

TLC1-1: Calibración de haces clínicos. Automatización del procesamiento de datos

E. Hernández Blanch*

Centro Avanzado en Radioterapia CART

*Autor para correspondencia: hernandezenrique50@yahoo.com

http://hdl.handle.net/20.500.11799/62976

Introducción: Una de las medidas requeridas en los procedimientos de seguridad radiológica y en la protección a pacientes en la práctica de la radioterapia, lo constituye la calibración de los haces de radiación de altas energías emitidas por los aceleradores lineales con fines terapéuticos. El presente trabajo consiste en la creación de una aplicación informática, capaz de ejecutar el procesamiento de los datos, mediante la introducción de elementos de seguridad que permitan disminuir el riesgo de reportar un factor de calibración erróneo.

Materiales y métodos: La presente aplicación informática fue confeccionada en una hoja Excel con elementos de la programación orientada a objetos o eventos "Macros". En esta aplicación fueron plasmados los aspectos técnicos del protocolo TRS-398; los datos procesados para el proceso de validación fueron tomados de un acelerador lineal de la marca Varian con energías nominales de rayos X y electrones. Las lecturas de las cámaras cilíndricas y de las cámaras planas paralelas fueron las seleccionadas para completar los formularios creados en la presente aplicación informática.

Con el interés de cumplimentar el objetivo planteado, en el diseño de esta aplicación se encuentra un formulario denominado "Referencias", el cual supervisa las operaciones de los demás formularios y en el caso de que existan datos introducidos que no estén en el intervalo de aceptación establecido, el mismo emitirá instrucciones para el surgimiento de mensajes capaces de bloquear total o parcial las operaciones sucesivas con el sistema de formularios creados.

Resultados: Durante el periodo de validación, puesta en servicio e implementación, se ha podido comprobar la eficiencia de las instrucciones destinadas a bloquear el sistema parcial o total (mensajes emergentes), así como la eficiencia del diseño de la aplicación informática para cumplimentar el objetivo planteado.

Conclusiones: Debidos a las bondades ofrecidas por la presente aplicación informática, es posible afirmar que ésta cuenta con una serie de características operativas que la convierten en una herramienta útil para la ejecución del proceso de calibración y a su vez para disminuir la probabilidad de aplicar un factor de calibración erróneo durante los cálculos de dosis a pacientes sometidos a radioterapia con altas energías de rayos X y electrones.

Agradecimientos

C. Duménigo^a, J. L. Muciño^b, M.A. Pastenes^c, A.R. Laguna^c.

^a Centro Nacional de seguridad Nuclear

^b CNSNS

^c Médica Sur

Bibliografía

1. IAEA. TRS-398. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy.
2. Las Macros en Microsoft Excel. J.P. Comamala (1997-2007).
3. Visual Basic 6. Fco. Javier Ceballos. ISB 84-7897-357-5, Madrid, España.

TLC1-2: Cálculo de la incertidumbre en la medida de dosis absorbida basado en el TRS 398

I. Sánchez-Estrada^{a,*}, M. Hernández-Bojórquez^b, H. Uriarte-Rivera^a, E. Betancourt-García^a

^a Escuela Superior de Física y Matemáticas, Instituto Politécnico Nacional, México

^b Centro de Cáncer, Centro Médico ABC, México.

* Autor para correspondencia: fis.ivonsanchez@gmail.com

http://hdl.handle.net/20.500.11799/62977

Introducción: La determinación de la dosis absorbida en agua a la profundidad de referencia, para un haz de calidad Q, según el TRS 398, se calcula mediante la relación:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} \quad (1)$$

con $M_Q = MK_{T,P}K_{POL}K_S$, donde M es la lectura del dosímetro, corregida por el factor asociado a la presión y temperatura ($K_{T,P}$), el asociado a la polaridad (K_{POL}) y el asociado a la recombinación de iones (K_S). N_{D,w,Q_0} es el factor de calibración del dosímetro.

Al ser la dosis absorbida una función de diversas variables, el cálculo de su incertidumbre debe considerar la propagación de las incertidumbres de las mismas. El presente trabajo desarrolla un análisis detallado del cálculo de la incertidumbre de la dosis absorbida.

Métodos: El cálculo de las incertidumbres de los factores de corrección $K_{T,P}$, K_{POL} y K_S , denotados genéricamente por $f(x)$, se obtiene a partir de las incertidumbres de las x_i , de:

$$\sigma_f = \left[\sum_{i=1}^N \left(\frac{\partial f}{\partial x_i} \right)^2 \sigma^2(x_i) \right]^{\frac{1}{2}} \quad (2)$$

Donde: σ_f es la incertidumbre de la función f. La incertidumbre de N_{D,w,Q_0} proviene del certificado de calibración del dosímetro, de la misma manera que la incertidumbre de M para el electrómetro.

El cálculo de la incertidumbre de $D_{w,Q}$ (incertidumbre en un producto de factores $q = xy$) se obtiene a partir de:

$$\frac{\sigma_q}{|q|} = \frac{\sigma_x}{|x|} + \frac{\sigma_y}{|y|} \quad (3)$$

con $\frac{\sigma_x}{|x|}$ y $\frac{\sigma_y}{|y|}$ las incertidumbres fraccionales de x, y, respectivamente.

Resultados: Las incertidumbres de los factores de corrección, utilizando (2) son, para $K_{T,P}$:

$$\sigma_{K_{T,P}} = \sqrt{\left(\frac{-P_0(273.2+T)}{P^2(273.2+T_0)} \right)^2 \sigma_P^2 + \left(\frac{P_0}{P(273.2+T_0)} \right)^2 \sigma_T^2} \quad (4)$$

Donde: T y P son la temperatura y presión en cada una de las mediciones, M_Q , T_0 y P_0 son la temperatura y la presión de referencia durante la calibración del instrumento y σ_P , σ_T son las incertidumbres de la presión y la temperatura. La incertidumbre de K_{POL} es:

$$\sigma_{K_{POL}} = \sqrt{\left(\frac{1}{2M} \right)^2 \sigma_{M+}^2 + \left(\frac{1}{2M} \right)^2 \sigma_{M-}^2} \quad (5)$$

con M_+ , M_- y M las cargas medidas con polarización positiva, negativa y la rutinaria del electrómetro, respectivamente. σ_{M+} y σ_{M-} son las incertidumbres de las cargas medidas con polarización positiva y negativa. La incertidumbre de K_S :

$$\sigma_{K_5} = \sqrt{\left(\frac{a_1}{M_2} + \frac{2a_2M_1}{M_2^2}\right)^2 \sigma_{M_1}^2 + \left(\frac{-a_1M_1}{M_2^2} - \frac{2a_2M_1^2}{M_2^3}\right)^2 \sigma_{M_2}^2}, \quad (6)$$

Donde: a_1 , a_2 y a_3 son las constantes asociadas a los haces pulsados y barridos, M_1 y M_2 son las cargas obtenidas para σ_{M_1} y σ_{M_2} , voltajes de polarización V_1 y V_2 , respectivamente. σ_{M_1} y σ_{M_2} son las incertidumbres de las cargas M_1 y M_2 .

