pacientes. El sistema de ETX para verificar la posición del isocentro de tratamiento tiene la capacidad de monitorear la trazabilidad de las posiciones de interés antes, durante y hacia el final del tratamiento, por lo que es posible utilizarse durante la entrega de tratamientos de SBRT para garantizar el posicionamiento dentro de los valores de incertidumbre  $\leq 1$  mm<sup>1</sup>.

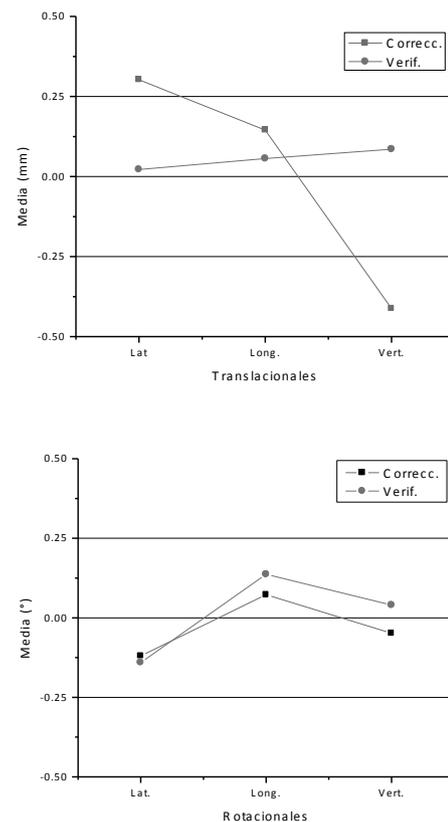
## Bibliografía

1. Stereotactic body radiation therapy: The report of AAPM Task Group 101. Medical Physics 2010;37(8):4088.

**Figura 1** Imagen de posicionamiento del maniqué de pelvis mediante el sistema ETX.



**Figura 2** Corrección vs. verificación del isocentro de maniqués antropomórficos usando el sistema ETX.



## 030: Estimación de parámetros en la optimización de dosis (3DCRT)

H. Blanch-Enrique\*

Instituto Oncológico de Morelos S.A de C.V., Mor., México

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: iomsacv@yahoo.com

**Introducción:** En el presente trabajo, el objetivo fundamental de la radioterapia está reflejado en la aplicación de algoritmos de cálculos basados en la programación inversa, los cuales permiten determinar de manera óptima la intensidad de la radiación ( $\omega_i$ ) para un arreglo de campos típico en el tratamiento del cáncer de próstata. A pesar de que la planeación inversa habitualmente está relacionada con la técnica de tratamiento IMRT, en la radioterapia conformada 3DCRT también podemos aplicar procesos de optimización basados en la planeación inversa, considerando el grado de automatización de los algoritmos empleados y su uso práctico.

**Materiales y métodos:** La determinación del parámetro buscado ( $\omega_i$ ), estuvo basado en la definición de un modelo matemático,  $D(\omega_i, UM_i, t)$ , el cual considera los parámetros del haz de radiación y la interacción de la radiación con el tejido humano, ( $\omega_i$ -pesos,  $UM_i$ -unidades,  $t$ -variable independiente,  $t \in V_{PTV, OARs}$ ,  $V_{PTV, OAR}$ -volumen irradiado); con el objetivo de determinar el parámetro deseado las funciones objetivo para el volumen blanco  $f_{PTV}(\omega)$  y para los volúmenes críticos  $f_{OARs}(\omega)$  son minimizadas individualmente o a través de una combinación lineal de ambas funciones. El proceso de minimización de las funciones objetivo estuvo incluido en 3 métodos de cálculo:

Método I. Minimización independiente de la función objetivo para el volumen blanco,  $f_{PTV}(\omega)$ .

Método II. Optimización multiobjetivo.

Método III. Minimización a través de la combinación de las funciones objetivos.

La adquisición de los datos para desarrollar todo el proceso de optimización, contó con herramientas y protocolos clínicos los cuales se relacionan a continuación:

- Dosis de prescripción y niveles de tolerancias protocolares.
- Distribuciones de dosis correspondiente a la planeación del cáncer de próstata (sistema de planeación Eclipse).
- Histograma dosis-volumen "DVH".
- Hoja de cálculo Excel®.

**Resultados:** Debido a la importancia en el conocimiento de las bondades ofrecida por los métodos de cálculos aplicados en el proceso de optimización, los resultados obtenidos estuvieron enfocados en la capacidad de estos métodos de generar distribuciones de dosis aceptables a partir del valor del parámetro evaluado y teniendo en cuenta la utilidad práctica de estos. Los métodos I y III ofrecieron una opción aceptable y práctica en la estimación del parámetro buscado.

**Conclusiones:** La realización del presente trabajo ha demostrado que es posible aplicar de forma automatizada los métodos de planeación inversa en la terapia 3DCRT, y además ha contribuido a profundizar los conocimientos de las técnicas de optimización para su aplicación en procesos más complejos como la técnica de IMRT.

## Agradecimientos

M. C. Gutiérrez Castillo y J. Gerardo. Centro Médico Nacional Siglo XXI, Oncología.

## 040: Modelo Monte Carlo para el cálculo del factor de conversión entre la dosis promedio sobre una línea y la dosis en un punto para una fuente HDR

E. Flores-Martínez\*

Departamento de Física Médica, Universidad de Wisconsin-Madison, EUA

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: everardofloresmx@gmail.com

**Introducción:** El análisis del patrón de interferencia de luz atravesando una muestra de agua puede ser utilizado para detectar pequeños cambios en la temperatura inducidos por radiación ionizante. Estos cambios de temperatura pueden utilizarse para calcular la dosis impartida. Sin embargo, la señal observada representa un promedio a lo largo de la trayectoria que recorre el haz y no la dosis en un punto. En este trabajo se realizó un modelo Monte Carlo en MCNP5 para determinar el factor de conversión entre la dosis promedio sobre una línea y la dosis en un punto para la fuente GammaMed HDR plus.

**Materiales y métodos:** La fuente GammaMed HDR plus está constituida por un núcleo cilíndrico de Iridio-192 de 3.5 mm de longitud y 0.7 mm de diámetro. Está encapsulada en un cilindro de acero inoxidable (A1S1 316L). La extensión es un alambre de acero inoxidable (A1S1 304)<sup>1</sup>. Para definir los espectros de energía en el código se utilizaron los valores publicados previamente por Borg<sup>2</sup>. La fuente fue colocada en el centro de un maniquí de 5 x 5 x 5 cm<sup>3</sup> lleno de agua. En el modelo se asumió que no existían contribuciones de dosis dispersa de otros objetos.

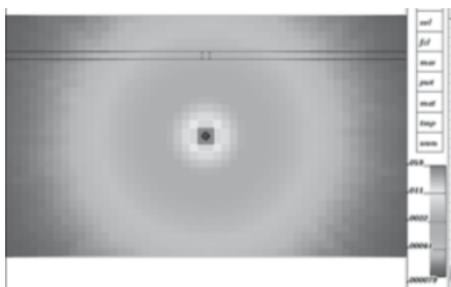
El factor de conversión (FC) buscado se puede definir como el cociente de la dosis en el centro y la dosis promedio a lo largo de una línea. Para calcular esta última, 8 paralelepípedos de 0.1 x 5.0 x 0.1 cm<sup>3</sup> fueron definidos en el mismo plano que el centro de la fuente, desde 0.50 hasta 2.25 cm de la fuente cada 0.25 cm. La función \*F8 se utilizó para calcular la energía depositada en cada superficie. El mismo cálculo se realizó utilizando la función \*FMESH, utilizando una malla de 50 x 30 celdas en el plano del centro de la fuente y perpendicular a su eje.

**Resultados:** La figura 1 muestra la distribución relativa de dosis sobre la malla mostrando simetría radial con regiones de alto gradiente cercanas a la fuente. La misma gráfica puede ser interpretada como un mapa de cambios relativos de temperatura.

La tabla 1 muestra los resultados de las dosis promedio y las dosis en un punto.

**Conclusiones:** El modelo Monte Carlo diseñado permitió calcular los factores de conversión buscados. Estos se acercan más a la unidad conforme el punto de referencia se aleja de la fuente. El no considerar este factor de corrección puede conducir a errores de más del 100% para distancias menores o iguales a 1 cm.

**Figura 1** Vista axial de la distribución dosis-temperatura alrededor de la fuente y con  $z=0$ .



**Tabla 1** Contribuciones relativas por partícula

Distancia (cm)	Promedio sobre línea	Valor en el centro	FC
0.75	2.33E-5	5.92E-5	2.54
1.00	1.65E-5	3.93E-5	2.38
1.25	1.17E-5	2.31E-5	1.97
1.50	9.38E-6	1.12E-5	1.19
2.25	5.29E-6	5.45E-6	1.03

### 050: Sistema multifuncional de terapia de blancos moleculares específicos basada en nanopartículas de oro radiomarcadas con $^{99m}\text{Tc}/^{177}\text{Lu}$ y funcionalizadas con Tat(49-57)-Lys<sup>3</sup>-bombesina

N. Jiménez-Mancilla<sup>a,b,\*</sup>, G. Ferro-Flores<sup>a</sup>, C. Santos-Cuevas<sup>a</sup>, B. Ocampo-García<sup>a</sup>, M. Luna-Gutiérrez<sup>a,b</sup> y E. Azorín-Vega<sup>a</sup>

<sup>a</sup>Departamento de Materiales Radiactivos, Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, Toluca, Méx., México

<sup>b</sup>Facultad de Medicina, Universidad Autónoma del Estado de México, Toluca, Méx., México

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: nallely\_jimenez@yahoo.com.mx

**Introducción:** Las nanopartículas de oro (AuNP) radiomarcadas y funcionalizadas, pueden funcionar como sistemas para radioterapia y ablación térmica<sup>1</sup>. El receptor del péptido liberador de gastrina (GRP-r) está sobreexpresado en las células de cáncer de próstata; la Lys<sup>3</sup>-bombesina es un péptido con alta afinidad específica al GRP-r<sup>1,2</sup>. El péptido Tat(49-57) es un péptido de penetración celular capaz de alcanzar el ADN. El  $^{177}\text{Lu}$  ha sido utilizado para el tratamiento en células de cáncer mostrando un eficiente efecto de fuego cruzado, mientras que el uso del  $^{99m}\text{Tc}$ , se ha limitado al diagnóstico, sin embargo la internalización de éste en el núcleo de las células de cáncer hace que actúe como un sistema efectivo de radioterapia de blancos moleculares debido al efecto biológico producido por los electrones Auger. El objetivo de este trabajo fue evaluar el potencial *in vitro* de nanopartículas de oro radiomarcadas con  $^{99m}\text{Tc}$  y  $^{177}\text{Lu}$  y conjugadas a los péptidos Lys<sup>3</sup>-Bombesina ( $^{99m}\text{Tc}/^{177}\text{Lu}$ -AuNP-Tat-BN) como un sistema de radioterapia y terapia fototérmica plasmónica en células PC3 (células de cáncer de próstata).

**Materiales y métodos:** Las AuNP (5nm) fueron funcionalizadas con los péptidos a través de la reacción espontánea con el grupo tiol de la cisteína (C). Después del calentamiento con luz láser la viabilidad de las células PC3 fue cuantificada. El calentamiento de las células PC3 incubadas con AuNP-Tat-BN fue realizado mediante el uso de un láser pulsado de Nd:YAG con duración de pulso 5 ns a 532 nm (0.65 W/cm<sup>2</sup>). Para la obtención del  $^{99m}\text{Tc}/^{177}\text{Lu}$ -AuNP-Tat-BN, se prepararon primero los radiopéptidos  $^{177}\text{Lu}$ DOTA-Gly-Gly-Cys y  $^{99m}\text{Tc}$ -HYNIC-octreótido y simultáneamente fueron adicionados a AuNP-Tat-BN. Las células PC3 fueron incubadas con  $^{99m}\text{Tc}/^{177}\text{Lu}$ -AuNP-Tat-BN (20 Bq/célula) y el efecto en la proliferación celular fue evaluado después de 3 días.

**Resultados:** La figura 1 muestra las imágenes fluorescentes de la internalización nuclear del sistema  $^{99m}\text{Tc}/^{177}\text{Lu}$ -AuNP-Tat-BN. Después de la irradiación con láser, la presencia de AuNP-Tat-BN causó un incremento significativo en la temperatura del medio (46.4 °C vs. 39.5 °C obtenida sin AuNP) resultando una disminución significativa en la viabilidad de las células PC3 por debajo del 1.3%. Después del tratamiento con  $^{99m}\text{Tc}/^{177}\text{Lu}$ -AuNP-Tat-BN, se inhibió proliferación de las células PC3.

**Conclusiones:** El nanosistema presenta propiedades adecuadas para el tratamiento de cáncer de próstata debidas a la terapia fototérmica plasmónica y a la radioterapia de blancos moleculares específicos.

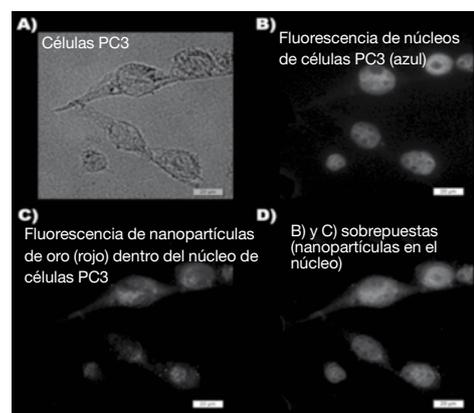
### Agradecimientos

Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT-SEP-CB-2010-01-150942).

### Bibliografía

1. Jiménez-Mancilla NP, Ferro-Flores G, Ocampo-García BE, et al. Multifunctional targeted radiotherapy system for induced tumors expressing gastrin-releasing peptide receptors. *Curr Nanosci* 2012;18:193.
2. Ferro-Flores G, Murphy CA, Melendez-Alafort L. Third Generation Radiopharmaceuticals for Imaging and Targeted Therapy. *Curr Pharm Anal* 2006;2:339.

**Figura 1** Representación del campo (40X) de células PC3 tratadas con AuNP-Tat-BN. **A)** En contraste de fase, **B)** núcleo de las células teñido con Hoechst, **C)** detección la autofluorescencia emitida por las AuNP's después de ser excitadas a 530 nm, y **D)** fusión de imagen nuclear y de fluorescencia.



## 060: Preparación del kit $^{99m}\text{TcEDDA/HYNIC-E-[c(RGDfK)]}_2$ y su biocinética en mujeres con cáncer de mama

Z. Ortiz-Arzate<sup>a,b,\*</sup>, C. L. Santos-Cuevas<sup>a</sup>, B. E. Ocampo-García<sup>a</sup> y G. Ferro-Flores<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, Toluca, Méx., México

<sup>b</sup> Universidad Autónoma del Estado de México, Toluca, Méx., México

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: iqzarethortiz@gmail.com

**Introducción:** En células de cáncer de mama se encuentran sobreexpresadas las integrinas  $\alpha(v)\beta(3)$  y/o  $\alpha(v)\beta(5)$ <sup>1-4</sup>. Los péptidos marcados con base en la secuencia Arg-Gly-Asp (RGD) han mostrado ser radiofármacos con alta afinidad y selectividad por estas integrinas<sup>5,6</sup>. El objetivo de este estudio fue establecer un modelo biocinético para el radiofármaco  $^{99m}\text{TcEDDA/HYNIC-E-[c(RGDfK)]}_2$  y evaluar su dosimetría en 7 mujeres sanas y 3 pacientes con cáncer de mama.

**Materiales y métodos:** El marcado con  $^{99m}\text{Tc}$  se realizó por la adición de una solución de pertechnetato de sodio y una solución buffer de 0.2 M y pH 7.0 a la formulación liofilizada que contiene E-[c(RGDfK)]<sub>2</sub>, EDDA, tricina, manitol y cloruro estano. La pureza radioquímica fue evaluada por Cromatografía Líquida de Alta Resolución en fase reversa y por Cromatografía Instantánea en Capa Fina sobre Silica Gel. Se adquirieron imágenes a cuerpo entero de las 7 mujeres sanas a 0.5, 1, 3, 6 y 24 horas después de la administración del  $^{99m}\text{TcEDDA/HYNIC-E-[c(RGDfK)]}_2$  obtenido con una pureza radioquímica > 94%. Se dibujaron regiones de interés (ROIs) alrededor de los órganos de interés en cada periodo de tiempo. Se convirtió cada ROI a actividad usando el método de vistas conjugadas. Se utilizó la secuencia de imágenes para extrapolar curvas de actividad-tiempo del  $^{99m}\text{Tc-EDDA/HYNIC-E-[c(RGDfK)]}_2$  en cada órgano para ajustar a un modelo biocinético y calcular el número total de desintegraciones (N) que ocurrieron en las regiones fuente. Se introdujeron los datos de N en el código OLINDA EXM para estimar la dosis de radiación interna. Se obtuvieron imágenes estáticas a una hora, en posición supina con las manos detrás de la cabeza, de 3 pacientes con cáncer de mama confirmado histológicamente.