Por lo que la incertidumbre de la dosis absorbida será:

$$\left| \frac{\sigma_{D_{W,Q}}}{D_{W,Q}} \right| = \left| \frac{\sigma_M}{M} \right| + \left| \frac{\sigma_{N_{D,W}}}{N_{D,W}} \right| + \left| \frac{\sigma_{K_{T,P}}}{K_{T,P}} \right| + \left| \frac{\sigma_{K_{POL}}}{K_{POL}} \right| + \left| \frac{\sigma_{K_5}}{K_5} \right|, \quad (7)$$

Conclusiones: El cálculo de la incertidumbre de la dosis considera la propagación de la incertidumbre de los factores de corrección, así como la incertidumbre de los factores N_{D,W,Q_2} y M . Considerar todos los posibles factores en la incertidumbre de la dosis permite realizar un mejor trabajo dosimétrico.

Agradecimientos

Al Centro de Cáncer del Centro Médico ABC.

Bibliografía

1. International Atomic Energy Agency (2000). Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. Vienna, Austria: IAEA.
2. Mitch, M, DeWerd AL, Minniti R, et al. (2009). Treatment of Uncertainties in Radiation Dosimetry. En: Rogers, D.W.O, Cygler, J. (ed.), Clinical Dosimetry Measurements in Radiotherapy (2009 AAPM Summer School) (pp. 723-757). Maryland, Estados Unidos de América: The American Association of Physicists in Medicine.
3. Taylor, JR. (1997). An introduction to error analysis, the study of uncertainties in physical measurements (2ª ed.). Estados Unidos de América: University Science Books.

TLC1-4: Protocolo para verificaciones diarias, mensual y anual de un equipo de tomoterapia

U. Reyesa, M. Sosa^{a,*}, H. Vega^b

^a Universidad de Guanajuato, México.

^b Universidad Autónoma de Zacatecas, México.

* Autor para correspondencia: uvaldoreyes@hotmail.com

<http://hdl.handle.net/20.500.11799/62978>

Introducción: La tomoterapia es una técnica novedosa de tratamiento contra el cáncer que permite ajustar el haz de radiación a la forma del tumor y proteger los órganos sanos. En México, actualmente están funcionando cuatro equipos de tomoterapia, pero al ser equipos de nueva tecnología, surge la necesidad de establecer protocolos que permitan unificar los criterios para la elaboración de verificaciones del equipo y así garantizar la calidad de los tratamientos a los pacientes. En el presente trabajo se plantea el procedimiento de un protocolo para realizar verificaciones diarias, mensuales y anuales de un equipo de tomoterapia de una forma confiable y rápida.

Materiales: Equipo de tomoterapia de 6MV (figura 1), arreglo plano de detectores de la empresa SunNuclear llamado TomoDose, placa radiocrómica EBT2, placas de agua sólida de diferentes espesores, cámara de ionización A1SL y cámara de ionización A17.

Métodos: Para las verificaciones diarias se ha usado TomoDose. Se ha calibrado el equipo a una SAD de 85 cm, campo de 5x40 cm², con tiempo de irradiación de 14 segundos. El sistema TomoDose mide los parámetros de simetría y aplanado del haz de radiación, así mismo se verifica la constancia de dosis. El procedimiento de verificación diaria del equipo se realiza en menos de 5 minutos.

En la verificación mensual se revisan movimientos mecánicos de la mesa, constancia de dosis, calidad del haz de radiación y se verifica la calibración de haz de radiación. Esto se realiza usando las placas de agua sólida y la cámara A1SL. El tiempo estimado para realizar una verificación mensual de parámetros es de 2 horas. Para las verificaciones mecánicas anuales del equipo se usan las placas de agua sólida, placas radiocrómicas EBT2 y cámara A17. Las pruebas anuales a revisar son: alineación del linac en el eje x, alineación del linac en el eje y, planicidad del haz de radiación y alineación del láser. Estas pruebas se realizan sobre una sola película radiocrómica de 35.56x43.18 cm². El tiempo estimado para realizar estas pruebas de 2 horas.

Resultados: Para las pruebas diarias con TomoDose se obtienen valores: Constancia de dosis de 194.89 cGy, $\sigma=1.31\%$, simetría en el eje x de -0.19%, $\sigma=0.08\%$, simetría en el eje y de 1.66%, $\sigma=0.05\%$, aplanado en el eje x de 25.71%, $\sigma=0.05\%$ y aplanado en el eje y de 6.41%, $\sigma=10.23\%$.

En las verificaciones mensuales los valores encontrados son constancia de dosis: promedio de 200.90cGy y $\sigma=2.09\%$; calidad del haz de radiación: promedio de 63.14%, $\sigma=0.02\%$ y calibración del haz de radiación: promedio de 870 cGy/min con $\sigma=2.89\%$.

Con respecto a las pruebas anuales, se han obtenido resultados experimentales que están dentro de las tolerancias indicadas por la empresa Accuray para los equipos de TomoTherapy.



Figura 1: Equipo de TomoTerapia HD.

Conclusiones: En el presente trabajo se ha mostrado el procedimiento de verificación diaria, mensual y anual para un equipo de tomoterapia. El procedimiento aquí descrito optimiza material y se puede efectuar de manera rápida y confiable.

Bibliografía

1. S.D. Thomas, M. Mackenzie and G.B. Fallone, A monte carlo derived TG-51 equivalent calibration for helical tomotherapy, Phys. Med, 2005; 32(5), 1346-1353.

TLC1-6: Cálculo teórico de la dosis absorbida de ²²³RaCl₂ en pacientes con metástasis ósea derivado de cáncer de próstata resistente a la castración

A. Astudillo-Velázquez^{a,*}, L. Paredes-Gutiérrez^a
^a Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, Toluca, Méx., México
 *Autor para correspondencia: armando.astudillo@inin.gov.mx
 http://hdl.handle.net/20.500.11799/62929

Introducción: El cáncer de próstata es reconocido como el tumor maligno más frecuente del varón mayor de 50 años¹. A pesar de los avances recientes en el tratamiento del cáncer de próstata resistente a la castración metastásico, aún persiste una importante necesidad médica insatisfecha de contar con opciones terapéuticas adicionales, en especial para las metástasis óseas. En enero de 2014, COFEPRIS/SSA autorizó la utilización del ²²³RaCl₂ como el primer emisor-α para metástasis ósea derivado de cáncer de próstata resistente a la castración. Los cálculos de dosis absorbida se han visto comprometidos debido a que el ²²³Ra tiene un decaimiento múltiple (figura 1), la cual debe ser verificada.

Materiales y métodos: La presentación comercial de ²²³Ra se presenta como solución inyectable con una concentración de 1000 kBq/ml. Cada vial de 6 ml contiene 6 MBq de ²²³RaCl₂ en la fecha y hora de referencia. Cada mililitro contiene 1000 kBq que corresponden a 0.53 ng de ²²³Ra. La ficha técnica indica la forma de obtener el volumen que se habrá de administrar a través de:

$$V_{adm} (ml) = \frac{(Peso\ corporal) \left(50 \frac{kBq}{kg\ peso\ corporal}\right)}{Factor\ de\ decaimiento \times 1000 \frac{kBq}{ml}}$$

A partir de la masa contenida en el volumen administrado, se obtuvo la dosis por partículas-α correspondientes al ²²³Ra a partir de la siguiente expresión.

$$\dot{D} = A \times E \times P \times FC \times t$$

Donde:

$$A = actividad \left[\frac{des}{masa} \right]; E = energía \left[\frac{MeV}{partícula} \right]; P = probabilidad\ decaimiento \left[\frac{\%}{des} \right]$$

Resultados: A partir de las expresiones anteriores se obtuvo el cálculo de la contribución gamma. Es preciso mencionar que la expresión por contribución gamma es distinta.

$$\dot{D}_{223Ra\gamma} = \left(1886.79 \times 10^3 \frac{des}{s\ ng}\right) \left(0.099 \frac{MeV}{\gamma}\right) \left(0.0158 \frac{\gamma}{des}\right) \left(1.602 \times 10^{19} \frac{Gy}{MeV\ ng}\right) \left(86400 \frac{s}{día}\right) \left(0.4041\right) = 1.6512 \times 10^{-11} \frac{Gy}{día}$$

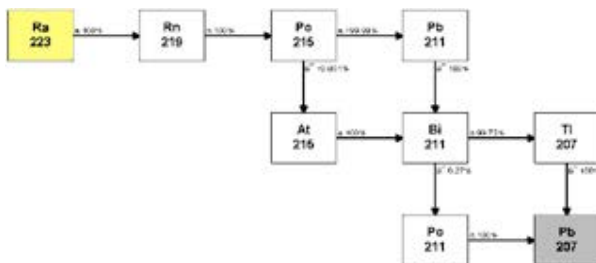


Figura 1: Decaimiento múltiple de ²²³Ra

Conclusiones: Las contribuciones de toda la progenie del ²²³Ra deben ser consideradas con seriedad. A pesar de que las vidas medias a partir del ²¹⁹Rn son muy cortas, las energías son considerables que pueden afectar la integridad del paciente.

Agradecimientos

Al Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, a través de su Departamento de Metrología de Radiaciones Ionizantes, por el apoyo en la verificación de la metodología.

TLC1-7: Problemática de la trazabilidad metrológica en las dosis terapéuticas de ²²³RaCl₂ a nivel hospitalario

L. Paredes-Gutiérrez^{a,*}, A. Astudillo-Velázquez^a
^a Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, México
 *Autor para correspondencia: lydia.paredes@inin.gov.mx
 http://hdl.handle.net/20.500.11799/62980

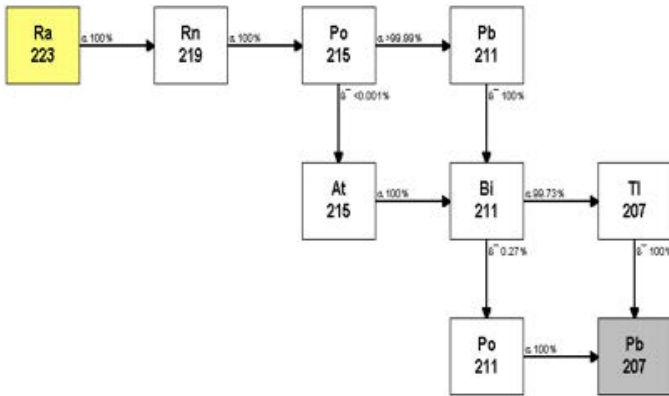
Introducción: En enero de 2014, la COFEPRIS/SSA autorizó la utilización del ²²³RaCl₂ como el primer radiofármaco emisor-α, aprobado para humanos como tratamiento de la metástasis ósea por cáncer de próstata resistente a la castración. El ²²³Ra tiene un decaimiento múltiple³ con 30 eventos-α y una vida media de 11.43 días, seguido de una cadena de decaimiento de 7 radisótopos con espectros complejos de emisión α, β-, γ, captura electrónica y conversión interna³, con vidas medias entre 36 min a 0.1 ms.

Objetivo: Analizar las principales variables que afectan la trazabilidad metrológica de las dosis terapéuticas de ²²³RaCl₂ al medir la actividad gamma con los activímetros utilizados en los hospitales, sin que se tenga un cálculo personalizado de la dosis total absorbida al tejido blanco (hueso) y secundarios.

Materiales y métodos: El proveedor recomienda un tratamiento de 6 ampollas terapéuticas vía intravenosa, una aplicación por mes a razón de 50 kBq/kg de peso del paciente. Por ejemplo, para un paciente de 70 kg, corresponde una ampollita con una actividad gamma de 3500 kBq. Asimismo, se revisó el procedimiento recomendado por proveedor del radiofármaco y la metodología para calibrar los activímetros y se identificaron los problemas metrológicos al medir la actividad gamma del Ra-223, sin considerar la cadena de decaimiento de 7 radisótopos con espectros complejos y vidas medias cortas (figura. 1).

Resultados: Los activímetros no son equipos adecuados para medir con precisión actividad gamma de radisótopos con espectros complejos de emisión y vidas medias cortas. En México estos equipos no son calibrados para este radisótopo. Se determinaron variaciones de la incertidumbre de las medidas de las muestras entre el 30 al 50% a mayor tiempo de decaimiento del ²²³Ra y la presencia de toda la cadena de decaimiento. Es necesario completar la medición con espectrometría alfa para evaluar la dosis total absorbida en hueso por emisores-α; partícula que aporta la mayor energía depositada/unidad de longitud al órgano blanco (hueso), con el objetivo de personalizar las dosis total absorbida al paciente.

Figura 1. Decaimiento múltiple del ²²³Ra.



Conclusiones: El uso del ^{223}Ra para pacientes de metástasis está sugerido, sin embargo, es necesario precisar la dosis total absorbida (α - β - γ) a hueso y órganos secundarios con menor incertidumbre. Es necesario contar con sistemas de espectrometría alfa para tener dosis personalizadas y mejorar la trazabilidad metrológica de la medición, así como la seguridad radiológica del paciente y del personal médico, previendo posibles problemas de contaminación superficial durante la preparación de las dosis.

Agradecimientos. A la M.C. Olga Celia García-Díaz, Responsable del Laboratorio de Patrones Radiactivos del Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares por su apoyo sobre activímetros.

TLC1-9: Atenuación del haz de radiación al interactuar con la mesa de tratamiento de un acelerador lineal varian IX con el gantry posicionado a 180°

A. Torres-Calderón^a, E. A. Robledo-Rodríguez^{b,*}, S. O. Ángeles-Zaragoza^a, M. Gutiérrez-de la Barrera^c

^a Física Médica, Hospital de Oncología CMN Siglo XXI, México
^b Servicio de Radioterapia, Hospital de Oncología CMN Siglo XXI, México
^c División de Investigación en Salud, Hospital de Oncología CMN Siglo XXI, México
 * Autor para correspondencia: robledo_rt_imss@hotmail.com.

<http://hdl.handle.net/20.500.11799/62982>

Introducción: En el Hospital de Oncología de CMN Siglo XXI, asisten aproximadamente 370 pacientes por día, de los cuales aproximadamente un 70% incluyen un campo de tratamiento con el gantry posicionado a 180°. Con el gantry en esta posición, la mesa de tratamiento se interpone en el trayecto entre el haz de radiación y el paciente, por lo cual es necesario conocer un valor cuantitativo de la atenuación que la mesa produce. Por lo que en este trabajo, se determinó el porcentaje de atenuación del haz de radiación al interactuar con la mesa de tratamiento.