**Resultados:** El mostró alta estabilidad en suero humano y captación específica por las integrinas. En las voluntarias sanas el radiofármaco tuvo una vida media sanguínea de 1.60 minutos para el componente rápido, de 1.0 hora y 4.03 horas para el primer y segundo componente lento, respectivamente. Las imágenes de pacientes con cáncer de mama mostraron una relación tumor/sangre promedio de  $3.61 \pm 0.62$  a una hora (fig. 1). Las dosis equivalentes promedio calculadas para estas pacientes usando 740 MBq fueron de 6.2, 20.7, 34.5, 4.9, y 57.0 mSv para intestino, bazo, riñones, hígado y tiroides respectivamente y la dosis efectiva fue de 6.1 mSv.

**Conclusiones:** El  $^{99m}\text{Tc-EDDA/HYNIC-E-[c(RGDfK)]}_2$  obtenido a partir del kit formulado presenta una alta captación en pacientes con lesiones malignas, por lo que es un radiofármaco

prometedor para imagen de blancos específicos de cáncer de mama. Los resultados obtenidos justifican un estudio clínico posterior para determinar la especificidad/sensibilidad de  $^{99m}\text{Tc-EDDA/HYNIC-E-[c(RGDfK)]}_2$ .

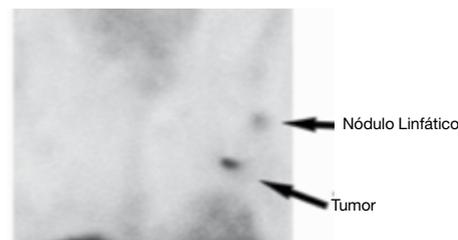
## Agradecimientos

Al Consejo Nacional de ciencia y Tecnología por soportar el proyecto (CONACYT-SEP-CB-2010-01-150942).

## Bibliografía

1. Taherian A, Li X, Liu Y, et al. Differences in integrin expression and signaling within human breast cancer cells. *BMC Cancer* 2011;11:293:1-15.
2. Hwang R, Varner J. The role of integrins in tumor angiogenesis. *Hematol Oncol Clin N Am* 2004;18:991-1006.
3. Jin H, Varner J. Integrins: roles in cancer development and as treatment targets. *Br J Cancer* 2004;90:561-565.
4. Pointer SM, Muller WJ. Integrins in mammary-stem-cell biology and breast-cancer progression-a role in cancer stem cells?. *Integrins in Stem cell and cancer initiation. J Cell Sci* 2009;122:207-214.
5. Haubner R, Kuhnast B, Mang C. [18F]Galacto-RGD: synthesis, radiolabeling, metabolic stability, and radiation dose estimates. *Bioconjugate Chem* 2004;15:61-69.
6. Li Z, Cai W, Cao Q, et al.  $^{64}\text{Cu}$ -labeled tetrameric and octameric RGD peptides for small-animal PET of tumor  $\alpha v \beta 3$  integrin expression. *J Nucl Med* 2007;48:1162-1171.

**Figura 1** Captación específica del radiofármaco en el tumor de paciente con cáncer de mama izquierda.



## 070: Evaluación del efecto fototérmico y radioterapéutico del sistema $^{177}\text{Lu-AuNP-RGDfK(C)}$ en células de cáncer de mama

M. Luna-Gutiérrez<sup>a,b</sup>, G. Ferro-Flores<sup>a,\*</sup>, B. Ocampo-García<sup>a</sup>, C. Santos-Cuevas<sup>a</sup>, N. Jiménez-Mancilla<sup>a,b</sup>, E. Azorín-Vega<sup>a</sup> y K. Isaac-Olivé<sup>b</sup>

<sup>a</sup> Departamento de Materiales Radiactivos, Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, Toluca, Méx., México

<sup>b</sup> Facultad de Medicina, Universidad Autónoma del Estado de México, Toluca, Méx., México

\* Autor para correspondencia: Correos electrónicos:

ferro\_flores@yahoo.com.mx, guillermina.ferro@inin.gob.mx

**Introducción:** La conjugación de péptidos a nanopartículas de oro (AuNPs) produce sistemas multiméricos estables y bicompatibles con reconocimiento de blancos moleculares específicos. Los péptidos basados en la secuencia cíclica Arg-Gly-Asp (RGD) se han reportado como agentes con alta afinidad para integrinas  $\alpha(v)\beta(3)$  y  $\alpha(v)\beta(v)$  que están sobreexpresadas en células de cáncer<sup>1</sup>. El objetivo de esta

investigación fue evaluar el potencial *in vitro* de las nanopartículas de oro marcadas con  $^{177}\text{Lu}$  y conjugadas al péptido ciclo-[RGDFK(C)] ( $^{177}\text{Lu}$ -AuNP-c[RGDFK(C)]) como un sistema de terapia fototérmicaplasmonica y radioterapia dirigida en células de cáncer de mama MCF7.

**Materiales y métodos:** Los péptidos de RGD se conjugaron por reacción espontánea de los grupos tiol de la cisteína (C) con la superficie de las AuNPs (20 nm). Se realizó la caracterización del sistema por medio de técnicas espectroscópicas. Se evaluó la viabilidad celular en células MCF7 tratadas con  $^{177}\text{Lu}$ -AuNP-RGD después de ser irradiadas con un láser. Se evaluó la viabilidad celular en células MCF7 después de ser tratadas con  $^{177}\text{Lu}$ -AuNP-c[RGDFK(C)],  $^{177}\text{Lu}$ -AuNP y  $^{177}\text{Lu}$ -RGD. Se determinó la internalización de  $^{177}\text{Lu}$ -AuNP-c[RGDFK(C)] en las células por microscopia de fluorescencia. **Resultados:** Las técnicas espectroscópicas mostraron que las AuNPs se funcionalizaron con los péptidos. Después de la irradiación láser, la presencia de c[RGDFK(C)]-AuNP en las células causó un incremento significativo en la temperatura del medio y una disminución en la viabilidad celular (fig. 1A). La proliferación celular en las células MCF7 se inhibió significativamente después del tratamiento con el sistema  $^{177}\text{Lu}$ -AuNP-RGD (fig. 1B). La imagen de microscopia de fluorescencia mostró la internalización del sistema  $^{177}\text{Lu}$ -AuNP-c[RGDFK(C)] en el citoplasma de las células MCF7 (fig. 2). **Conclusiones:** Este estudio demostró que el sistema  $^{177}\text{Lu}$ -AuNP-c[RGDFK(C)] exhibe propiedades adecuadas para la terapia fototérmica plasmónica y radioterapia localizada en el tratamiento del cáncer de mama.

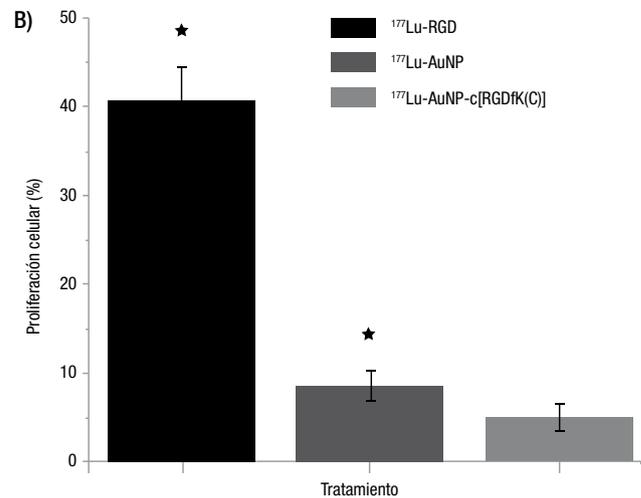
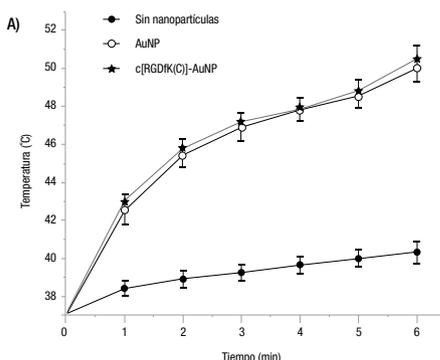
## Agradecimientos

Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT-SEP-CB-2010-01-150942).

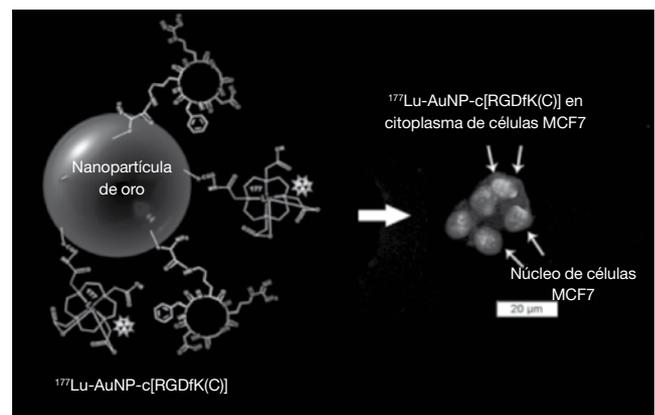
## Bibliografía

- Luna-Gutierrez M, Ferro-Flores G.  $^{177}\text{Lu}$ -labeled monomeric, dimeric and multimeric RGD peptides for therapy of tumor expressing  $\alpha(v)\beta(3)$  integrins. *J Label Compd Radiopharm* 2012;50:140-148.

**Figura 1** A) Los tratamientos con AuNP aumentan la temperatura del medio a  $50.5^\circ\text{C}$  en comparación con  $40.3^\circ\text{C}$  obtenidos en los tratamientos sin AuNP. B) La proliferación celular en las células MCF7 se inhibió significativamente después de exponerlas al tratamiento con el sistema  $^{177}\text{Lu}$ -AuNP-RGD.



**Figura 2** A la izquierda se muestra la estructura química del sistema  $^{177}\text{Lu}$ -AuNP-c[RGDFK(C)], a la derecha se muestra la imagen de microscopia de fluorescencia donde los núcleos de las células están teñidos de color azul, y la fluorescencia propia de las AuNP se detecta en color rojo, mostrando que las AuNP están inmersas en el citoplasma celular.



## 080: Termoablación inducida con un campo de radiofrecuencia en células de cáncer de mama utilizando nanopartículas de oro marcadas con $^{177}\text{Lu}$ y conjugadas al péptido c[RGDFK(C)]

L. Sánchez-Hernández<sup>a,b</sup>, C. Santos-Cuevas<sup>a</sup>, G. Ferro-Flores<sup>a,\*</sup> y E. Azorín-Vega<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Departamento de Materiales Radiactivos, Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, Toluca, Méx., México

<sup>b</sup> Facultad de Medicina, Universidad Autónoma del Estado de México, Toluca, Méx., México

\* Autor para correspondencia: *Correos electrónicos:* ferro\_flores@yahoo.com.mx; guillermina.ferro@inin.gob.mx

**Introducción:** En este trabajo se utilizó un generador de radiofrecuencia (RF) de 13.56 MHz para inducir termoablación en células de cáncer de mama MCF7 tratadas con nanopartículas de oro (AuNP) conjugadas al péptido c[RGDFK(C)]. Dicho péptido se une de manera específica a las integrinas  $\alpha(v)\beta(3)$  y  $\alpha(v)\beta(5)$  sobreexpresadas en la membrana celular de células de cáncer de mama.

**Materiales y métodos:** La conjugación del péptido c[RGDfK(C)] a la superficie de nanopartículas de oro se realizó por reacción espontánea de los grupos -SH con los átomos de Au de la superficie de la AuNP para formar el enlace covalentes Au-S-.

Como primer paso se evaluó el efecto de la RF de 13.56 MHz (usando potencias de 0 a 200 W a intervalos de 50 W) sobre el incremento de la temperatura de soluciones coloidales de AuNPs de 5 y 20 nm a 2 diferentes concentraciones. Se utilizó un termopar tipo K conectado a un multímetro para medir la variación de temperatura, después de que cada muestra fue expuesta por un minuto al campo de RF.

La proliferación celular se evaluó en células MCF7 tratadas con agua inyectable, AuNP o AuNP-c[RGDfK(C)] después de ser expuestas un minuto a un campo de RF utilizando un generador de RF con resistencia de acoplamiento en un arreglo capacitivo. Utilizando un osciloscopio se midió el voltaje aplicado en el arreglo capacitivo y se determinó la intensidad del campo eléctrico.

**Resultados:** Se observó un incremento de la temperatura dependiente de la potencia aplicada a las soluciones de AuNP y un incremento significativo menor de la temperatura para las soluciones sin AuNP (fig. 1).

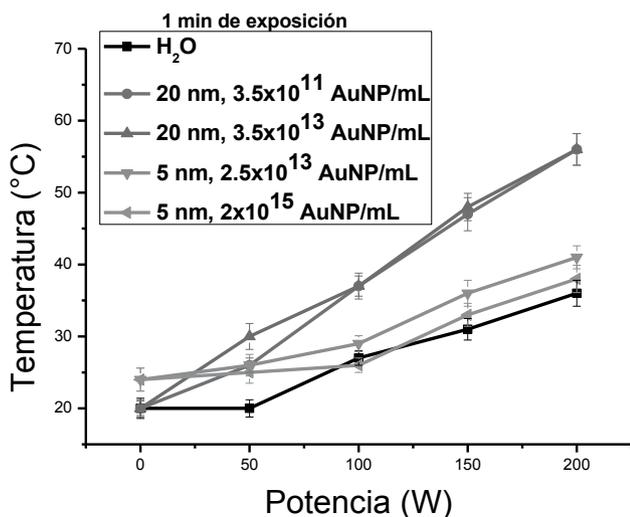
En las células MCF7 tratadas con AuNP se observó un decremento significativo en la proliferación celular después de ser expuestas por un minuto a un campo de RF (intensidad de campo eléctrico=100 V/cm) (fig. 2).

**Conclusiones:** Se demostró que las soluciones coloidales de nanopartículas de oro de 20 nm producen un incremento significativo de la temperatura del medio ( $> 50^{\circ}\text{C}$ ) al ser expuestas a un campo de RF en magnitud suficiente para inhibir significativamente la proliferación in vitro de células de cáncer de mama MCF7.

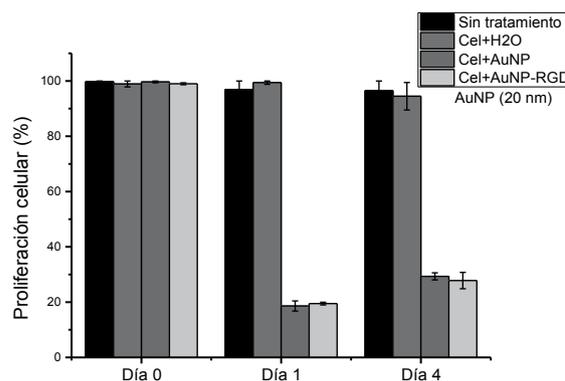
## Financiamiento

Proyecto financiado por el Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT-SEP-CB-2010-01-150942).

**Figura 1** Incremento de la temperatura del medio de soluciones de AuNPs expuestas a un campo de RF.



**Figura 2** Inhibición significativa de la proliferación de las células MCF7 después de exponerlas al tratamiento con nanopartículas de oro (AuNP) en un campo de RF.



## 090: Método de sustracción pixel-a-pixel para mamografía digital con medio de contraste

J. P. Cruz-Bastida\*, I. Rosado-Méndez, H. Pérez-Ponce y M. E. Brandan

Instituto de Física, Universidad Nacional Autónoma de México, México D.F., México

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: jpabloacruz@fisica.unam.mx

**Introducción:** La mamografía digital con medio de contraste (CEDM, por sus siglas en inglés) es una técnica alternativa a la mamografía convencional, que se caracteriza por la inyección de un medio de contraste (MC) yodado y la sustracción digital de imágenes. Se basa en el realce de la captación de MC esperada en lesiones malignas, debido a angiogénesis<sup>1</sup>. Dicha técnica ha mostrado tener potencial para la detección temprana de tumores mamarios<sup>1,2</sup>. En este trabajo se propone y evalúa un formalismo de sustracción de imágenes para CEDM temporal, que considera la estructura compleja de la mama. Este formalismo se basa en ponderación pixel-a-pixel, de acuerdo a un esquema de resta de imágenes a energía dual, y corresponde a una versión mejorada de un formalismo previo (basado en el análisis de regiones de interés)<sup>3</sup>.

**Materiales y métodos:** En el formalismo propuesto, la ponderación requerida para sustraer imágenes a energía dual se logra a partir de una matriz de pesos, obtenida a su vez de imágenes máscara que proveen información radiológica de la adquisición de mamografías con diferentes espectros. La comparación entre el formalismo propuesto y el formalismo previo se llevó a cabo con un maniquí, cuyo fondo simula estructuras complejas en las imágenes radiológicas resultantes. La supresión de las estructuras de fondo fue caracterizada en términos de métricas de textura, obtenidas a partir de la matriz de coocurrencia de tonos de gris. El realce en las zonas con MC del maniquí fue evaluado en términos de contraste.

**Resultados:** El formalismo de sustracción propuesto incrementó el contraste en las imágenes restadas (cerca de 2 veces para una concentración de 2.2 mg/cm<sup>2</sup>) (fig. 1) comparado con el formalismo previo. Además se observó una mejor supresión del ruido de fondo para el formalismo

propuesto en comparación con su versión previa. El enfoque matricial propuesto también permitió hallar coincidencia cuantitativa, en términos de contraste, entre CEDM temporal a energía dual y a una sola energía, y se encontró una relación fuertemente lineal entre contraste y espesor másico de yodo para ambos tipos de resta.

**Conclusiones:** Se propuso un formalismo para CEDM temporal a energía dual, basado en ponderación pixel-a-pixel, y validado con maniquí cuyo fondo posee estructura. El enfoque matricial permite considerar la complejidad del ruido anatómico de la mama, y en consecuencia: (a) se compensa de forma correcta el cambio en el valor de pixel debido al uso de diferentes espectros de rayos X, (b) se evitan posibles ambigüedades debidas a la selección de regiones de interés, y (c) se confirma el carácter cuantitativo de la técnica.

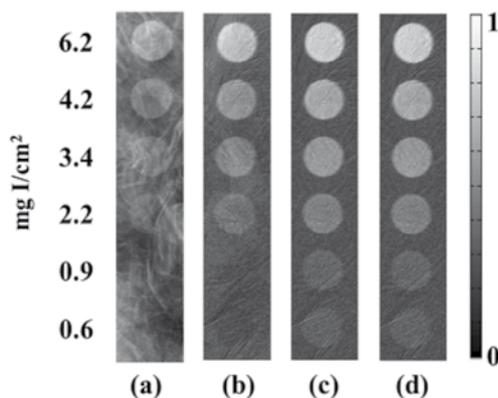
## Agradecimientos

Este trabajo fue parcialmente financiado por los apoyos UNAM-DGAPA PAPIIT IN102610 e IN105813. JPCB contó con beca para estudios de maestría, por parte de Conacyt.

## Bibliografía

1. Dromain C, Balleyguier C, Muller S, et al. Evaluation of tumor angiogenesis of breast carcinoma using contrast-enhanced digital mammography. *Am J Roentgenol* 2006;187:W528-37.
2. Dromain C, Balleyguier C, Adler G, et al. Contrast-enhanced digital mammography. *Eur J Radiol* 2009;69:34-42.
3. Rosado-Méndez I, Palma BA, Brandan E. Analytical optimization of digital subtraction mammography with contrast medium using a commercial unit. *Med Phys* 2008;35:5544-5557.

**Figura 1** Imágenes del maniquí de evaluación: (a) es una imagen de alta energía; (b), (c) y (d) son imágenes restadas con el formalismo previo, el formalismo propuesto y CEDM temporal a una sola energía, respectivamente. La escala de gris representa el valor de pixel normalizado en las imágenes restadas.



## 100: Estudio de la curva de brillo del $\text{CaF}_2:\text{Tm}$ expuesto a rayos X de interés mamográfico

I. D. Muñoz<sup>a</sup>, I. Gamboa-deBuen<sup>b</sup>, O. Ávila<sup>c</sup> y M. E. Brandan<sup>a</sup>

<sup>a</sup>Instituto de Física, Universidad Nacional Autónoma de México, México D.F., México

<sup>b</sup>Instituto de Ciencias Nucleares, Universidad Nacional Autónoma de México, México D.F., México

<sup>c</sup>Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, Toluca, Méx., México

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: ivdomumo@fisica.unam.mx

**Introducción:** En este trabajo se exploran las propiedades básicas del material dosimétrico llamado TLD-300 y su posible aplicación como indicador de la calidad del haz en estudios de mamografía<sup>1-3</sup>. Para esto, se expusieron TLDs-300 a haces clínicos de mamografía dentro de un maniquí. Se ha observado sensibilidad del  $\text{CaF}_2$  para detectar diferencias de hasta 2.0 keV en la energía efectiva del haz.

**Materiales y métodos:** Se utilizaron dosímetros termoluminiscentes (TLDs) de  $\text{CaF}_2:\text{Tm}$  (TLD-300), con dimensiones de  $3.1 \times 3.1 \times 0.89 \text{ mm}^3$ . Los dosímetros fueron horneados durante una hora a  $400^\circ\text{C}$  y se enfriaron rápidamente a una temperatura controlada de  $18 \pm 1^\circ\text{C}$ . La lectura de los dosímetros se llevó a cabo con un equipo lector Harshaw 3,500, con flujo constante de  $\text{N}_2$  y a una tasa de calentamiento de  $8^\circ\text{C/s}$  hasta  $400^\circ\text{C}$ . Se realizó la deconvolución de las curvas de brillo para obtener 6 picos individuales. Finalmente se calculó el cociente entre los picos  $5+6+7$  y  $3a+3$ .

Para simular un estudio mamográfico se utilizó un mastógrafo GE Senographe 2000D y un maniquí mamográfico semicircular (19.0 cm de diámetro y 4.5 cm de espesor), fabricado de PMMA. Los TLDs se colocaron a diferentes profundidades dentro del maniquí, hasta 3.5 cm. Para irradiar los TLDs se utilizaron 2 haces mamográficos, de combinación ánodo/filtro/kV Mo/Mo/22kV y Rh/Rh/40kV.

Los espectros de los haces en la superficie del maniquí se calcularon utilizando la parametrización espectral de Boone<sup>4</sup>. Para calcular los espectros a diferente profundidad sólo se consideró el endurecimiento del haz dentro del maniquí.

**Resultados:** El cociente entre picos como función de la energía efectiva del haz se muestra en la figura 1. En todos los casos el cociente disminuye al aumentar la energía efectiva. La diferencia del cociente de picos en la superficie con respecto a la profundidad máxima en el maniquí es de 5.3% para Mo/Mo y 4.4% para el haz de Rh/Rh.

**Conclusiones:** Se ha observado que por medio del cociente entre picos del  $\text{CaF}_2:\text{Tm}$ , es posible detectar diferencias de hasta 2.0 keV en la energía del haz.

## Agradecimientos

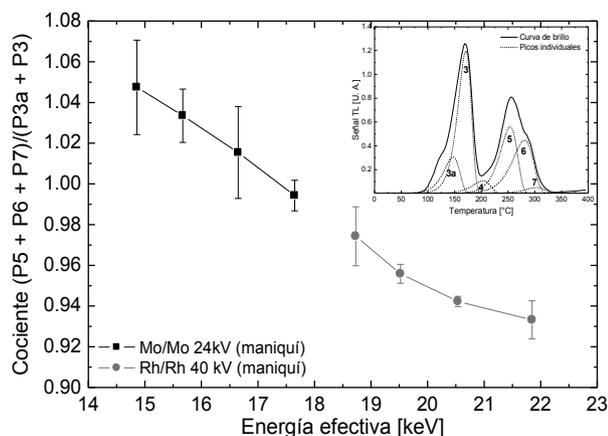
Este trabajo cuenta con el apoyo de DGAPA-UNAM IN105813. Se agradece a G Massillon, E López, C Ruiz y T Murrieta.

## Bibliografía

1. Massillon JL, Gamboa-deBuen I, Buenfil AE, et al.  $\text{CaF}_2:\text{Tm}$  (TLD-300) thermoluminescent response and glow curve induced by gamma rays and ions. *Nucl Instrum Methods Phys Res A* B266 2008;772-780.
2. Furetta C. A Study of the Peak Ratios in  $\text{CaF}_2:\text{Tm}$  (TLD-300) as a Function of Beta Energy. *Radiat Prot Dosimetry* 1985;11:263-266.

3. YS Horowitz, Moscovitch JW. Highlights and pitfalls of 20 years of application of computerised glow curve analysis to thermoluminescence. *Radiat Prot Dosimetry* 2013;153(1):1-22.
4. Boone JM, Fewell TR, Jennings RJ. Molybdenum, rhodium, and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography. *Med Phys* 1997;24(12):1863-1874.

**Figura 1** Cociente entre picos como función de la energía. Las líneas sólidas indican cambios debidos a la presencia del maniquí. En el inset, ejemplo de curva de brillo y los 6 picos individuales.



### 110: Validación de los cálculos de índice de rendimiento miocárdico para fetos normales del estado de Durango

H. Herrera<sup>a</sup> y A. E. González<sup>b,\*</sup>

<sup>a</sup> Centro Estatal de Cancerología de Durango, Durango, Dur., México

<sup>b</sup> Hospital General de Durango, Durango, Dur., México

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: ramgih@yahoo.com

**Introducción:** El índice de rendimiento miocárdico modificado (IRMm) permite la evaluación de la función sisto-diastólica cardíaca, mediante Doppler pulsado, en una sola vista ultrasónica del ventrículo izquierdo y es utilizado como marcador precoz de alteraciones funcionales. Este trabajo pretende validar el cálculo puntual mediante un análisis a posteriori sobre las imágenes originales.

**Materiales y métodos:** A partir de análisis muestral donde se consideró que para obtener un error máximo de 0.02, con 99% de confianza y, a partir de una desviación estándar máxima de 0.08, se necesitaban, al menos, 107 pacientes; se estudiaron 123 pacientes embarazadas entre las 20 y las 40 semanas de gestación sin factores de riesgo asociados. Los cálculos iniciales fueron realizados por el cardiólogo durante el estudio ultrasonográfico y se archivaron las imágenes de cada paciente para su posterior análisis (fig. 1).

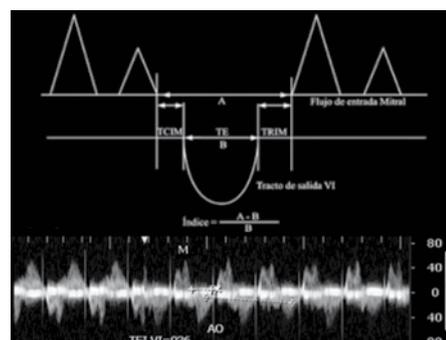
La variabilidad entre resultados se estimó utilizando la siguiente expresión:  $s = (s_1^2 + s_2^2)^{1/2}$ . Donde  $s_1^2$ ,  $s_2^2$  son las varianzas de los datos obtenidos por el cardiólogo y en el análisis posterior respectivamente. El análisis posterior se realizó en Matlab® utilizando herramientas de análisis de imágenes.

Para la validación se utilizaron todos los segmentos de cada imagen, incluyendo el utilizado por el cardiólogo para su cálculo original.

**Resultados:** El valor estimado para el IRMm fue de  $0.36 \pm 0.07$ , considerando el intervalo de confianza del 99%. La variabilidad encontrada fue de 0.04 (fig. 2).

**Conclusiones:** El IRMm para fetos normales fue obtenido con muy alta precisión y coincide con el publicado por otros autores. Los resultados ofrecen confianza para utilizarlo como herramienta de detección de alteraciones funcionales cardíacas, tanto en fetos de alto riesgo como en los supuestamente normales.

**Figura 1** Ejemplo de imagen ultrasonográfica a analizar y definición gráfica del IRMm.



**Figura 2** Comparación histográfica de los resultados originales y de validación.

### 120: Cálculo de T2 a las nanopartículas de óxido de hierro para utilizarlas como medio de contraste en imágenes de resonancia magnética

S. Hidalgo<sup>a,b,\*</sup>, E. Gutiérrez<sup>c</sup>, M. Méndez-Rojas<sup>d</sup>, P. Dies<sup>c</sup>, B. Celis<sup>e</sup>, M. Obregón<sup>c</sup> y P. Ibañez<sup>c</sup>

<sup>a</sup> Hospital Infantil de México "Federico Gómez", México D.F., México

<sup>b</sup> Universidad Autónoma Metropolitana, Iztapalapa, México

<sup>c</sup> Universidad Autónoma del Estado de México, Toluca, Méx., México

<sup>d</sup> Universidad de las Américas de Puebla, San Andrés Cholula, Pue., México

<sup>e</sup> Facultad de Física, Benemérita Universidad Autónoma del Estado de Puebla, Puebla, Pue., México

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: shid@xanum.uam.mx

**Introducción:** El desarrollo de nanomateriales magnéticos como medios de contraste para MRI tiene mucho potencial de desarrollo en México. En este trabajo, se presentan nuestros resultados en el desarrollo de nanopartículas de magnetita con 2 tipos de recubrimientos (PEG, TREG), su caracterización y evaluación de relaxometría.

**Materiales y métodos:** La preparación y funcionalización se realizó con la técnica de descomposición térmica de precursores inorgánicos de hierro en disolventes de alto punto de ebullición (técnica del polioliol)<sup>1,2</sup>, probando diferentes condiciones en la síntesis, logrando así diferentes tamaños de partícula. Para el estudio realizado se eligió el compuesto acetil acetato de hierro III ( $\text{Fe}(\text{acac})_3$ ) como precursor de hierro y como polioles se utilizó el (TREG) y (PEG 6000). A partir de diluciones de concentración conocida de los 2 tipos de SPIONs en medio Agar, se preparó un maniquí con el que se obtuvieron varias imágenes de resonancia magnética en un equipo Philips® de 1.5 T en el Hospital Infantil de México “Federico Gómez”, en la Ciudad de México. Para calcular la relaxometría a las imágenes obtenidas, se empleó un algoritmo en Matlab®, donde en primer lugar se calcula el decaimiento de la intensidad de señal  $S$  y se ajusta a una curva monoexponencial  $S(\text{TE})=S(0)e^{-R2 \cdot \text{TE}}$ . La magnitud de la señal *spin-echo* se puede utilizar para una medición precisa del tiempo de relajación T2 (tiempo de desaparición de la magnetización transversal después de una perturbación) o la tasa  $R2=1/T2$ . Algunos estudios *in vivo*<sup>3,4</sup>, así como *in vitro*<sup>5</sup> han demostrado que existe un alto grado de correlación entre la concentración de hierro en tejido y R2.

**Resultados:** Cuando variamos la concentración del precursor de hierro, el recubrimiento, y el tiempo de calentamiento; el tamaño de la nanopartícula cambia.

Los resultados muestran que los tiempos de relajación T2 cambian con el tamaño y concentración de las SPIONs, predominando la tendencia de que si disminuye la concentración, el tiempo T2 también lo hace (fig. 1).

**Conclusiones:** El estudio sentará las bases para poder utilizar las SPIONs como medio de contraste en la formación de imágenes clínicas empleando los equipos de 1.5 o 3 T disponibles en hospitales de México.

## Agradecimientos

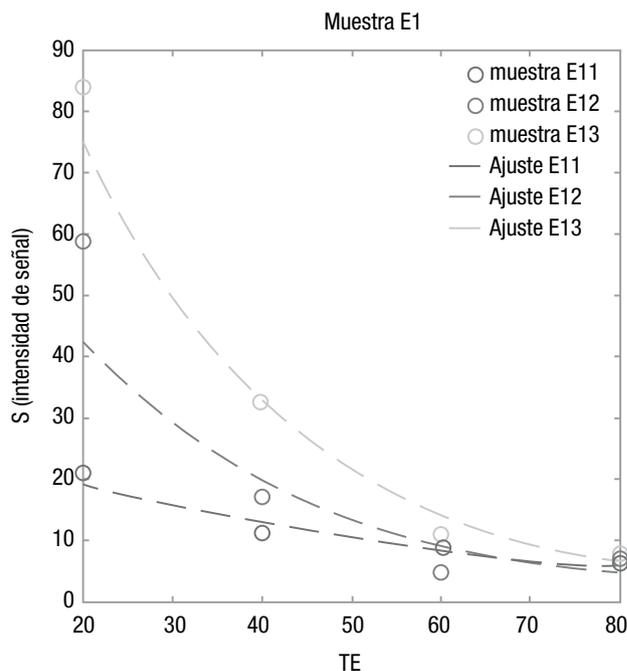
Agradecemos el apoyo brindado por Jeff L. Coffey y Roberto González Rodríguez (*Department of Chemistry, Texas Christian University, Fort Worth, Texas*) por su apoyo para la caracterización por HRTEM. Este trabajo se realizó con financiamiento del Fondo Sectorial de Investigación en Ciencia Básica SEP-CONACYT, Proyecto N° 154602 (“Nanopartículas magnéticas para aplicaciones en terapia hipertérmica, imagenología y transporte de fármacos: Estudio de las condiciones fundamentales de control de morfología, tamaño y estabilización”) (2012-2015).