Materiales y métodos: Sobre una mesa de tratamiento de un acelerador lineal varian IX fabricada con fibra de carbono, se agregaron primero 5 cm de agua sólida, encima de éste se instaló la placa que contiene el hueco para ubicar la cámara de ionización, y sobre ésta se colocaron otros 5 cm de agua

sólida. Se realizaron tres disparos con energía de 6 MeV, de 100 Unidades Monitor (UM). Comenzando con el gantry posicionado a 0° y realizando este mismo procedimiento, agregándole 10° de rotación al gantry, hasta llegar a 180°. Repitiendo el procedimiento antes descrito dividiendo la mesa en tres partes (proximal, media y distal) debido a su diferencia de espesor y registrando las mediciones.

Resultados: El porcentaje de atenuación que produce la mesa de tratamiento a 180° es de 0.51% en la parte proximal al gantry, de 0.58% en la parte media y de 0.67% en la parte distal. Estos valores demuestran que la interacción de la radiación con la mesa de tratamiento y el gantry posicionado a 180° puede ser despreciable. Sin embargo, los resultados demuestran que se produce una atenuación mayor cuando el gantry está posicionado a una angulación de 110° con un porcentaje de atenuación de 3.04% en la parte proximal de la mesa, 3.13% en la parte media y 3.62% en la parte distal.

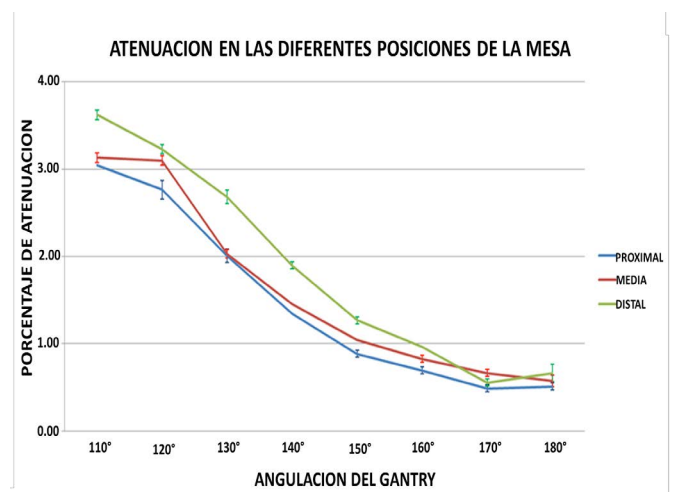


Figura 1: Porcentajes de atenuación producidos por las diferentes partes de la mesa y en las distintas angulaciones del gantry en donde interfiere la mesa.

Conclusiones: Aun cuando la mesa de tratamiento está fabricada de fibra de carbono, que es un material de baja densidad, puede producir una atenuación a la dosis de radiación, dependiendo la angulación en que la atraviesa el haz, demostrando que es importante conocer los valores de porcentaje de atenuación para la optimización de los tratamientos.

Agradecimientos
 Se agradece a los servicios de Radioterapia y Física Médica del Hospital de Oncología de Centro Médico Nacional Siglo XXI por su participación.

TLC1-10: Desarrollo de un algoritmo de cuantificación de actividad de ^{99m}Tc a partir de imágenes ópticas en un modelo murino

L.G. Cornejo-Aragón^{a,*}, G. Ferro-Flores^b, C.L. Santos-Cuevas^b, I. Chairez-Oria^c

^a Universidad Autónoma del Estado de México, Toluca, México
^b Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, Ocoyoacac, México
^c Instituto Politécnico Nacional (UPIBI), México
 *Autor para correspondencia: lgrindelia@hotmail.com
<http://hdl.handle.net/20.500.11799/62937>

Introducción: Los complejos ^{99m}Tc -BN y ^{99m}Tc -RGD₂ son radiofármacos que tienen reconocimiento específico al GRPR y a las integrinas $\alpha(v)\beta(3)$ y $\alpha(v)\beta(5)$ respectivamente, que se encuentran sobreexpresados en células de cáncer de mama^{1,2}. Los avances tecnológicos han permitido desarrollar sistemas multimodales de adquisición de imagen in vivo, como el Xtreme (Bruker), que cuenta con una pantalla fosforescente ultra uniforme y delgada para la adquisición de imágenes ópticas, una pantalla para la adquisición de imágenes por Rayos X y una cámara CCD^{3,4}. El objetivo de este estudio fue obtener el modelo biocinético del complejo ^{99m}Tc -BN/ ^{99m}Tc -RGD en murinos por medio del desarrollo de un algoritmo para cuantificar actividad a partir de imágenes adquiridas con el sistema de imagen preclínico multimodal Xtreme (Bruker).

Materiales y métodos: El complejo ^{99m}Tc -BN/ ^{99m}Tc -RGD fue inyectado por la vena cuadal a tres ratones atómicos con tumores inducidos de cáncer de mama (línea celular T47D). Por medio del sistema de imagen preclínico multimodal Xtreme se adquirieron imágenes radioisotópicas y de rayos X, en posición supina, a diferentes tiempos (5, 10, 15, 20 y 120 min).

Empleando el Image Toolbox de MATLAB las imágenes se seccionaron en cinco imágenes independientes correspondientes a las áreas del corazón, riñones, vejiga y tumor, la intensidad de cada imagen fue cuantificada en cuentas por pixel y se corrigieron por fondo, atenuación y dispersión de la radiación por medio de factores previamente calculados. Se ajustó una función a la gráfica de actividad vs tiempo para obtener los modelos biocinéticos y con ello calcular el número de desintegraciones y actividad acumulada. La dosis absorbida se calculó siguiendo la metodología MIRD.

Resultados: Se desarrolló un algoritmo de cuantificación de actividad a partir de las imágenes obtenidas con el sistema Xtreme que corrigió por dispersión, atenuación y fondo de la radiación. Las dosis absorbidas calculadas a partir de los datos obtenidos con el algoritmo desarrollado, en corazón, riñones, vejiga y tumor fueron de 0.19×10^{-6} , 2.11×10^{-5} , 2.85×10^{-5} y 1.09×10^{-5} mGy/MBq, respectivamente. Se realizó un estudio de comparación de dosis absorbida en riñones, contra los datos reportados de un estudio biocinético con la misma formulación, a partir de imágenes adquiridas por un sistema micro-SPECT/CT (Albira), no hubo diferencia estadísticamente significativa ($p > 0.05$).

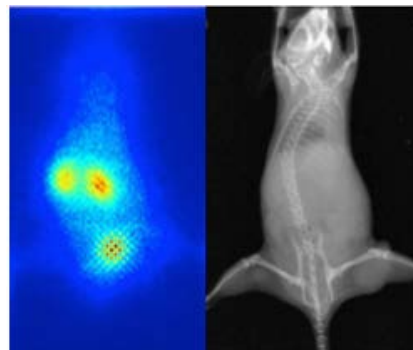


Figura 1: A la izquierda imagen óptica, a la derecha imagen de RX.

Conclusiones: Es posible cuantificar actividad, a partir de imágenes adquiridas con el sistema de imagen preclínico Xtreme, y un algoritmo de análisis y procesamiento de imágenes, y obtener resultado comparables a los obtenidos por técnicas tradicionales como lo es el micro-SPECT/CT.

Agradecimientos
 Al Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares (Proyecto ININ AS-504).