## Bibliografía

1. Wei Cai JW. Facile synthesis of superparamagnetic magnetite nanoparticles in liquid polyols. *Journal of Colloid and Interface Science* 2007;305:366-370.
2. Zhen L. One-pot Reaction to Synthesize Biocompatible Magnetite Nanoparticles. *Advanced Materials* 2005;17:1001-1005.

3. Engelhardt R. Evaluation of iron overload by single voxel MRS measurement of liver T2. *Magn Reson Imag* 1994 ;12:999-1007.
4. Papakonstantinou OG. Serum iron markers are inadequate for guiding iron repletion in chronic kidney disease. *Magn Reson Imag* 1995 ;13:967-977.
5. Clark PR. MRI Detects Myocardial Iron in the Human Heart. *Magn Reson Imag. Magn Reson Imag* 2003;49:572-575.

**Figura 1** La gráfica indica el decaimiento de señal de la muestra E1, para diferentes concentraciones.



## 130: Evaluación de la dosis glandular promedio usando un maniquí con dosímetros termoluminiscentes

E. López-Pineda\*, C. Ruiz Trejo y M. E. Brandan

Instituto de Física, Universidad Nacional Autónoma de México, México D.F., México

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: edlope@fisica.unam.mx

**Introducción:** Se diseñó un maniquí plástico para evaluar la dosis glandular promedio (DGP) utilizando dosímetros termoluminiscentes<sup>1</sup>. El objetivo del trabajo fue diseñar una opción de fácil implementación que eliminara la necesidad de trasladar equipo costoso (cámara de ionización) y personal profesional calificado (físico médico) a un centro de mamografía para evaluar un equipo. El maniquí se puede mandar, junto con un conjunto de instrucciones, para que el técnico radiólogo a cargo de un mastógrafo pueda realizar la irradiación y después enviar de regreso el maniquí para su análisis en nuestro laboratorio.

**Materiales y métodos:** El maniquí consta de placas semicirculares de PMMA. Una de las placas posee nichos para albergar a 15 dosímetros termoluminiscentes TLD-100. Tres de los dosímetros están calibrados para determinar el kerma en aire a la entrada del maniquí y 12 se colocan bajo diversos

grosos de aluminio para determinar la capa hemirreductora del haz. La calibración se hizo por medio de una cámara de ionización en un mastógrafo clínico Senographe 2000D que se encuentra en el Instituto de Física, Universidad Nacional Autónoma de México. El maniquí se puso a prueba en 5 centros clínicos. En éstos, el maniquí fue irradiado junto con la cámara de ionización para evaluar la DGP de las 2 maneras y así comparar la respuesta del método propuesto respecto del método tradicional (fig. 1).

**Resultados:** Los resultados de las pruebas piloto se muestran en la tabla 1.

La incertidumbre en la DGP medida con el maniquí es de aproximadamente un 10%. La diferencia porcentual entre los resultados del maniquí y la cámara de ionización es, típicamente, del 4%.

**Conclusiones:** El maniquí demostró ser una opción viable para realizar el control dosimétrico de equipos mamográficos. No sólo permite medir la DGP con incertidumbre razonable, sino que permite enviar el dispositivo sin necesidad transportar equipo ni personal al mastógrafo a evaluar. Las incertidumbres y capacidades de medida son consistentes con trabajos independientes previos<sup>2,3</sup>.

## Agradecimientos

Se agradece al proyecto PAPIIT IN105813 y a CONACYT por la financiación del proyecto. A Ana Elena Buenfil por su ayuda técnica. Al Instituto Nacional de Cancerología, a la Unidad de Especialidades Médicas para la Detección y Diagnóstico del Cáncer de Mama de la ciudad de Querétaro, a la Unidad Móvil de Mastografía ISEM y a la Fundación del Cáncer de Mama, por permitirnos realizar las pruebas piloto del método.

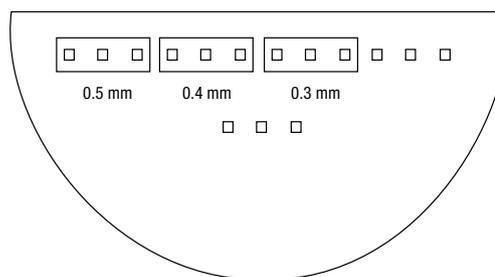
## Bibliografía

1. Wochos J. Mailed thermoluminescent dosimeter determination of entrance skin exposure and half-value layer in mammography. *Am J Roentgenol* 1978;131(4):617-619.
2. Camargo-Mendoza R. Measurement of some dosimetric parameters for two mammography systems using thermoluminescent dosimetry. *Radiation Measurements* 2011;46:2086-2089.
3. Tung C. Half-value Layer Determination using Thermoluminescent Dosimeters for Digital Mammography. *Radiation Measurements* 2010;45:729-732.

**Tabla 1** Medición de la DGP por medio de cámara de ionización y por medio del maniquí

Equipo clínico	DGP medida con cámara de ionización (mGy)	DGP medida con el maniquí (mGy)
1	1.83 ± 0.02	1.82 ± 0.08
2	1.59 ± 0.04	1.53 ± 0.08
3	1.23 ± 0.06	1.27 ± 0.10
4	1.73 ± 0.01	1.65 ± 0.10
5	1.56 ± 0.01	1.58 ± 0.16

**Figura 1** Diseño del maniquí dosimétrico. Cada cuadrado representa un nicho. Los rectángulos representan las películas de aluminio.



## 140: Dosimetría interna personalizada en 3D para pacientes con cáncer diferenciado de tiroides tratados con <sup>131</sup>I

J. J. del Real<sup>a,\*</sup>, A. Rodríguez<sup>b</sup>, E. Estrada<sup>b</sup> y L. A. Medina<sup>a,b</sup>

<sup>a</sup> Universidad Nacional Autónoma de México, México D.F., México

<sup>b</sup> Instituto Nacional de Cancerología (INCan), México D.F., México

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: josedejesus.delreal@yahoo.com

**Introducción:** El tratamiento del cáncer diferenciado de tiroides (CDT) con <sup>131</sup>I que se utiliza en el Instituto Nacional de Cancerología (INCan), se realiza de manera estandarizada, sin considerar que la variabilidad del metabolismo en cada paciente determina la captación en el tumor y la biodistribución en el organismo. En este trabajo se realizaron estudios de biodistribución en 3D SPECT-CT y se calculó la dosis por unidad de actividad que reciben los pacientes.

**Materiales y métodos:** Se caracterizó el SPECT-CT modelo Symbia truepoint de la marca Siemens, perteneciente al Departamento de Medicina Nuclear del INCan. Los pacientes incluidos en el proyecto fueron diagnosticados con CDT, sometidos a una tiroidectomía total, ablación de tejido remanente con 100 mCi de <sup>131</sup>I, y acuden al INCan a un seguimiento del CDT mediante gammagrafía.

A los pacientes se les realizaron 3 adquisiciones SPECT-CT post administración de 5 mCi de <sup>131</sup>I. A partir de las reconstrucciones SPECT-CT se delinearón órganos de interés y se cuantificó actividad acumulada, para tener la biodistribución individual.

Utilizando los datos de biodistribución personalizada, el programa de dosimetría interna OLINDA calculó la dosis por unidad de actividad que recibe el paciente.

Se calcularon las dosis a órganos en riesgo (OER) y tejido recurrente. Los OER son médula ósea y pulmón cuyas dosis máximas son 2 y 25 Gy, respectivamente. La dosis tumoricida para CDT son 85 Gy.

**Resultados:** Para los 10 pacientes estudiados, el cálculo de actividad máxima tolerable en los OER resultó ser mayor que la actividad máxima que se prescribe de forma estandarizada (fig. 1).

El paciente 10 presentó recurrencia en lecho tiroideo; para este caso, la prescripción clínica usada en el INCan es

de 100 mCi, mientras que con el cálculo de dosimetría personalizada se recomienda una actividad de  $219 \pm 16$  mCi para depositar  $85 \pm 6$  Gy (tabla 1).

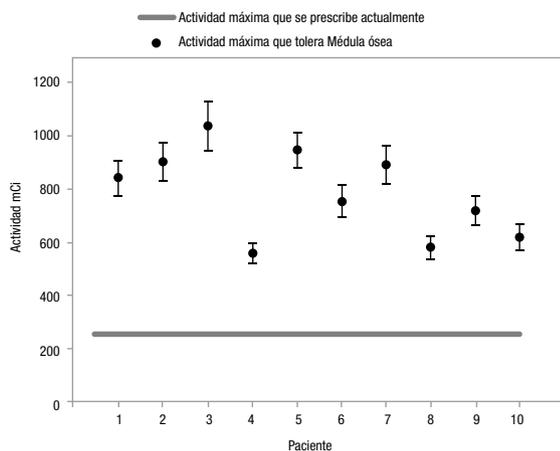
**Conclusiones:** La variabilidad en la captación y rapidez de eliminación del  $^{131}\text{I}$ , i.e. el metabolismo propio de cada paciente, es un factor que se debe tomar en cuenta al prescribir un tratamiento.

El protocolo actual de tratamiento del CDT utilizado en el INCan maneja una actividad máxima muy conservadora. De acuerdo a los resultados de este trabajo, el cálculo dosimétrico personalizado indicó que es posible el uso de actividades mayores, para lograr la dosis necesaria para controlar el tumor, sin afectar los OER.

## Agradecimientos

Dpto. de Medicina Nuclear INCan, proyecto CONACyT No. 127409, 154557, PAPIIT 111512.

**Figura 1** Actividad máxima tolerable por médula.



**Tabla 1** Comparativo de dosis personalizada (calculada) vs. dosis estándar para el paciente con recurrencia tumoral

	Actividad prescrita	Dosis a tejido tumoral
Protocolo actual	100 mCi	$39 \pm 3$ Gy
Dosimetría personalizada	$219 \pm 16$ mCi	$85 \pm 6$ Gy

## 150: Metodología de desincorporación radiactiva

E. A. Jiménez-Figueroa<sup>a</sup>, L. C. Paredes-Gutiérrez<sup>b,\*</sup> y A. Cortés<sup>c</sup>

<sup>a</sup> Facultad de Medicina, Universidad Autónoma del Estado de México, Toluca, Méx., México

<sup>b</sup> ININ, Méx., México

<sup>c</sup> CNSNS, Méx., México

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: lydia.paredes@inin.gob.mx

**Introducción:** En México no se cuenta con un documento oficial que recomiende las metodologías clínicas específicas para acelerar la desincorporación de radionúclidos en trabajadores o público, con presencia de contaminación interna derivada de un accidente nuclear o radiológico, con el propósito de disminuir la dosis absorbida y los efectos biológicos. Hay cerca de 3,000 núclidos pero sólo unos cuantos son considerados de importancia para la contaminación interna, en aplicaciones en medicina, industria e investigación.

**Materiales y métodos:** Se realizó un análisis detallado de diferentes vías de incorporación radiactiva; ingestión, inhalación y absorción por piel y heridas, así como las diferentes etapas de ingestión, transferencia, absorción y excreción de los radionúclidos. Se revisaron los modelos biocinéticos aplicables y se seleccionaron las siguientes metodologías de desincorporación de radionúclidos:

- **Reducción y/o inhibición de absorción** del radionúclido en el tracto gastrointestinal.
- **Bloqueo de la absorción del órgano de interés.** Ejemplo: administración de pastillas de yoduro de potasio para bloqueo de la glándula tiroidea.
- **Dilución isotópica.** Ejemplo: administrar suero vía intravenosa para aumentar el líquido de hidratación, en el caso de contaminación interna con H-3.
- **Alteración química de la sustancia.** Ejemplo: prevenir la formación de iones uranio en los riñones, empleando el bicarbonato de sodio.
- **Desplazando el radionúclido del receptor.** Ejemplo: administrando oralmente yodo estable para desplazar al Tc-99m.
- **Técnicas de quelación tradicional.** Ejemplo: administrando el quelante DTPA para desincorporación interna del plutonio.
- **Descontaminación rápida de radionúclidos en el caso de heridas,** con el propósito de minimizar la absorción.
- **Lavado broncoalveolar** para los casos graves de contaminación con partículas radiactivas insolubles inhaladas.

**Resultados:** Se identificaron, clasificaron y seleccionaron las metodologías de tratamiento clínico para acelerar la desincorporación radiactiva de personas, con presencia de contaminación interna derivada de accidentes nucleares o radiológicos. La metodología seleccionada tiene por objetivo:

- Impedir la absorción.
- Impedir la incorporación.
- Disminuir la vida media biológica efectiva.
- Disminuir la dosis absorbida al paciente.
- Disminuir en lo posible los efectos biológicos de la radiación (estocásticos y determinísticos).

La efectividad de estas metodologías es directamente proporcional a su aplicación preventiva de bloqueo, antes del accidente, o bien posterior al accidente, lo más rápido posible. Sin embargo, el diagnóstico clínico oportuno y especializado, es uno de los factores más importantes en lograr que altos porcentajes de desincorporación de los radionúclidos de los pacientes.

Es indispensable contar con un grupo interdisciplinario que aborde el problema en forma integral e inmediata considerando los siguientes aspectos:

- Reconstruir el accidente y la dosis absorbida por el paciente.
- Determinar clínicamente el grado del daño, de acuerdo al historial clínico y a los efectos biológicos que presente el paciente (síndrome agudo por radiación).
- Definir la estrategia terapéutica personalizada.

**Conclusiones:** Se identificaron diferentes metodologías de desincorporación radiológica para los casos de contaminación interna derivada de accidentes nucleares y radiológicos, en función del radionúclido, radiotoxicidad, tipo de radiación y su energía, compuesto químico, vida media del radionúclido, órgano crítico, rapidez de dosis absorbida, las características del accidente, así como el estado clínico del paciente.

### 160: Parámetros óptimos para reducción de varianza en simulaciones Monte Carlo para terapia de protones en modo de dispersión pasiva

J. Ramos-Méndez<sup>a</sup>, J. Perl<sup>b,\*</sup>, J. Schümann<sup>c</sup>, J. Shin<sup>d</sup>, B. Faddegon<sup>e</sup> y H. Paganetti<sup>c</sup>

<sup>a</sup> Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Puebla, Pue., México

<sup>b</sup> SLAC National Laboratory, EUA

<sup>c</sup> Massachusetts General Hospital, EUA

<sup>d</sup> St Jude Children's Research Hospital, EUA

<sup>e</sup> University of California at San Francisco, EUA

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: josem84@gmail.com

**Introducción:** La forma más precisa de calcular la dosis depositada en radioterapia es mediante el método de Monte Carlo (MC). Sin embargo, el tiempo de simulación es prohibitivo para su práctica clínica en radioterapia con protones. Para radioterapia convencional, las técnicas de reducción de varianza (VRT) han permitido la implementación de MC en la práctica clínica. En este trabajo, se propone la implementación de VRT adecuadas para las necesidades específicas de la radioterapia con protones en modo de dispersión pasiva. Nos enfocamos en el transporte de protones a lo largo del cabezal de tratamiento, el cual ocupa más de la mitad del tiempo total de toda la simulación.

**Materiales y métodos:** Utilizando el software TOPAS<sup>1</sup>, se modelaron los cabezales de tratamiento del Francis H Burr Proton Therapy Center (S1) y de la University of California at San Francisco (S2). Se implementó la técnica geométrica de división de partículas (GDP)<sup>2</sup> y se estudiaron los umbrales óptimos de producción (UP) de partículas secundarias. Para el arreglo S1, un par de planos se colocaron antes del segundo dispersor (SD2) y antes de la apertura (AP) respectivamente; las partículas (protones primarios y secundarios) que arribaron a tales planos fueron copiadas 8 veces por plano. Para el arreglo S2, el primer plano se colocó antes de la columna de agua (CA) y el segundo antes de la AP; las partículas

fueron copiadas 16 veces por plano. Se generaron archivos de espacio fase (EF) a la salida de cada cabezal de tratamiento y se calculó la eficiencia computacional mediante la fluencia plana. Se realizaron pruebas de precisión comparando los EF creados con VRT y sin VRT. Para ello, se calcularon los perfiles de dosis en tanques voxelizados de agua y en un paciente para comprobar el desempeño en situaciones reales.

**Resultados:** Los parámetros óptimos para los 2 arreglos se muestran en la tabla 1. Se incluye: la posición de los planos DPG, el número de división (Ns), los óptimos UP, el factor para ruleta rusa (FRR) y la ganancia en eficiencia (EF). Las diferencias porcentuales son menores al 2% para los perfiles de dosis en agua. Para el paciente de cabeza y cuello (fig. 1), la prueba de índice gamma fue de 98.7% para el criterio de 3%/3mm.

**Conclusiones:** Considerando DPG y UP es posible incrementar considerablemente la eficiencia computacional sin comprometer la precisión asimétrica.

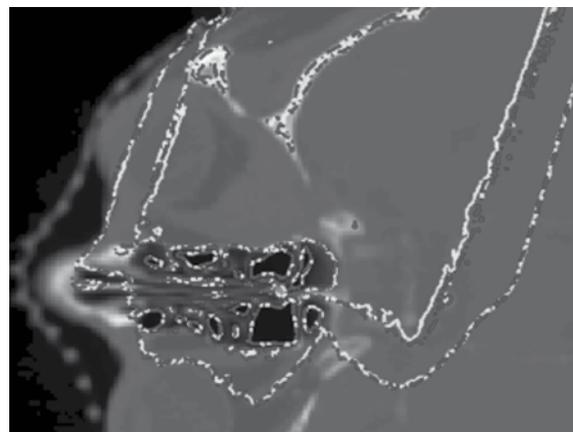
### Bibliografía

1. Perl J, Schümann J, Shin J, et al. TOPAS: An innovative proton Monte Carlo platform for research and clinical applications. *Med Phys* 2012;39(11):6818-6837.
2. Ramos-Méndez J, Perl J, Schümann J, et al. Geometrical splitting technique to improve the computational efficiency in Monte Carlo calculations for proton therapy. *Med Phys* 2013;40(4):041718.

Tabla 1 Parámetros óptimos de VRT y eficiencia

Opción	DPG	Ns	UP	FRR	EF
S1	SD2/AP	8	50 mm	1.5	78
S2	CA/AP	16	0.05 mm	4.0	57

Figura 1 Referencia (línea continua). Reducción de varianza (línea punteada).



### 170: Moderador de polietileno para el análisis por activación usando los fotoneutrones de un LINAC

H. R. Vega-Carrillo

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

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: fermineutron@yahoo.com

**Introducción:** El uso de aceleradores lineales (LINACs) de alta energía para el tratamiento de cáncer ofrece muchas ventajas en comparación a los LINACs de baja energía. Sin embargo, cuando un LINAC opera con voltajes superiores a los 8 MV, junto con el haz de fotones se producen fotoneutrones mediante reacciones (n). Estos neutrones depositan una dosis indeseable en el cuerpo del paciente, inducen reacciones nucleares en los materiales dentro de la sala de tratamiento que generan partículas secundarias que afectan al paciente y al personal que labora en torno a la instalación<sup>1</sup>. Estos fotoneutrones pueden usarse para inducir la activación de muestras con fines analíticos, pero el espectro de los neutrones necesita modificarse. El objetivo de este trabajo fue diseñar un moderador que permite usar los fotoneutrones de un LINAC para inducir reacciones de activación con fines analíticos.

**Materiales y métodos:** Un cilindro regular de polietileno, cuyo diámetro es igual a su altura, se usó como medio moderador; para determinar las dimensiones del cilindro más adecuado usamos como figura de mérito, FOM, el cociente del flujo de neutrones térmicos y el flujo de neutrones epitérmicos y rápidos de los neutrones que alcanzan el centro del cilindro. Para esto se usó el código MCNP5<sup>2</sup> donde se modelaron cilindros de 12.7, 15.24, 17.78, 20.32, 22.86 y 25.4 cm de diámetro y altura que se expusieron al espectro de los fotoneutrones de un LINAC de 15 MV, y se calculó el espectro de los neutrones en el centro del cilindro. Se construyó el moderador para activar muestras sólidas y líquidas. Para evaluar el moderador se prepararon muestras líquidas de MnSO<sub>4</sub> con 0.5, 0.75 y 1 gr de Mn. Para evaluar la energía de los neutrones que inducen la activación una muestra de 1 g de Mn se irradió con una cubierta de Cd. También se irradiaron monedas mexicanas con masas diferentes de plata. Para evaluar la activación inducida, se usó un espectrómetro para rayos con un detector de 3"×3" de NaI(Tl). **Resultados:** En la figura 1 se muestra la FOM en función del tamaño del cilindro, a partir de estos resultados se construyó el moderador como un cilindro de 20.32 Ø× 20.32 cm<sup>2</sup>, que se usó para activar las muestras mientras el LINAC aplicaba 12 Gy<sub>x</sub> sobre un maniquí de agua sólida.

De las muestras irradiadas se observó una relación lineal entre la cantidad de Mn y el área bajo el fotopico de 846.8 keV del <sup>56</sup>Mn y se encontró que la activación se indujo por los neutrones térmicos, cuyo flujo fue de  $9.95E(5) \pm 3.6\% \text{ cm}^{-2} \cdot \text{Gy}_x^{-1}$ . También, se observó una relación lineal entre la cantidad de Ag en las monedas y el área bajo el fotopico de 657.6 keV que corresponde a <sup>108</sup>Ag y <sup>110</sup>Ag. Debido a que el LINAC opera en tiempos cortos el moderador permite activar muestras de vida media corta.

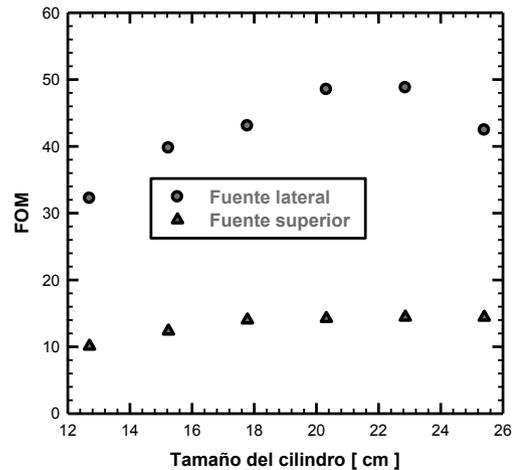
**Conclusiones:** Se diseñó un moderador que permite usar los fotoneutrones de un LINAC para inducir la activación de muestras. El flujo de neutrones térmicos que induce la activación es de  $9.95E(5)$  neutrones por Gy.

## Bibliografía

1. Barquero R, Mendez R, Vega-Carrillo HR, et al. Neutron spectra and dosimetric features around an 18 MV linac accelerator. Health Phys 2005;88:48-58.

2. Forster RA. MCNP<sup>TM</sup> Version 5. Nucl Instrum Methods Phys Res B 2004;213:82-86.

Figura 1 FOM para los cilindros de polietileno.



## Resúmenes de carteles

### Abstracts of poster presentations

#### 01C: Medición de la sensibilidad óptica de las películas GAFCHROMIC EBT2 obtenidas con diferentes sistemas ópticos

Y. León-Marroquín<sup>a,b,\*</sup>, O. A. García-Garduño<sup>a</sup> y M. Camacho-López<sup>b</sup>

<sup>a</sup>Laboratorio de Física Médica & Unidad de Radioneurocirugía, Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía, México

<sup>b</sup>Laboratorio de Fotomedicina, Biofotónica y Espectroscopia Láser de Pulsos Ultracortos, Facultad de Medicina, Universidad Autónoma del Estado de México, Toluca, Méx., México

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: yaz\_3333@hotmail.com

**Introducción:** Con el advenimiento de nuevas técnicas de tratamiento en radiocirugía, las cuales, para su comisionamiento y caracterización necesitan de detectores de alta resolución espacial, las películas radiocrómicas (PR) han tomado ventaja en cuanto a dosimetría para campos no convencionales<sup>1</sup>. Para su análisis, este tipo de detectores necesitan de algún sistema óptico (SO) que típicamente en la clínica es un escáner comercial en modo de transmisión<sup>2</sup>. Sin embargo, existen otros SO como los láseres y los espectrofotómetros<sup>3</sup>, que también pueden ser empleados para la caracterización de las PR, obteniendo una mayor sensibilidad en la respuesta (densidad óptica, DO).

El objetivo de este trabajo es caracterizar las PR EBT2 utilizando 3 SO: escáner, espectrofotómetro y láser.

**Materiales y métodos:** Se utilizaron muestras de PR EBT2 de tamaño 3 x 3 cm<sup>2</sup>. Las muestras se irradiaron con un acelerador lineal Novalis<sup>®</sup> BrainLAB de energía nominal de 6 MV en modo de fotones, cubriendo un intervalo de dosis de 0 a 10 Gy. Las películas fueron leídas 72 horas después de la irradiación utilizando un escáner EPSON Perfection V750, un

espectrofotómetro PerkinElmer UV/VIS de doble haz y un láser He-Ne de emisión continua (CW), centrado en 633 nm. **Resultados:** Las curvas de calibración de las PR EBT2 presentan diferente sensibilidad dependiendo del SO utilizado para su análisis. Esta variación en la sensibilidad se debe a que la respuesta de la película (DO neta) depende de la longitud de onda a la cual fueron medidos. Esto implica que, al utilizar una fuente de luz con un ancho de banda, como el escáner, la saturación ocurra más rápido que cuando se utiliza una fuente de luz con una sola longitud de onda, como es el caso del láser y el espectrofotómetro.

Para el intervalo de dosis estudiado, se encontró que, si la película es analizada con el láser, la sensibilidad de la respuesta aumenta un 73% si la comparamos con la respuesta de la película analizada con el escáner. Por otra parte, el espectrofotómetro presenta un 10.5% más sensibilidad en la respuesta que el láser, esto es porque el láser utiliza su línea de emisión a 633 nm, mientras que el espectrofotómetro nos da la DO neta en el pico de absorción (636 nm).

Además, para los 3 SO, la incertidumbre experimental ( $\sigma_{exp}$ ) resultó menor que la incertidumbre del ajuste ( $\sigma_{ajuste}$ ). Sin embargo, el escáner presenta menor  $\sigma_{ajuste}$ , mientras que la  $\sigma_{exp}$ , resultó menor para el espectrofotómetro y el láser.

**Conclusiones:** Los resultados muestran que es posible utilizar el láser y el espectrofotómetro como SO alternativos para caracterizar las PR EBT2, obteniendo un aumento en la sensibilidad de la respuesta, ya que este factor influye en la incertidumbre total en la determinación de la dosis.

## Agradecimientos

Agradecemos al Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía por apoyarnos para el desarrollo de este trabajo, así como el apoyo del proyecto CONACYT-SALUD-2012-01-181822.

## Bibliografía

1. Mack A, Mack G, Weltz D, et al. High precision film dosimetry with GAFCHROMIC® films for quality assurance especially when using small fields. *Med Phys* 2003;30:2399-2408.
2. Paelinck L, De Neve W, De Wagter C. Precautions and strategies in using a commercial flatbed scanner for radiochromic film dosimetry. *Phys Med Biol* 2007;52:231-242.
3. Skoog DA, James Holler F, Crouch SR. Principles of instrumental analysis. 5th ed. New York: Saunders College Publishing; 2008.

## 02C: Medición de la sensibilidad óptica de las películas GAFCHROMIC EBT2 en un rango dinámico de 10 a 50 Gy

M. G. Enríquez-Cuazitl<sup>a,\*</sup>, E. Y. León-Marroquín<sup>a</sup>, O. A. García-Garduño<sup>b</sup> y M. A. Camacho-López<sup>a</sup>

<sup>a</sup>Laboratorio de Fotomedicina, Biofotónica y Espectroscopia Láser de Pulsos Ultracortos, Facultad de Medicina, Universidad Autónoma del Estado de México, Toluca, Méx., México

<sup>b</sup>Laboratorio de Física Médica, Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía, Méx., México

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: liebe\_gaby@hotmail.com

**Introducción:** Las películas radiocrómicas (PR) han sido ampliamente usadas en aplicaciones clínicas, principalmente en radioterapia, ya que poseen ciertas características que las hacen viables para su uso práctico<sup>1</sup>. La relación entre dosis absorbida y la respuesta de la película a distintos niveles de irradiación conforman la curva de calibración o curva de respuesta. La respuesta de las PR a la dosis de irradiación es caracterizada por el cambio en su densidad óptica. Para su análisis pueden emplearse diferentes sistemas de ópticos (SO) de lectura como: escáner, láser o espectrofotómetro; cada uno de ellos presenta diferente sensibilidad dependiendo de la longitud de onda empleado en el análisis de la película<sup>2</sup>.

El espectro de absorción de la PR muestra que dependiendo del rango de dosis empleado, las películas presentan diferente sensibilidad. Las películas irradiadas en el rango de dosis de 0-10 Gy son más sensibles a la luz roja (636 nm), mientras que las películas irradiadas en el rango de dosis de 11-50 Gy son más sensibles a la luz verde (585 nm)<sup>3</sup>. En este trabajo se propone utilizar como sistema de lectura láser de 548 nm (verde) para determinar la curva de respuesta de la PR en un rango de dosis de 11 a 50 Gy obteniendo mayor precisión en el cálculo de la dosis absorbida y, de este modo, mejorar la dosimetría que se logra usando un escáner para el rango dinámico utilizado en la práctica clínica.

**Materiales y métodos:** Las PR EBT2 se irradiaron con un acelerador lineal modelo Novalis con una energía nominal de 6 MV propiedad de la Unidad de Radiocirugía del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía. El rango dinámico fue de 11-50 Gy. Las películas se analizaron con 3 SO: un escáner Epson Perfection V750, un espectrofotómetro Perkin Elmer marca Lambda 650 UV/VIS y un láser verde de HeNe centrado en 548 nm.

**Resultados:** Se obtuvieron las curvas de calibración de las PR EBT2 analizadas con 3 SO, para el rango de dosis de 11-50 Gy. Cada sistema óptico empleado muestra diferente sensibilidad, dependiente de la longitud de onda o rango de longitudes de onda que utilizados. Con el escáner se utilizó la componente verde; con el láser verde se consideró su línea de emisión centrada a 548 nm y para el espectrofotómetro se tomó la densidad óptica a 583 nm.

La densidad óptica obtenida utilizando como SO un escáner corresponde a un promedio de los valores de densidad óptica para cada longitud de onda, lo cual implica que la saturación ocurre más rápido y, por lo tanto, la sensibilidad es menor. Se observa que para el escáner, la saturación se presenta más rápidamente debido a que su ancho de banda es más amplio comparado con el ancho de banda reducido que presenta el láser y el espectrofotómetro en el rango de dosis de 11-50 Gy.

**Conclusiones:** La sensibilidad de las PR depende del SO empleado. Esta variación en la sensibilidad se debe a que la respuesta de la película depende de la longitud de onda a la cual se está midiendo.

## Agradecimientos

Agradecemos al Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía por apoyarnos para el desarrollo de este trabajo, así como el apoyo del proyecto CONACYT-SALUD-2012-01-181822.

## Bibliografía

1. American Association of Physicists in Medicine (AAPM) report 63. Radiochromic Film Dosimetry. *Med Phys* 1998;25:2093-2115.
2. Butson MJ, Cheung T, Yu PK, et al. Dose and absorption spectra response of EBT2 Gafchromic film to high energy x-rays. *Australas Phys Eng Sci Med* 2009;32:196-202.
3. León Marroquín EY. Caracterización de la película radiocrómica EBT2 con diferentes sistemas de lectura. Tesis de maestría, 2013, Universidad Autónoma del Estado de México.