Bibliografía

1. Z Ortiz, C.L. Santos. Kit preparation and biokinetics in women of ^{99m}Tc -EDDA/HYNIC-E-[c(RGDfK)]₂ for breast cancer imaging. *Nuc Med Com.* 2014; 35, 423-432.
2. C.L. Santos, G. Ferro. Targeted imaging of gastrin-releasing peptide receptors with ^{99m}Tc -EDDA/HYNIC-[Lys3]-bombesin: biokinetics and dosimetry in women. *Nucl Med Commun.* 2008; 29(8), 741-747.
3. F. Kiessling and B.J. Pichler, *Small Animal Imaging.* (Springer, 2011).
4. Trinidad MB. Biocinética de la formulación de ^{99m}Tc -BN mejorada con ^{99m}Tc -RGD2 en un modelo murino a partir de imágenes de micro-SPECT-CT. IPN, UPIBI, 2014.

TLC1-11: Análisis de la dosis glandular media (DGM) y dosis a tiroides (DTHY) en la mastografía

M. González-Alcudia^{a,*}, M. Gomez-Zepeda^b, Norma V. García-Castellanos^a, P. Dávila-Mendoza^a

^a UNEME-DEDICAM de Cd. Victoria, Tamaulipas, México
^b Centro Nacional de Equidad de Género y Salud Reproductiva, México
 * Autor para correspondencia: biomedica.sst@gmail.com, michelgonzalezalcudia@gmail.com
<http://hdl.handle.net/20.500.11799/62986>

Introducción: La mastografía analógica es una imagen por rayos X de las glándulas mamarias, cuyo objetivo principal es detectar el cáncer de mama. De acuerdo con Sechopoulos et al.¹ se ha determinado que no hay un riesgo de cáncer de tiroides al realizarse la mastografía. Sin embargo, los nódulos tiroideos en las mujeres tienen una prevalencia de 67% y han sido una de las preocupaciones, en cuanto a la seguridad al realizarse la mastografía. Por ello, el objetivo del presente trabajo es

determinar el riesgo radiológico. Al comparar la dosis glandular media (DGM), con la dosis en tiroides (DThy) de las mujeres que se realizan la mastografía para la detección de cáncer de mama en las proyecciones: cráneo caudal (CC) y medio lateral oblicua (MLO).

Materiales y métodos: Estudio cuantitativo de corte transversal, con una muestra de 200 mujeres que asistieron a la UNEME-DEDICAM de Cd. Victoria, a realizarse la mastografía en un equipo analógico marca: Giotto-IMS, que cumple con los criterios de control de calidad (QC) que establece la NOM-229-SSA-2002. Las tolerancias de las pruebas de QC son numéricas, funcionales y de reproducibilidad al método descrito por American College Radiology (ACR)². Las mediciones de DThy fueron con dosímetros TLD, cuya lectura se realizó en un lector marca Harshaw 3500. La dosis fue evaluada comparando las lecturas TLD obtenidas con una ecuación de calibración³ previamente obtenida. La obtención de DGM⁴⁻⁵, se hace usando el protocolo: *European protocols for mammographic dosimetry*. Empleando una cámara plano paralela (Standard Imaging, Modelo: A600) calibrada por un haz de radiación de UW23-Mo (HVL=0.279 mm Al) y un electrómetro (Standard Imaging, Modelo: MAX-4000). El presente trabajo se efectuó tomando en cuenta las recomendaciones por la declaración de Helsinki para estudios biomédicos y los criterios establecidos por la SSA.

Resultados: Los valores obtenidos de dosis con TLD para la tiroides fueron en DThy-CC= 0.06 mGy y DThy-MLO =0.08 mGy. Además, la DGM se obtuvo determinando: el kerma en aire en la superficie sin retrodispersión (ESAK) en paciente mediante TLD, y aplicando los factores reportados por Dance et al.⁴ para un porcentaje de glandularidad de 50%, obteniéndose para la DGM-CC =1.07 ± 0.53 mGy y DGM-MLO =1.85 ± 0.75 mGy. Conviene señalar que las dosis presentadas corresponden a una mastografía, y deben considerarse como cotas mínimas, ya que se han estimado sin tener en cuenta la contribución de otros estudios realizados con rayos X.

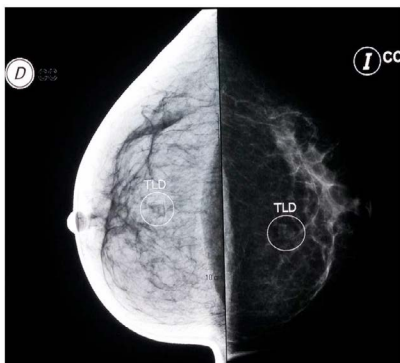


Figura 1: Posicionamiento de TLD en proyección CC para determinar el ESAK en paciente.

Conclusiones: Se ha encontrado que la dosis estimada en DThy-CC y DThy-MLO⁶, son similares a los obtenidos en otros estudios¹ y reflejan una impartición de radiación no significativa a las pacientes. Por otro lado, la DGM-CC⁶ se encuentra por debajo del valor de referencia del ACR (3 mGy) y del DSE (10mGy) establecido por la Comunidad Europea.

Agradecimientos

CNEGSR, UNEME-DEDICAM.

Bibliografía

1. Sechopoulos I. Hendrick RE. AJR Am J Roent-genol. 2012; 198(3), 705-707.
2. American College Radiology (ACR). Committee on Quality Assurance in Mammography. (ACR, Wash-ington, D.C), 1999.
3. S. W. McKeever, et al. Thermoluminescence Do-simetry Materials: Properties and Uses. Nuclear Technology Publishing, Ashford, Inglaterra (1995).
4. Dance D.R., Young, K.C., van Engen, R.E, Phys. Med. Biol. 2009; 54(14), 4361-4372.
5. European Commission (EC), 4th (edn). Official Pub-lications of the European Communities, Luxem-bourg (2006).
6. M. González-Alcudia, M. Meléndez-Lira, P. Dávila-Mendoza, Proceedings of XV ISSSD 2015.

TLC2-1: Modelo para el cálculo de densidad ósea a partir de la matriz generada por imagen de rayos X

J. Perez-Honorato^{a,b,*}, E. Torres-García^b, R. Oros-Pantoja^b, G. Ferro-Flores^c

^a Ingeniería Mecatrónica-Universidad Politécnica del Valle de Toluca, México

^b Facultad de Medicina-Universidad Autónoma del Estado de México, Toluca, México

^c Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, México.

* Autor para correspondencia: jonathanperezhonorato@yahoo.com.mx

<http://hdl.handle.net/20.500.11799/62927>

Introducción: En la actualidad existen varios métodos para determinar la densidad ósea, la cual se define como la masa en relación con el volumen de la estructura ósea. Se ha demostrado que ésta es el factor predictivo más fuerte de riesgos de fractura, ya que sirve para el diagnóstico de algunas enfermedades como la osteoporosis. El presente trabajo propone un método complementario para determinar la densidad ósea con base en el coeficiente de atenuación de las regiones de interés y ayudar a un mejor diagnóstico clínico.

Materiales y métodos: Partiendo de una radiografía digital en formato DICOM, se obtiene una matriz de nxm por medio del MATLAB, en donde cada entrada de la matriz contiene los valores de Hounsfield que están relacionados con el coeficiente de atenuación.

Partiendo de este principio con imágenes en formato DICOM, sabiendo que al ser de 16 bit generan una escala de color en escala de gris de 0 a 65535 y 4194304 pixeles o valores en la matriz, se realizó un programa que recorta el esqueleto y elimina el fondo de la imagen, permitiendo visualizar únicamente los valores que se dan en la estructura ósea y generando una relación entre esta escala y la Hounsfield.