## 04C: Estudio Monte Carlo de la respuesta de un nuevo detector centellador plástico a haces de fotones de 6V

E. Moreno-Barbosa<sup>a,\*</sup>, F. Moreno-Barbosa<sup>b</sup>, G. Vargas-Hernández<sup>a</sup>, R. Palomino-Merino<sup>a</sup> y J. Ramos-Méndez<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Facultad de Ciencias Físico Matemáticas, BUAP, Puebla, Pue., México

<sup>b</sup> Hospital de la Mujer, SSA, Puebla, Pue., México

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: emoreno.emb@gmail.com

**Introducción:** Las simulaciones basadas en el método de Monte Carlo (MC) son la manera más precisa de calcular cantidades de interés en radioterapia. Su aplicación en el desarrollo de nuevos detectores o la caracterización de los mismos se ha incrementado en nuestros días. Geant4 es un sistema de simulación de uso general que ha sido utilizado para la solución de problemas relacionados con la radioterapia. El código Geant4 ha tenido una gran aceptación que inclusive se han desarrollado códigos con interfaces de fácil manipulación basados en esta herramienta, por ejemplo: GAMOS, GATE y TOPAS. Por lo tanto, estas aplicaciones pueden ser utilizadas para estudiar la respuesta de nuevos detectores sometidos a radiaciones dentro del rango de energías clínico, todo esto sin la necesidad de grandes conocimientos de lenguaje de programación. El objetivo principal de este trabajo es simular la respuesta de un plástico centellador a haces de fotones de 6MV.

**Metodología:** La metodología consiste en 2 etapas. En la etapa 1 se simuló el transporte de haces de fotones producidos por un LINAC, para generar archivos con información de espacio fase (EF) en formato IAEA. La geometría consiste de los siguientes elementos: Un objetivo el cual generará fotones mediante *bremsstrahlung*, 2 colimadores, el filtro aplanador, la cámara de ionización, las mandíbulas y un tanque de agua. Los EF fueron usados para calcular el perfil de dosis depositada a profundidad (PDD) en un tanque voxelizado de agua localizado a 100 cm a distancia fuente superficie (SSD). Los datos de PDD fueron comparados con datos experimentales de un acelerador lineal Varian Clinac 21EX para un campo de 10x10 cm<sup>2</sup>, mediante la diferencia porcentual punto a punto. Etapa 2: tomando como fuente de partículas el EF simulado en la etapa 1, se calculó la dosis depositada y la fluencia de energía en 2 volúmenes de la misma dimensión (4.2 x 11.9 x 1 cm<sup>3</sup>) y diferente material: poliestireno y agua. En esta etapa, se tomó en cuenta el transporte óptico de la radiación a través del cristal (centelleo). El poliestireno del plástico centellador fue dopado

con una específica concentración de dopantes utilizada en nuestro laboratorio: 0.1% de POP y 0.03% de POPOP.

**Resultados:** Para la etapa 1: las diferencias porcentuales entre los datos experimentales y simulados se mantuvo por debajo del 2% con una incertidumbre estadística de 1%. Para la etapa 2: la razón entre la dosis depositada en el plástico y la dosis depositada en agua fue de 0.95±0.05, respectivamente.

**Conclusiones:** Los datos recuperados con el modelo MC del LINAC coinciden con los datos experimentales dentro de la precisión clínica. El plástico centellador muestra aproximadamente la misma respuesta a la radiación que el agua. Junto con resultados preliminares de la respuesta de un plástico sometido a radiación con un LINAC clínico y la similitud del plástico con las razones de dosis y fluencia de energía en agua y plástico, es posible proponer este nuevo detector como monitor de radiación dentro del rango de energías clínico.

## Agradecimientos

Al Hospital de la mujer, SSA, Puebla, México, por permitirnos realizar las mediciones necesarias para la realización de este trabajo.

Al laboratorio de materiales de la FCFM-BUAP por la fabricación de los elementos centelladores y mediciones ópticas de los materiales.

## Bibliografía

1. Consultado en diciembre de 2013. <http://www.opengatecollaboration.org/>

## 05C: Estimación analítica de la dosis equivalente en superficie durante un estudio tomográfico realizado en una unidad de microtomografía computacional

A. N. Rueda<sup>a,b,\*</sup>, M. E. Romero<sup>b</sup> y L. A. Medina<sup>a,b</sup>

<sup>a</sup> Universidad Nacional Autónoma de México, México D.F., México

<sup>b</sup> Unidad de Investigación Biomédica en Cáncer INCan-UNAM, Instituto Nacional de Cancerología (INCan), México D.F., México

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: alexisrueda@fisica.unam.mx

**Introducción:** En este trabajo se desarrolló un modelo analítico para estimar la dosis equivalente en superficie (DES) impartida en un ratón durante un estudio tomográfico realizado en la unidad microCT del sistema de adquisición de imagen trimodal microPET/SPECT/CT (Albira ARS, Oncovision). El modelo de estimación de dosis aquí presentado está fundamentado en la integración numérica de distribuciones espectrales de rayos X simuladas a través del método de interpolación polinomial de Boone<sup>1</sup>. A partir de dicho método, Moya et al.<sup>2</sup> han realizado la parametrización de los espectros de fluencia por disparo (fotones·mm<sup>-2</sup>·mAs<sup>-1</sup> a 1 m de distancia) generados por un tubo con ánodo de tungsteno de manufactura y características similares al de la unidad microCT del sistema Albira<sup>3</sup>, por lo que los coeficientes de interpolación polinomial reportados por ellos han sido

convenientemente utilizados para el desarrollo de este trabajo. Los resultados obtenidos en la implementación del modelo se compararon con los datos del fabricante.

**Materiales y métodos:** El tubo de rayos X de la unidad microCT tiene una filtración añadida de 0.5 mm de aluminio y está colocado a una distancia fuente-isocentro (DFI) de 290 mm. Con estas condiciones se simuló el espectro de rayos X para un voltaje en el tubo de 45 kV. Integrando numéricamente la distribución espectral, se determinó el valor del kerma en aire por disparo del tubo ( $\text{mGy}\cdot\text{mAs}^{-1}$ ) a 1 m de distancia. Para calcular la  $\text{DES}\cdot(\text{mAs})^{-1}$ , se realizó un cálculo analítico con un maniquí teórico, cilindro de agua con diámetro de 30 mm y el valor de kerma se corrigió por el inverso al cuadrado de la distancia en aire, pero no se consideró la contribución por retrodispersión. La  $\text{DES}\cdot(\text{mAs})^{-1}$  estimada fue  $1.41 \text{ mSv}\cdot(\text{mAs})^{-1}$ . La DES se calculó para los distintos parámetros de adquisición tomográfica del equipo; para la corriente en el filamento del tubo: *low current* (0.2 mA) y *high current* (0.4 mA); y para el tiempo de adquisición: *standard* (270 s), *good* (420 s) y *best* (600 s).

**Resultados:** Los valores de dosis equivalente en superficie estimados de manera analítica con el modelo propuesto en este trabajo se comparan con los valores reportados por el fabricante del sistema Albira (tabla 1). La diferencia entre valores para el total de los casos es no mayor al 5.2%.

**Conclusiones:** La implementación del modelo analítico aquí propuesto resulta en una buena aproximación para la estimación de la dosis equivalente en superficie recibida por un ratón durante un estudio tomográfico en la unidad microCT del sistema Albira. Es muy probable que esta diferencia sea menor al considerar la contribución por retrodispersión. Se trabaja en un procedimiento dosimétrico experimental con TLDs para evaluar estos cálculos.

## Agradecimientos

Este trabajo ha sido parcialmente financiado por los proyectos PAPIIT IN 111512 y CONACyT 154557.

## Bibliografía

- Boone JM, Fewell TR, Jennings RJ. Molybdenum, rhodium, and tungsten anode spectral models using interpolating polynomials with application to mammography. *Med Phys* 1997;24:1873.
- Moya UE, Brandan ME, Martínez-Dávalos A, et al. Parametrization of X-ray spectra appropriate for microCT scanners. *Nuc Inst Methods in Phys Res A* 2010;613:152.
- Sánchez F, Orero A, Soriano A, et al. ALBIRA: A small animal PET/SPECT/CT imaging system. *Med Phys* 2013;40:051906-1.

**Tabla 1** Comparativo entre los valores de dosis equivalente provistos por el fabricante ( $\text{DES}_o$ ) y los obtenidos en este trabajo ( $\text{DES}_m$ )

Tiempo de adquisición (s)	0.2 mA			0.4 mA		
	$\text{DES}_o$ (mSv)	$\text{DES}_m$ (mSv)	$\Delta$ (%)	$\text{DES}_o$ (mSv)	$\text{DES}_m$ (mSv)	$\Delta$ (%)
270	80.2	76.2	4.93	160.8	152.5	5.17
420	125.1	118.6	5.19	250.2	237.2	5.19
600	178.7	169.4	5.19	357.4	338.9	5.19

## 06C: Estimación de dosis por radiación en pacientes sometidos a estudios de CT en el INNN

H. Alva-Sánchez\* y C. A. Reynoso-Mejía

Unidad de Imagen Molecular PET/CT, Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía, México D.F., México

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: halva@ciencias.unam.mx

**Introducción:** En el Departamento de Neuroimagen del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía (INNN) se realizan en promedio 40 estudios de tomografía computarizada (CT) al día. La dosis que recibe el paciente depende del número y del tipo de estudio. Hay pacientes a los que se les han realizado un número grande de CTs, en particular a aquellos sometidos a algún procedimiento quirúrgico (QX). El objetivo de este trabajo fue estimar la dosis efectiva recibida en los pacientes hospitalizados sometidos a estudios de CT y obtener una distribución de dosis en un periodo de 2 años.

**Materiales y métodos:** Se consideraron a los pacientes hospitalizados del 1 de enero de 2011 al 31 de diciembre de 2012, a los que se les realizó algún tipo de estudio de CT. En este lapso se realizaron 8,777 estudios de CT a 3,096 pacientes. Conociendo el número de estudios de CT por paciente, los tipos de estudios realizados y los valores típicos de dosis efectiva reportados en la literatura<sup>1</sup>, se realizó un análisis estadístico para estimar la dosis efectiva que recibió cada paciente debido al tipo y número de estudios que se les realizó. Con esta información se obtuvo una distribución de dosis efectiva para todos los pacientes con estudios de CT (fig. 1).

**Resultados:** De los estudios de CT, la tomografía de cráneo simple fue el estudio más frecuentemente realizado (72%) seguido de cráneo con contraste (5.9%) y angiotomografía de cráneo (5.5%). En promedio se realizaron 2.83 estudios de CT por paciente; a 39% de los pacientes se les realizó 3 o más estudios, a 16% se les realizó 5 o más estudios y a 3% (89 pacientes) se les realizó 10 o más CTs. La dosis efectiva promedio recibida por paciente fue 7.9 mSv. Si sólo se consideran los pacientes sometidos a cirugía, el promedio de número de estudios de CT por paciente asciende a 3.37 con una dosis promedio de 9.1 mSv, mayor que para pacientes no operados de 6.0 mSv (tabla 1). A un paciente se le realizaron hasta 30 tomografías en un periodo de 3 meses, quien recibió una dosis estimada de 82.4 mSv, lo que equivale a aproximadamente 38 veces la dosis efectiva anual debida a la radiación de fondo natural.

**Conclusiones:** Aunque en promedio la dosis de radiación recibida por los pacientes es relativamente baja, hay pacientes que recibieron una dosis efectiva de radiación relativamente alta. Este trabajo contribuirá a sugerir a los médicos especialistas que soliciten estudios de tomografía para sus pacientes que estén debidamente justificados para reducir la dosis de radiación.

## Agradecimientos

A Héctor Estrada del Departamento de Sistematización, y a Francisco Arroyo del Departamento de Neuroimagen del INNN.

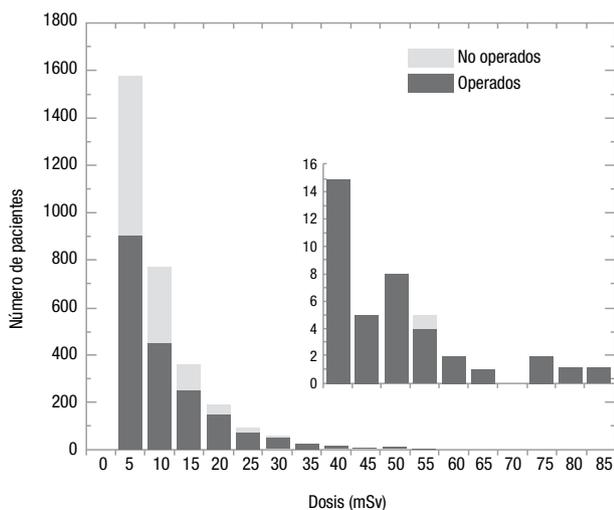
## Bibliografía

1. Jr. Mettler AF, Huda W, Yoshizumi TT, et al. Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: a catalog. *Radiology* 2008;248(1):254-263.

	QX	No QX
# Pacientes	1946	1150
# CTs	6553	2224
# promedio de CTs	3.37	1.93
# Máx. de CTs	30	10
Dosis promedio (std)*	9.1(8.8)	6.0 (4.9)
Dosis mediana*	6.9	4.6
Dosis máx. *	82.4	52.6

\*Dosis efectiva expresada en mSv.

Figura 1 Distribución de dosis recibida por pacientes sometidos a tomografías en 2011 y 2012.



## 07C: Acciones del IFUNAM en favor de la calidad en la imagen mamográfica en México

C. Ruiz-Trejo\* y M. E. Brandan

Instituto de Física, Universidad Nacional Autónoma de México, México D.F., México

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: cesar@fisica.unam.mx

**Introducción:** Actualmente el cáncer de mama es el cáncer más frecuente y el que provoca la mayor mortalidad entre las mujeres mexicanas. La mamografía es la única herramienta

validada con la que se cuenta para poder detectar lesiones mamarias neoplásicas tempranas. Por ello desde el año 2000 se instauró en México un programa nacional de tamizaje (*screening*) dirigido a la detección temprana de cáncer de mama. Desde entonces el Grupo de Dosimetría y Física Médica del Instituto de Física de la UNAM (IFUNAM) ha colaborado con instituciones públicas, tales como el Instituto Nacional de Cancerología (INCan), la Secretaría de Salud (SSA), el Instituto de las Mujeres del D.F. (INMUJERES DF), la Fundación del Cáncer de Mama (FUCAM), entre otras, en el desarrollo e implantación de programas de control de calidad en mamografía. Estas actividades se han enfocado en verificar que los equipos mamográficos funcionen correctamente, de tal manera que se produzcan imágenes mamográficas con calidad diagnóstica, conservando siempre el equilibrio entre calidad de imagen y dosis impartida a la paciente.

**Materiales y métodos:** Se ha evaluado el desempeño de mastógrafos instalados en hospitales públicos y privados pertenecientes al Sector Salud. Los protocolos de control de calidad seguidos se basan en normas nacionales y recomendaciones internacionales.

**Resultados:** Se ha participado en la elaboración de las normas mexicanas NOM-229-SSA1-2002, NOM-041-SSA2-2011, así como en la definición de estrategias para mejorar la calidad de imagen en procedimientos mamográficos realizados por la SSA. También se colaboró en la elaboración del Manual de Control de Calidad en Mastografía publicado por la SSA<sup>1</sup>. Se ha logrado la inserción laboral de físicos médicos en la SSA, el establecimiento de programas de control de calidad en mamografía en diversos hospitales, así como también la impartición de cursos de capacitación a nivel nacional e internacional. En el plano académico, se han dirigido varias tesis de maestría en física médica, de licenciatura en física y servicios sociales, y se han impartido múltiples cursos cortos sobre el tema.

En esta presentación se resumen los resultados específicos para los distintos aspectos examinados: evaluación visual y mecánica del mastógrafo, control automático de exposición, receptor de imagen (analógico o digital), calidad de la imagen, y dosimetría. Se han evaluado aproximadamente 33 mastógrafos incluyendo sus equipos periféricos, aplicando alrededor 30 pruebas. En términos generales, se ha observado que el aspecto más deficiente se presenta en la calidad de la imagen debido mayoritariamente a los artefactos presentados, seguido por fallas en los sistemas de colimación y compresión. Con respecto a la dosis, los valores determinados en los diferentes equipos cumplieron en su gran mayoría con lo exigido por la NOM-229-SSA1-2002.

**Conclusiones:** Se ha colaborado con instituciones públicas mexicanas para definir estrategias y regular el uso de rayos X en mamografía con el fin de mejorar la calidad de las imágenes. Actualmente se trabaja, en colaboración con la SSA, en un proyecto de investigación sobre la calidad de la imagen y la evaluación de la dosis de radiación en equipos tipo CR. Se continúa preparando recursos humanos. Todo esto traerá como resultado la mejora de los servicios de salud.

## Agradecimientos

Se agradece el apoyo a INCAN, SSA, CNEGySR, INMUJERES DF, OPS, OIEA, DGAPA-UNAM (IN105813), CONACYT, a los múltiples estudiantes asociados y en especial a la Dra. Yolanda Villaseñor Navarro.