Se indujo osteoporosis por ooforectomía en ratonas CD1, obteniendo imágenes radiográficas de las cuales se comparó la densidad ósea entre ratonas control y con osteoporosis experimental.

Resultados: Analizando las imágenes de las ratonas, separando solo una de las vértebras (figura 1), se encontró que había una pérdida aproximadamente de un 14% entre los datos de control y los de osteoporosis experimental.

Se determinó y se igualaron las escalas de colores, según la escala de gris y la escala Hounsfield.

La imagen reconstruida a partir de la escala Hounsfield se muestra en la figura 1.

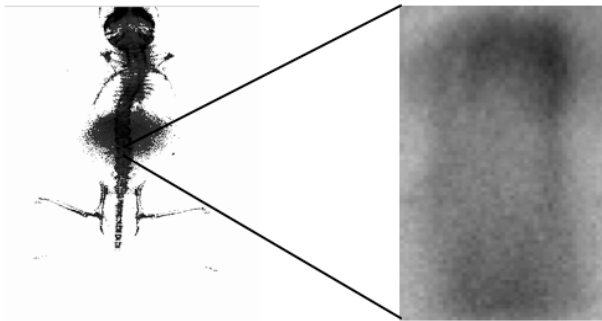


Figura 1: Reconstrucción de la imagen dejando solo el esqueleto, separando la vértebra a analizar.

Conclusiones: Se determinó que el uso de este método es satisfactorio. Se podrá utilizar este método para apoyar al diagnóstico clínico y hacerlo más certero y eficaz.

Agradecimientos

Al CONACYT por su apoyo a través de la DFM-SMF para la inscripción al IV congreso de la FMOFM.

TLC2-4: Una formulación liofilizada para la preparación de Lys²⁷(^{99m}Tc-EDDA/HYNIC)-Exendin(9-39)/^{99m}Tc-EDDA/HYNIC-TYR³-Octreótido para detectar insulinomas benignos y malignos

V. Medina-García^{a,b}, B. Ocampo-García^{a,*}, G. Ferro Flores^a, C. Santos-Cuevas^a, L. Aranda-Lara^{a,b}, R. García-Becerra^c, D. Ordaz-Rosado^c, L. Melendez-Alafort^d

^a Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, México
^b Universidad Autónoma del Estado de México, México
^c Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición Salvador Zubirán, México
^d Universidad de Padua, Italia.

*Autor para correspondencia: blanca.ocampo@inin.gob.mx
<http://hdl.handle.net/20.500.11799/62999>

Introducción: Los insulinomas son tumores pequeños con síntomas severos de hiperinsulinemia que pueden resultar en daños cerebrales permanentes si no se tratan de manera temprana. Son muy difíciles de detectar por métodos convencionales. El tratamiento de elección es la cirugía, por lo que es necesaria su adecuada localización preoperatoria. Aproximadamente 90% de los insulinomas son benignos y sobre-expresan receptores del péptido tipo 1 análogo del glucagón (GLP-1R) y bajos niveles de receptores de somatostatina (SSTR). El 3.6% de insulinomas son

malignos y sobre-expresan únicamente GLP-1R y el 7.3% son insulinomas malignos que sobre-expresan SSTR. El radiofármaco ^{99m}Tc-[Tyr³]-Octreótido ha demostrado alta sensibilidad para detectar SST2R, mientras que el Exendin(9-39) presenta alta afinidad por el GLP-1R. Por lo tanto, el objetivo de este trabajo fue preparar y evaluar una formulación farmacéutica liofilizada para la preparación de Lys²⁷(^{99m}Tc-HYNIC)-Exendin(9-39)/^{99m}Tc-HYNIC-Octreótido para detectar de manera simultánea GLP-1R y SSTR.

Materiales y métodos: Se preparó una formulación farmacéutica liofilizada. La pureza radioquímica (PR) se evaluó por HPLC, así como la unión específica de la formulación a GLP-1R y SST2R presentes en células AR42J y RINm5f. Por estudios de competencia se evaluó la afinidad de la formulación a los receptores GLP-1 y SST. Los estudios de biodistribución se realizaron en ratones atímicos con tumores inducidos AR42J. Los estudios de imagen se realizaron por micro-SPECT/CT (3h post-inyección).

Resultados: La pureza radioquímica de la formulación fue de 97.8 ± 1.2% con alta estabilidad en un tiempo de 24 h (97.6±0.3%) (figura 1). La especificidad se confirmó por el estudio en células AR42J y RINm5f con receptores bloqueados, donde un exceso de ligante sin marcar redujo la captación de Lys²⁷(^{99m}Tc-EDDA/HYNIC)-Exendin(9-39) en un 76 % en células AR42J y un 45 % en células RINm5f. Los ensayos de afinidad a las proteínas GLP-1R y SSTR indican que Lys²⁷(^{99m}Tc-EDDA/HYNIC)-Exendin(9-39) y ^{99m}Tc-EDDA/HYNIC-Octreótido se unen específicamente y mantienen su afinidad después del radiomarcado, presentando valores de IC₅₀ de 3.51±0.67 nM y 1.39±0.38 nM respectivamente.

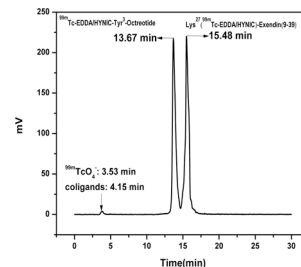


Figura 1. Estabilidad radioquímica de la formulación Lys²⁷(^{99m}Tc-HYNIC)-Exendin(9-39)/^{99m}Tc-HYNIC-Octreótido

Las imágenes micro-SPECT/CT de Lys²⁷(^{99m}Tc-HYNIC)-Exendin(9-39)/^{99m}Tc-EDDA/HYNIC-Octreótido muestran captación en riñones y moderada captación en el hígado (Figura 2C). El ^{99m}Tc-EDDA/HYNIC-Octreótido muestra excreción hepatobiliar (Figura 2B) y el radiofármaco Lys²⁷(^{99m}Tc-EDDA/HYNIC)-Exendin(9-39) presenta excreción renal (Figura 2A). Los tumores muestran alta captación comparada con los tejidos circundantes, esto lo hace importante para detectar lesiones *in vivo*.

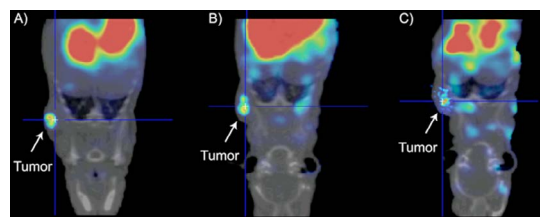


Figura 2: Imágenes Micro-SPECT/CT de ratones atímicos con tumores inducidos por células AR42J 3h después de la administración intravenosa A) $Lys^{27/99mTc}$ -HYNIC)-Exendin(9-39), B) 99mTc -HYNIC-Octreótido y C) $Lys^{27/99mTc}$ -HYNIC)-Exendin(9-39)/ 99mTc -HYNIC-Octreótido.