## Bibliografía

1. SSA, CNEGySR, Manual de Control de Calidad en Mastografía, Centro Nacional de Equidad de Género y Salud Reproductiva, SSA, México 2012.

## 08C: Evaluación de equipos de mastografía por un físico médico a través del estudio de parámetros de control de calidad

A. G. Núñez-Briones<sup>a,\*</sup> y C. K. Pereira-Benavides<sup>b</sup>

<sup>a</sup> Facultad de Ciencias Físico Matemáticas-Universidad Autónoma de Coahuila, Coah., México

<sup>b</sup> Hospital Universitario de Saltillo-Universidad Autónoma de Coahuila, Secretaría de Salud del Estado de Coahuila, Coah., México

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: a\_lupita\_@hotmail.com

**Introducción:** El cáncer de mama es uno de los cánceres más frecuentes y de mayor mortalidad entre las mujeres a nivel mundial. Una manera de prevenirlo, tratarlo y erradicarlo consiste en una detección precoz y oportuna a través de la mastografía. Sin embargo, para garantizar una óptima calidad de imagen y una baja tasa de dosis de radiación al paciente es necesario un estudio de los parámetros del control de calidad de los equipos de mastografía.

**Materiales y métodos:** Se realizaron pruebas de un control de calidad a 4 equipos de mastografía en la ciudad de Saltillo. La evaluación de los diferentes parámetros se realizó en condiciones clínicas y de trabajo. Los parámetros estudiados fueron:

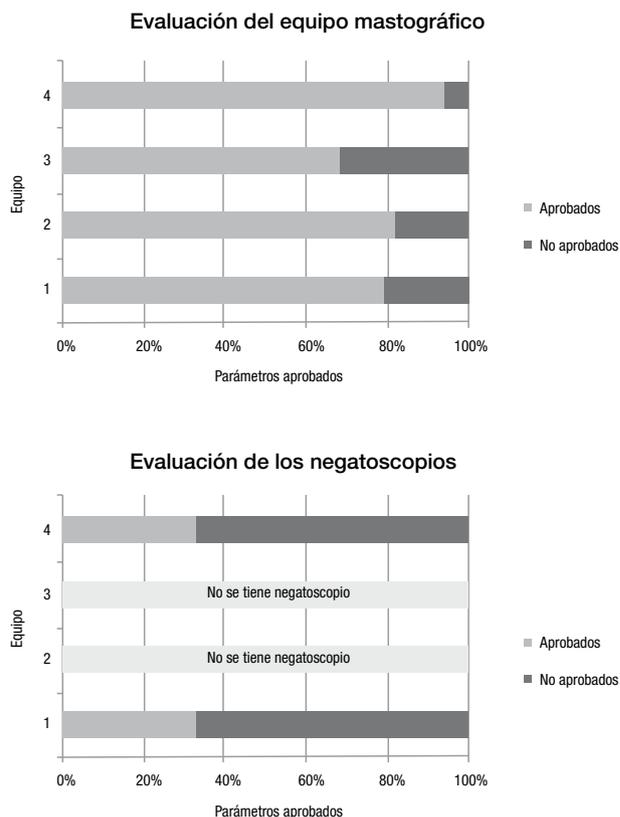
- Inspección visual del equipo de mastografía.
- Parámetros geométricos.
- Sistema de compresión de la mama.
- Negatoscopios.
- Estandarización y películas.

**Resultados:** Se realizó un estudio en general de los parámetros estudiados para observar cual es el porcentaje de ellos que cumple cada equipo. En la figura 1 se muestran graficados los porcentajes de parámetros aprobados, de acuerdo al total de parámetros estudiados.

**Conclusiones:** La realización del presente trabajo sobre el estudio de algunos de los parámetros evaluados de un control de calidad en mastografía muestra que existen deficiencias en el área de mastografía en cuanto a los parámetros evaluados, en la mayoría de los equipos evaluados, principalmente en los negatoscopios y en las películas.

Para poder garantizar un buen control de calidad en mastografía es necesario continuar con el estudio en cada uno de los equipos mastográficos, principalmente de los parámetros que no se pudieron estudiar por falta de equipo de medición.

**Figura 1** Representación gráfica del porcentaje de aprobación de los parámetros estudiados.



## 09C: Desarrollo de un programa informático para estudiar *resting states* dinámicos en IRM

B. de Celis-Alonso<sup>a,\*</sup>, E. Moreno-Barbosa<sup>a</sup>, M. I. Martínez<sup>a</sup>, D. I. González-Gómez<sup>a</sup>, S. Hidalgo-Tobón<sup>b</sup>, P. Dies-Suarez<sup>b</sup> y E. Barragán-Pérez<sup>b</sup>

<sup>a</sup> Facultad de Ciencias Físico-Matemáticas, BUAP, Puebla, Pue., México

<sup>b</sup> Hospital Infantil de México, México D.F., México

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: bdca\_BUAP@yahoo.com.mx

**Introducción:** Desde su descubrimiento por Biswall en 1995<sup>1</sup>, los estudios de *resting state* (RE)/estados de reposo, son un instrumento habitual en la investigación de enfermedades neurodegenerativas. Los RE relacionan zonas cerebrales que realizan la misma función aunque estén alejadas entre sí. Esta relación se obtiene de las variaciones a bajas frecuencias (0.01 a 0.8 Hz) de la señal BOLD. En los últimos años se ha descubierto que los RE varían con el tiempo<sup>2</sup> afectando a las distintas regiones del cerebro que relacionan. En este trabajo presentamos un nuevo *software* capaz de analizar estos cambios.

**Materiales y métodos:** Las plataformas principales usadas para analizar los RE de resonancia magnética son: FSL (estadística Bayesiana), DPARSFA<sup>3</sup> (basados en rutinas de Matlab<sup>®</sup> y SPM) y RETRICOR (imágenes AFNII). Ninguna de las 3 realiza en estos momentos estudios de RE dinámicos.

**Protocolo:** Se estudiaron niños (edad promedio de  $8.1 \pm 2$  años, ambos sexos) con TDHA. Se usó un escáner Philips® Achieva de 1.5T.

**Adquisición de datos:** Para los RE se obtuvieron volúmenes cerebrales completos usando una secuencia EPI de TR=3 seg (Matriz de  $64 \times 64 \times 35$  con una resolución de  $3.6 \times 3.6 \times 4$  mm). Esto se realizó durante 10 minutos con el paciente inactivo pero despierto dentro del escáner. Se obtuvieron 150 volúmenes cerebrales por experimento y voluntario.

**Análisis de imagen:** basándonos en el programa DPARSFA y en Matlab® se programaron unas subrutinas en las que: primero se realiza el *slice time correction*, se alinean los volúmenes cerebrales, se coregistran con sus respectivas imágenes anatómicas, se segmentan, se extraen las señales de la materia blanca y del líquido cefalorraquídeo y se filtra la señal BOLD conservando las frecuencias entre 0.01 y 0.8 Hz. Segundo se dividen los grupos de imágenes cerebrales de los RE en ventanas de tiempo (por ejemplo 30 seg). Cada una de estas ventanas será una imagen en los RE dinámicos. Tercero se segmentan los datos, obteniendo las evoluciones temporales en cada una de las regiones del atlas anatómico AAL. Cuarto, se realizan cálculos de correlación entre todos los voxels de las imágenes y se calculan también las correlaciones entre cada una de las regiones. Quinto, se normalizan y difuminan los resultados a un cerebro modelo en coordenadas MNI.

**Resultados:** Se presenta en la figura 1 los RE estáticos (A) y su división en RE dinámicos para 3 ventanas de 30 seg, una al comienzo del estudio (b), otra a la mitad (c) y la tercera al final (d).

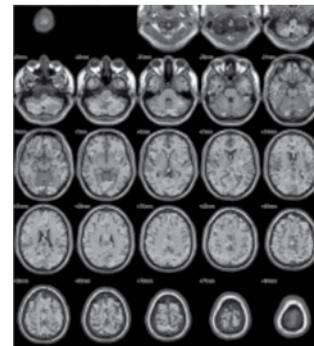
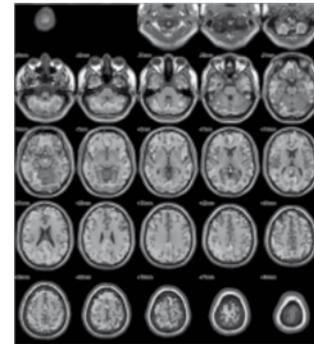
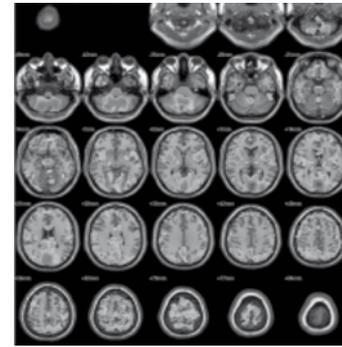
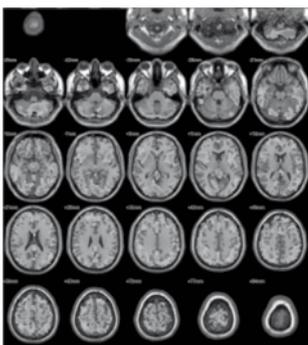
Se puede observar como por ejemplo las correlaciones del cerebelo cambian con el tiempo, de centralizada en la vermis (b) a más extendida en (d).

**Conclusiones:** Se comprobó que el *software* desarrollado era capaz de dividir los estudios de RE estáticos en otros dinámicos.

## Bibliografía

1. Biswal B. Functional connectivity in the motor cortex of resting human brain using echo-planar mri. *Magn Reson Med* 1995;34:537-541.
2. Chang C, Glover GH. Time-frequency dynamics of resting-state brain connectivity measured with fMRI. *Neuroimage* 2010;50(1):81-98.
3. Zang Y. Regional homogeneity approach to fMRI data analysis. *Neuroimage* 2004;22:394-400.

**Figura 1** Resultados de RE estáticos y dinámicos.



## 10C: Experiencia en el uso de un mastógrafo por emisión de positrones (PEM)

L. Garibay-Quezada<sup>a,\*</sup>, A. Rodríguez-Laguna<sup>b</sup>, E. Valdés-Sánchez<sup>b</sup>, N. Ortega-López<sup>b</sup> y S. Skinner-Ramos<sup>a</sup>

<sup>a</sup>Facultad de Ciencias, Universidad Nacional Autónoma de México, México D.F., México

<sup>b</sup>Instituto Nacional de Cancerología (INCan), México D.F., México

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: leyla\_garibay@hotmail.com

**Introducción:** Desde el 2006 el cáncer de mama es el principal de causa de muerte por neoplasias en mujeres mexicanas. Su diagnóstico en etapas tempranas es fundamental para el tratamiento de esta enfermedad.

El Instituto Nacional de Cancerología adquirió un nuevo equipo mastógrafo por emisión de positrones Naviscan PEM Flex Solo II. Esta modalidad ha mostrado utilidad en la estadificación y evaluación de la respuesta a la terapia.

El propósito de este trabajo es dar a conocer la experiencia del INCan en la implementación de esta nueva modalidad de

imagen. Desde finales del 2011 hasta la fecha se han realizado alrededor de 240 estudios.

**Materiales y métodos:** El equipo PEM posee 2 arreglos lineales de detectores LYSO acoplados a tubos fotomultiplicadores sensibles a la posición. Estos detectores se encuentran dentro de 2 paletas de comprensión para inmovilizar la mama. Posee un campo de visión de 16 x 24 cm. En cada adquisición genera 12 cortes tomográficos con una resolución espacial de 1.6 mm (en el caso de un PET convencional es de 5 a 6 mm).

El equipo permite adquirir imágenes en proyecciones céfalo-caudal, axilar, oblicuo-medio-lateral derecho e izquierdo, al igual que en una mastografía convencional se pueden tomar imágenes en diferentes planos.

Hasta el momento se han realizado estudios con  $^{18}\text{F}$ -FDG y  $^{18}\text{F}$ -FES que se administran por vía intravenosa en actividades desde 2.5 y 10 mCi.

**Resultados:** Se han realizado alrededor de 240 estudios de PEM a 125 pacientes femeninas, 223 se han realizado con  $^{18}\text{F}$ -FDG y 17 con  $^{18}\text{F}$ -FES.

Como parte del proceso de aprendizaje inicialmente se utilizó una actividad de 10 mCi de  $^{18}\text{F}$ -FDG que actualmente se ha reducido a 5 mCi, lo que reduce la dosis efectiva de la paciente de 7 a 3.5 mSv. Mediante dosimetría termoluminiscente (TLD), se evaluó la dosis al personal técnico encargado de la realización del estudio, obteniendo una dosis de  $7.6 \pm 2.8 \mu\text{Sv}$  por paciente.

Se presenta el caso de una paciente femenina de 61 años, donde se observa una respuesta positiva a la quimioterapia en 8 meses, observando una disminución evidente del volumen tumoral mediante imágenes de PEM con  $^{18}\text{F}$ -FDG (fig. 1).

**Conclusiones:** La mastografía por emisión de positrones ha mostrado ventajas clínicas como una modalidad adyuvante a la mastografía convencional para la estadificación y respuesta al tratamiento al tratarse de imágenes con información metabólica. Un ejemplo de lo anterior es el uso del  $^{18}\text{F}$ -FES que permite conocer si las lesiones son positivas para receptores hormonales lo que determina la elección del abordaje terapéutico.

Se planea en un corto plazo implementar el uso de  $^{18}\text{F}$ -FMISO y la realización de biopsias guiadas mediante esta modalidad de imágenes.

## Agradecimientos

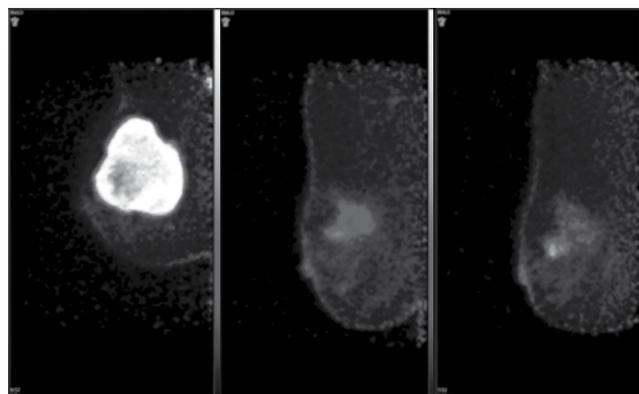
Al Departamento de Medicina Nuclear del INCan.

## Bibliografía

1. Chavarri-Guerra Y, Villarreal-Garza C, Liedke PE, et al. Breast cancer in Mexico: a growing challenge to health and the health system. *Lancet Oncol* 2012;13(18):e335-43
2. Canseco-Hernández O, Garibay-Quezada LV, Rodríguez-Laguna A, et al. *Dosimetría* del personal ocupacionalmente expuesto que opera un mastógrafo por emisión de positrones, Cartel presentado en LV Congreso Nacional de Física, México 2012.
3. MacDonald L, Wang C, Naseley D, et al. Reduced Dose Positron Emission Mammography (PEM) Scanning, SNM 2011, Publi. No. 1981.

4. Consultado en diciembre de 2013. <http://www.naviscan.com/products/pem-locator>

**Figura 1** Imágenes adquiridas con  $^{18}\text{F}$ -FDG de la mama derecha en el plano oblicuo-medio-lateral de una paciente a los 0, 3 y 6 meses respectivamente, para evaluar la respuesta al tratamiento de quimioterapia.



## 12C: Utilidad de las imágenes gammagráficas obtenidas con $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -EDDA/HYNIC-Lys<sup>3</sup>-BN Y $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -EDDA/HYNIC-RGD en el diagnóstico de cáncer de mama en estadios I, IIA o IIB

A. García-Flores<sup>a,\*</sup>, A. Hardy-Pérez<sup>a,b</sup> y C. Herrera-Ayala<sup>b</sup>

<sup>a</sup> Universidad Autónoma del Estado de México, Toluca, Méx., México

<sup>b</sup> Centro Oncológico Estatal del Instituto de Seguridad Social del Estado de México y Municipios (ISSEMYM), Méx., México

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: ari\_zkp@yahoo.com

**Introducción:** El cáncer es uno de los principales problemas de salud pública, ya que a pesar de los avances en investigación y de tratamiento, actualmente, fallecen más de 7 millones de personas en el mundo<sup>1</sup>. Algunos de los problemas que se enfrentan en el combate de esta mortal enfermedad, es la falta de detección oportuna ya que entre el 70% y 80% de los afectados acuden a las instituciones de salud cuando el padecimiento se encuentra en etapas avanzadas. El objetivo de este trabajo es valorar la utilidad de las imágenes gammagráficas obtenidas con  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -EDDA/HYNIC-Lys<sup>3</sup>-BN y  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -EDDA/HYNIC-RGD, en pacientes con cáncer de mama en etapas tempranas, para establecer diferencia diagnóstica y proponer su aplicación en los protocolos clínicos de gammagrafía mamaria.