Conclusiones: La formulación liofilizada de Lys^{27} -Exendin (9-39)/ Tyr^3 -Octreótido puede ser radiomarcada con 99mTc y mostró alta estabilidad en suero humano y afinidad por los receptores GLP-1 y SST2. El radiofármaco 99mTc -[Exendin(9-39)/ Tyr^3 -Octreótido] mostró propiedades adecuadas para ser utilizado en imagen molecular de tumores con receptores GRP-1R/SSTR.

Agradecimientos

CONACYT-PDCPN-2013-216051 y Becas para las Mujeres en la Ciencia L’Oreal-UNESCO-AMC 2014.

TLC2-5: Curso temporal de la expresión de proteínas antioxidantes, TRX1 y NRF2, inducidas por la exposición a rayos X en un modelo murino

I.E. Salas-L.^{a,*}, M.E. Gonsebattb

^a Instituto de Física-UNAM, México

^b Instituto de Investigaciones Biomédicas-UNAM, México

* Autor para correspondencia: yvonne_sl@hotmail.com

<http://hdl.handle.net/20.500.11799/63005>

Introducción: Se diseñó un modelo murino de irradiación a cuerpo entero con rayos X (RX), para estudiar el curso temporal de la expresión de mRNA de Nrf2 y de Trx1, dos proteínas que participan en la respuesta antioxidante, en distintos órganos con diferente radiosensibilidad.

Materiales y métodos: Ratones Blab/C de 5 a 7 semanas de edad, sedados, fueron irradiados a cuerpo entero con un haz de RX de 160 kV (filtros adicionales de 5.2324 mm de Al y 0.25 mm de Cu) hasta impartir una dosis de 0.538 ± 0.002 Gy en la superficie de entrada del haz, a una tasa de kerma en aire de $1.683 \times 10^{-3} \pm 6.522 \times 10^{-6}$ ($k=1$) Gy/s. A las 2, 4, 6 y 24 h posteriores a la irradiación fueron sacrificados. En cada tiempo se contó con controles no irradiados. El experimento fue repetido cuatro veces. Se recolectaron cerebro, corazón, pulmones, hígado y riñones de los cuales se aisló RNA celular usando Trizol® Reagent. Las muestras fueron sometidas a qPCR para cuantificar el número de moléculas de cDNA correspondientes a Nrf2 y Trx1. SYBR Green fue utilizado como especie química fluorescente en la técnica qPCR. Se calculó la diferencia en el número de copias de cDNA en los órganos de ratones irradiados y controles con el fin de observar el efecto de la dosis de radiación ionizante (RI).

Resultados: La figura 1 muestra el curso temporal obtenido del cambio en la expresión de mRNA de (A) Nrf2 y (B) Trx causado por la dosis de RI. En el caso de Nrf2, sólo en el hígado a las 2 y 24 h se observó un aumento significativo. Para Trx1, en cerebro a las 2h, también se encontró un cambio significativo.

Conclusiones: Los resultados obtenidos en nuestro modelo sugieren que el estrés oxidante causado por la dosis impartida y tipo de RI, fueron bien manejados celularmente o que la respuesta ocurre antes de las horas estudiadas en pulmón, corazón y riñón, y recién comienza a las 2 h en hígado con Nrf2, ya que se conoce

que el factor de transcripción Nrf2 modula la expresión de Trx1, entre otras.

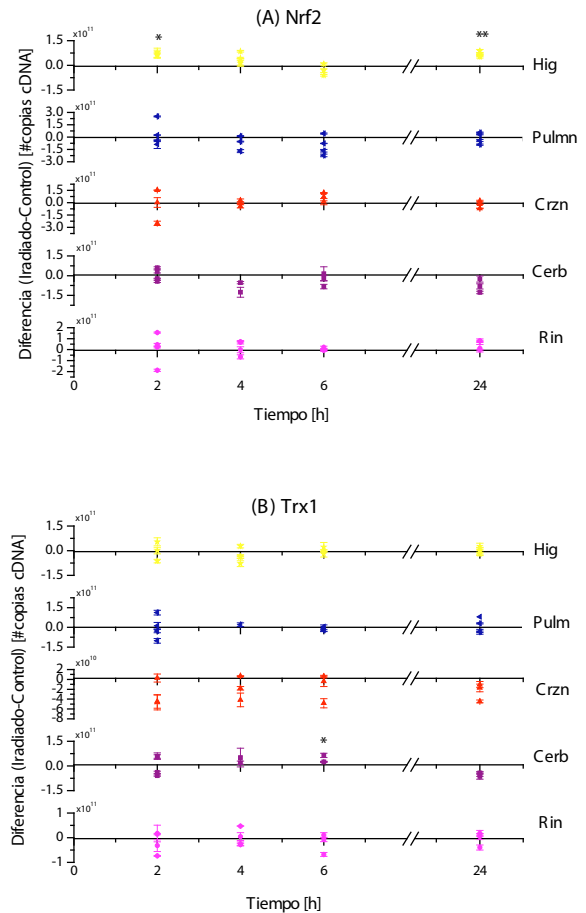


Figura 1: Curso temporal de la diferencia del número de copias de cDNA de (A) Nrf2 y (B) Trx1, de ratones irradiados y no irradiados (control), en diferentes órganos: Cerebro (Cerb), corazón (Crzn), pulmón (Pulm), hígado (Hig) y riñón (Rin). Se indica el nivel de significancia como * para $p < 0.1$ y ** para $p < 0.05$.

Agradecimientos

Dra. G. Massillon, Dr. J. Limón, CONACyT.

TLC2-6: Determinación de cambios en la actividad simpática en ratas espontáneamente hipertensas (SHR)

L. A. Martínez-Zaldivar^{a,*}, M. A. Morales-Mendoza^a, F. Cifuentes^a

^a Instituto de Investigaciones Biomédicas, UNAM, México
 * Autor para correspondencia: lamz07@iibiomedcias.unam.mx
<http://hdl.handle.net/20.500.11799/62925>

Introducción: El Sistema Nervioso Simpático (SNS) regula varias funciones esenciales y está implicado en la fisiopatología de la Hipertensión Arterial (HTA).

La HTA es un problema de primera importancia en México, ya que 1 de cada 3 mexicanos padecen esta patología. A lo largo del tiempo provoca severas consecuencias como deficiencia renal, infarto del miocardio y eventos cerebrovasculares.

Se ha descrito que existe una relación entre el aumento en la actividad simpática y la HTA. Una mayor activación del SNS favorece el desarrollo de la HTA y daño a órganos blanco como el corazón, el sistema vascular, entre otros.

Para evaluar la actividad simpática y determinar si sus alteraciones se correlacionan con la HTA, decidimos analizar los cambios que subyacen en diferentes formas de plasticidad sináptica como es la Potenciación a Largo Plazo (LTP) en condiciones control y de hipertensión. La LTP es un fenómeno de plasticidad sináptica descrito tanto en Sistema Nervioso Central (SNC) como en Sistema Nervioso Simpático (SNS), particularmente en los ganglios simpáticos, se define como un aumento en la eficacia de la transmisión sináptica, que permanece durante minutos u horas.

El modelo experimental que seleccionamos para estudiar la HTA es el de la rata espontáneamente hipertensa (SHR). La rata SHR ha sido el modelo animal mas estudiado para la HTA humana.