**Materiales y métodos:** Para realizar este estudio clínico se consideró una muestra no probabilística, de oportunidad y secuencial, de 15 pacientes femeninas. A las cuales se les administró inicialmente 740 MBq de  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -EDDA/HYNIC-Lys<sup>3</sup>-BN por vía endovenosa, posteriormente después de 48 horas de eliminación del radiofármaco se procedió a administrar 740 MBq de  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -EDDA/HYNIC-RGD por la misma vía, obteniéndose imágenes dinámicas y estáticas del hemitórax superior con una cámara de doble cabezal (Siemens). Usando un colimador de alta resolución y orificios paralelos para baja energía, con una ventana de  $\pm 15\%$ .

**Resultados:** La media de la edad de las pacientes estudiadas fue de  $61 \pm 12$  años. El tamaño mínimo de las lesiones tumorales mamarias estudiadas fue de 0.5 cm, el máximo fue de 5 cm. La media del tamaño de las lesiones tumorales estudiadas fue de  $2.3 \pm 1$  cm. Los resultados histopatológicos constituyeron la prueba de confirmación: se encontró a 10 pacientes como portadoras de cáncer, a 2 con fibroadenomas y 3 sanas. La sensibilidad, especificidad, el valor predictivo positivo (VPP), y el valor predictivo negativo (VPN), fueron determinados en una prueba piloto para ambos radiofármacos. Para  $^{99m}\text{Tc}$ -EDDA/HYNIC-Lys<sup>3</sup>-BN, los valores de sensibilidad, especificidad, fueron de 77.7%, 80%, respectivamente, el valor predictivo positivo fue 87.5%, y el valor predictivo negativo fue 66.6%. Para  $^{99m}\text{Tc}$ -EDDA/HYNIC-RGD, los valores de sensibilidad, especificidad, fueron de 88.8%, 80%, respectivamente, el valor predictivo positivo fue 88.8%, y el valor predictivo negativo fue 80%.

**Conclusiones:** Es posible la diferenciación entre procesos tumorales benignos y malignos al emplear la gammagrafía mamaria con  $^{99m}\text{Tc}$ -EDDA/HYNIC-Lys<sup>3</sup>-BN y  $^{99m}\text{Tc}$ -EDDA/HYNIC-RGD (fig. 1). No es común que los procesos benignos capten BN. Este procedimiento diagnóstico, es de utilidad para la detección del cáncer de mama.

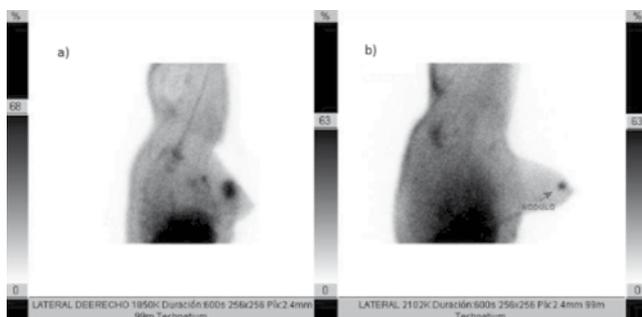
## Agradecimientos

A todas las personas que contribuyeron al desarrollo de este proyecto. Al COE ISSEMyM por las facilidades otorgadas para la realización de los estudios clínicos, a la UAEMex, por su apoyo a través de las Becas Enlace y Escolaridad.

## Bibliografía

1. Consultado el 12 de marzo de 2012. <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs297/es/index.html>

**Figura 1** A) Lesión maligna carcinoma canalicular. B) Lesión benigna fibroadenoma. Imágenes tomadas después de 20 minutos de la administración de  $^{99m}\text{Tc}$ -EDDA/HYNIC-RGD.



## 13C: Monitor de radiación ionizante con materiales semiconductores

A. F. Fajardo-Oroz<sup>1</sup> y E. U. Moya-Sánchez

Universidad de Guadalajara (CUCEI), Guadalajara, Jal., México

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: faridoroz7@gmail.com

**Introducción:** Las radiaciones ionizantes son fenómenos donde se transporta energía en forma de ondas electromagnéticas, las cuales tienen la capacidad de ionizar la materia provocando efectos secundarios en los seres. En este trabajo se pretende demostrar el uso de materiales semiconductores para determinar la presencia de partículas radiactivas, utilizándolos como monitores de radiación.

**Materiales y métodos:** La elaboración de este trabajo consistió en armar un circuito detector de radiación utilizando materiales semiconductores como sensor, en este caso un transistor de potencia 2N5686. El resto de los materiales utilizados fueron los que permitieron generar alta tensión a partir de una batería de 9 V (transistores y capacitores), y una bocina que sea el indicador sonoro de partículas radiactivas, con lo cual se demuestra que el tamaño del monitor propuesto es pequeño y portátil.

Una vez con el monitor armado, el primer paso para probar su funcionalidad fue simular la presencia de radiación ionizante en la juntura semiconductor del sensor. Esto fue hecho aplicando un voltaje al transistor capaz de activar la bocina indicando la presencia de un cambio en la corriente del mismo. El voltaje aplicado fue obtenido con un generador de funciones, modificando su ciclo de trabajo para generar pequeños pulsos.

Además, hicimos mediciones del volumen de la pastilla semiconductor con el fin de calcular la sensibilidad del silicio con relación a sus dimensiones (fig. 1).

**Resultados:** Nuestro circuito nos entregó una salida en las bocinas con pequeños pulsos de voltaje del orden de los 480 mV a 20 mS (*duty cycle*). Con estos pequeños estímulos, simulamos la creación de pares “electrón hueco” que son los responsables de un pico de corriente detectable por nuestro circuito monitor.

**Conclusiones:** Los materiales semiconductores son muy sensibles a la radiación ionizante, ya que este tipo de energía produce pares “electrón hueco” los cuales modifican la corriente que pasa a través del material. Para que estos pares sean percibidos, es necesario que la juntura semiconductor (transistor) esté omitida a una alta tensión, y así registrar la señal producida.

Dentro de las desventajas del monitor tenemos que tiene un área efectiva muy pequeña (4.4 mm x 4.9 mm), además de que es muy sensible el material al contacto y la misma radiación es capaz de dañar el sensor. Por otra parte, el semiconductor debe de estar frío para evitar el ruido térmico. Sin embargo, el monitor hecho es fácil de hacer, barato y tiene buena respuesta a la radiación.

## Agradecimientos

A amigos y familiares por el apoyo en este trabajo, así como sus consejos cuando los necesito.

## Bibliografía

1. Knoll GF. Radiation Detection and Measurement 3<sup>th</sup> Ed. United States of America: John Wiley & Sons, Inc.; 2000. p. 353-391.
2. Skoog DA, James Holler F, Crouch SR. Principios de Análisis instrumental, 6<sup>th</sup> Ed. Cengage Learning; 2008. p. 315-327.
3. Consultado en diciembre de 2013. <http://pdf.datasheetcatalog.com/datasheet2/c/0gais21hoih1xglxaqcws8rac7y.pdf>

Figura 1 Circuito armado.

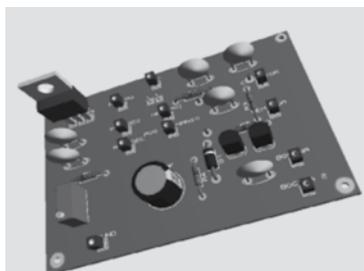
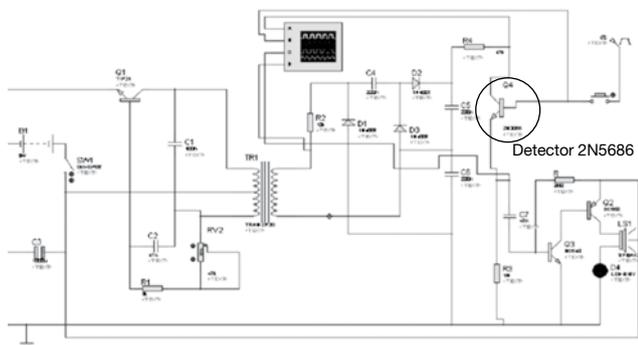


Figura 2 Circuito simulado (ISIS 7 Professional).



## 15C: Cálculo de blindajes del nuevo Departamento de Medicina Nuclear del Instituto Nacional de Cancerología

O. Canseco-Hernández<sup>a,\*</sup>, A. Rodríguez-Laguna<sup>b</sup> y S. Skinner-Ramos<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Facultad de Ciencias, Universidad Nacional Autónoma de México, México D.F., México

<sup>b</sup> Departamento de Medicina Nuclear, Instituto Nacional de Cancerología, México D.F., México

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: xcanseco@ciencias.unam.mx

**Introducción:** Una instalación donde se utilizarán fuentes radiactivas requiere el cálculo de blindajes necesarios para limitar las dosis recibidas por los trabajadores y el público en general. El Departamento de Medicina Nuclear contará con una cámara gamma, una cámara de tomografía por emisión de fotón único (SPECT-CT), 3 cámaras de tomografía por emisión de positrones (PET) y 2 mastógrafos por emisión de positrones (PEM). Cada modalidad de imagen contará con sus propios cuartos de captación.

**Materiales y métodos:** Se aplicó la metodología presentada en el reporte TG-108 de la AAPM [1] y las publicaciones 147 [2] y 151 [3] de la NCRP.

Los radionúclidos considerados fueron <sup>18</sup>F, <sup>99m</sup>Tc y <sup>131</sup>I. Las actividades máximas por procedimiento fueron: 5 mCi de <sup>18</sup>F para PEM, 10 mCi de <sup>18</sup>F para PET, 20 mCi para <sup>99m</sup>Tc y 5 mCi para <sup>131</sup>I.

El número de pacientes por semana ( $N_w$ ) para cada equipo son 50 para PEM, 80 para PET, 80 de <sup>99m</sup>Tc y 25 de <sup>131</sup>I.

Los tiempos de captación ( $t_{esp}$ ) son de 60 minutos para PET, 45 minutos para PEM, 60 minutos y 2 días para gammaografías y SPECT con <sup>99m</sup>Tc y <sup>131</sup>I, respectivamente.

Los tiempos de adquisición de imágenes de PET y PEM son de 30 minutos. Para <sup>99m</sup>Tc y <sup>131</sup>I, son de 40 y 20 minutos respectivamente.

Los espesores ( $x$ ) requeridos en las barreras están dados por (<sup>99m</sup>Tc y <sup>131</sup>I):

$$x = TVL_{ij} \cdot \log\left(\frac{1}{B}\right) \quad \text{Ecuación 1}$$

$TVL_{ij}$  es la capa decirreductora para el radionúclido  $i$  y para el material  $j$  que se usará como blindaje.

$$x = \left(\frac{1}{\alpha\gamma}\right) \ln\left\{\frac{B^{-\gamma} + (\beta/\alpha)}{1 + (\beta/\alpha)}\right\} \quad \text{Ecuación 2}$$

Los parámetros  $\alpha$ ,  $\beta$  y  $\gamma$  son particulares para cada tipo de material utilizado como blindaje

$B$  es el factor de transmisión dado por la siguiente ecuación:

$$B = \frac{P}{T \cdot D_0} \quad \text{Ecuación 3}$$

$P$  son los límites de dosis anuales de 20 mSv y 1 mSv para las áreas controladas y no controladas, respectivamente.

$T$  es el factor de ocupación de las áreas aledañas y  $D_0$  es la dosis en el punto de cálculo en la ausencia de barrera.

En el cálculo de  $D_0$  depende de la distancia de cálculo, la actividad utilizada, la carga de trabajo y los tiempos de captación de los radiofármacos y de adquisición de las imágenes. **Resultados:** Se calcularon los espesores requeridos para cada barrera utilizando concreto ( $\rho = 2.3 \text{ g/cm}^3$ ) y plomo. Los espesores requeridos van desde 5 a 48 cm de concreto. Actualmente los blindajes se encuentran en construcción.

## Bibliografía

1. Task Group 108, American Association of Physicist in Medicine (AAPM).
2. National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP) 147.
3. National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP) 151.

## 16C: Instructivos para pacientes que reciben tratamientos con yodo 131

A. Ruiz-Juvera<sup>a,\*</sup>, A. Flores-Rebollar<sup>b</sup> y O. González-Treviño<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Departamento de Medicina Nuclear, Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición "Salvador Zubirán", México D.F., México

<sup>b</sup> Dirección de Medicina, Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición "Salvador Zubirán", México D.F., México

\* Autor para correspondencia:

Correo electrónico: seguridad\_radiologica@hotmail.com

**Introducción:** En 2010 se realizó un sondeo entre pacientes de Nutrición que recibieron tratamientos con yodo 131 para hipertiroidismo y cáncer de tiroides, se escribió un folleto en base a sus dudas y temores, que se presentó en la reunión anual de Trabajo de la Sociedad Mexicana de Seguridad Radiológica en Tepic<sup>1</sup>. Por esto se hicieron correcciones y se escribió el de tratamientos para cáncer de tiroides.

**Materiales y métodos:** El sondeo entre 291 pacientes a lo largo de un año fue con 4 preguntas antes de recibir su tratamiento y la explicación del mismo: a) ¿Está usted nervioso o temeroso?, b) ¿sabe en qué consiste su tratamiento?, c) ¿su médico le proporcionó la información adecuada para su tratamiento? y d) ¿buscó información con familiares o amigos? Con este sondeo, se elaboró un folleto informativo interno para pacientes, para tratamientos menores a 30 mCi. Las sugerencias de los mismos pacientes, nos llevó a planear correcciones y la elaboración del folleto para cáncer de tiroides.

**Resultados:** El primer folleto de 8 páginas con ilustraciones alusivas al texto, tuvo un tiraje de 1,000 ejemplares, tamaño media esquila, de fecha septiembre de 2011 (fig. 1). Se repartió a pacientes el día que programaron su cita. Se reestructuró la información, en forma de preguntas y respuestas y por último se escribió el de tratamientos para cáncer de tiroides, con ayuda de endocrinólogos y médicos nucleares, tomando una guía extranjera<sup>2</sup>. Los nuevos folletos escritos en 2012, se encuentran en prensa y su formato es similar al de la figura pero con tamaño esquila, de 12 páginas cada uno. El manuscrito fotocopiado, se repartió como prueba preliminar durante 6 meses a los pacientes que acudieron a solicitar cita para tratamientos. Todas las opiniones recibidas fueron positivas en cuanto a contenido y claridad.

**Conclusiones:** El entregar estos folletos informativos a los pacientes, cumple con la NOM-013-NUCL<sup>3</sup>. Ha sido de gran ayuda informar a pacientes por este medio, ya que resulta sencillo para ellos leer en un impreso sobre el tratamiento con yodo radiactivo y las medidas de protección radiológica más importantes que deben realizar y por qué, fomentando así la cultura de la seguridad, no sólo en pacientes sino en los médicos tratantes.

## Agradecimientos

A las comunicólogos del Departamento de Educación para la Salud, quienes realizaron el diseño, Claudia Márquez y Claudia Ramírez. A la Dra. Alejandra González Ruiz por sus acertadas sugerencias y plantear la necesidad de informar a través de preguntas y respuestas.

## Bibliografía

1. Ruiz-J A. Orientación para pacientes que recibirán tratamientos para hipertiroidismo con yodo 131 XXVI Reunión de trabajo de la Soc Mex Seg Rad, Tepic, Nov. 2010.
2. Consultado en diciembre de 2013. <http://www.thyroid.org/patients/patient>.
3. NOM- 013-NUCL-2009, Requerimientos de seguridad radiológica para egresar a pacientes a quienes se les ha administrado material radiactivo. DOF 20 octubre 2009.

**Figura 1** Portada del folleto explicativo para tratamientos con 131-I de pacientes con hipertiroidismo.

INSTITUTO NACIONAL DE CIENCIAS MÉDICAS  
Y NUTRICIÓN SALVADOR ZUBIRÁN  
DEPARTAMENTO DE MEDICINA NUCLEAR



MEDIDAS DE SEGURIDAD  
RADIOLÓGICA