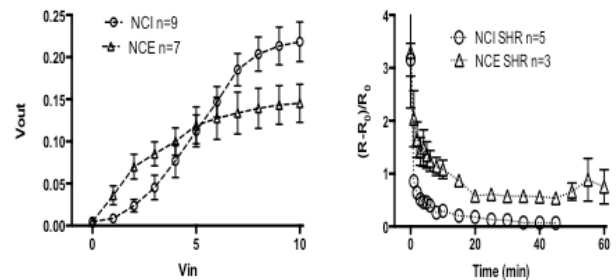
En un trabajo que relaciona la expresión de la LTP ganglionar y la HTA, se encontró que mientras que en ganglios de ratas SHR que ya muestran de manera constante HTA la LTP no se expresa y en ganglios de ratas WKY si se expresa la LTP. Dichos resultados apoyan la posible relación entre el desarrollo de la HTA y la expresión de la LTP en los ganglios simpáticos. Con el propósito de determinar los cambios de la actividad simpática en ratas espontáneamente hipertensas (SHR), se estudiará la expresión y modulación de la LTP en el ganglio cervical superior de ratas SHR. El conocer cómo es la expresión y modulación de la actividad simpática en las ratas SHR nos permite conocer la participación del SNS en la HTA.

Materiales y Métodos: Se emplea el ganglio cervical superior (gcs) aislado de ratas macho SHR y WKY, de tres edades diferentes, 10, 14 y 18 semanas de vida. Después de anestesiarse (xilacina y ketamina) se extraerá el gcs. Se transfiere a una cámara de registro de 1 ml con una solución de Krebs. El ganglio se mantiene a una temperatura de 24°C a 25°C, con oxigenación continua (95% O₂ y 5% CO₂). Se estimula y registra a través de electrodos de succión colocados en los nervios preganglionar y postganglionar respectivamente. Se inicia con estimulación basal con pulsos cuadrados de 100 ms y 0.2Hz, con amplitud supramáxima (0-10 voltios), los cuales producen potenciales de acción compuestos (CAP). Esta estimulación basal se mantiene durante el tiempo necesario (20 a 40 min) hasta tener registros constantes. Después se agrega hexametonio 20mM a la solución de baño para bloquear en forma parcial la transmisión sináptica nicotínica (hasta llegar al 30% de la respuesta basal). La estimulación se cambia por un tren de estímulos de alta

frecuencia (40Hz por 3 seg.) que se sabe induce la LTP. Al término del tren se restablece (a los 5 seg.) la estimulación basal de 0.2Hz y los CAPs se registran por 60 a 90 min.

Resultados:

Transmisión basal en SHR. LTPg en SHR



Conclusiones:

Se demostró que la actividad basal del SNS en SHR es mayor que en las ratas WKY.

Se ha corroborado que la expresión de la LTP en ratas SHR con HTA e inexistente.

Actualmente se trabaja con farmacología (GABA) para estudiar los cambios en la LTP de la rata SHR y sus diferencias con la rata WKY.

TLC2-7: Sinapsis glutamatérgicas, análisis de factores que propician neurotoxicidad y enfermedades psicológicas

O. I. Torres-Mena^{a,*}, R. Zamorano-Ulloa^a

^a Departamento de Física, ESFM-IPN, México
 * Autor para correspondencia: oscar_qks@hotmail.com
<http://hdl.handle.net/20.500.11799/62963>

Introducción: Las sinapsis glutamatérgicas (S-Glu) son las excitadoras universales del cerebro. De ellas depende una actividad intensa y/o orquestada de varias redes neuronales. Cuando la difusión de glutamato (D-Glu) se ve perturbada, esta actividad neuronal puede alterarse y dar paso a alguna patología (Alzheimer, epilepsia, etc.). Nos interesa construir un modelo simple de cómo pueden, físicamente, alterarse estas sinapsis (S), con respecto al flujo del neurotransmisor Glu. Se modela una sinapsis S-Glu como un cilindro uniforme de radio c y altura 50 nm. Las distintas condiciones biológicas que operan en una S-Glu se traducen a condiciones físicas y geométricas con parámetros cuantitativos concretos.

Materiales y métodos: Para conocer el tiempo típico (τ), en el que se da la comunicación sináptica para el Glu se requiere el “coeficiente de difusión efectivo” (D), que fue tomado de reportes experimentales. Se modeló una difusión homogénea e isotrópica (∇²u=D) en coordenadas cilíndricas. De manera importante: la solución matemática de la concentración espacial-temporal de Glu, es obtenible por el método de separación de variables (MSV). Este tratamiento permitió un análisis quirúrgico de la evolución temporal de Glu sin alterar la parte espacial. Como solución radial se encuentra J₀ (función Bessel de primer tipo de orden

0), temporalmente una exponencial negativa y axialmente las funciones hiperbólicas. Se analizan dos de los muchos factores que controlan el fenómeno de difusión, el coeficiente de difusión D y el factor $k=ri/c$ donde r_i es la i-ésima raíz de J_0 , se toman los demás como invariantes.

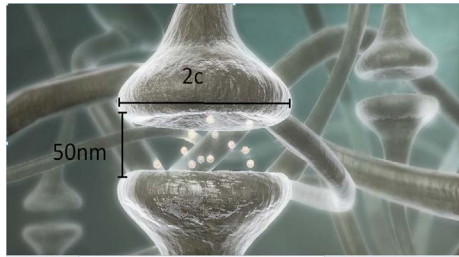


Figura 1: Sinapsis modelada para el análisis de los parámetros.

Resultados: Así, la concentración G resultante es

$$G = \sum_i J_0 \left(\frac{r_i}{c} \right) (B(f_{em} + f_{tox}) \sinh(kz_i z) + E(f_r + f_{tox}) \cosh(kz_i z)) e^{-\left((1.89/mm)^2 / D \right) t}$$

Con $k^2 z_i = k^2 - (1.89/mm)^2$. B y E constantes, B depende de un factor de emisión f_{em} (número de vesículas funcionales, distribución, etc, $f_{em}=1$:normal), E depende de un factor de recepción f_r , (número de receptores, R-Glu, funcionalidad, disponibilidad, etc. $f_r=1$:normal) y ambos (A y B) de f_{tox} (limpieza postsinapsis $f_{tox}=0$:normal). Todos los f varían en el intervalo [0,1]. D controla $\tau=D/k^2$. Hacemos variar el factor D y vemos cómo varía el tiempo de relajación para un $k=1.89/mm$ fijo. Esto no modifica el comportamiento en las demás variables.

Tabla 1: D vs τ .

D[ms/ μm^2]	τ [ms]
2.17	1.21
2.877	1.605
3.585	2
4.295	2.396
5	2.79

El cambio en D es capaz de provocar fuertes alteraciones temporales en la comunicación neuronal, pues hace variar a τ hasta en un 130%. Glu, entonces, puede llegar tarde o demasiado rápido a su cita con los receptores, perdiendo o ganando sincronía (relojes de Huygens). Este desbalance temporal puede causar neurotoxicidad; una sincronía mayor en la actividad de diferentes redes puede llevar a epilepsias, etc. El valor D representa todas sus dependencias como la concentración inicial en la membrana presináptica, la tortuosidad del medio sináptico, la distribución de los receptores en la membrana postsináptica, incluso fuera de ella.

Conclusiones: El modelo y los distintos valores de D y k ayudan a entender cómo el tiempo de comunicación, τ varía durante la difusión de Glu. De esta manera, la comunicación neuronal puede ser alterada considerablemente y generar neuropatías. Restablecer valores adecuados de D puede ser un enfoque para futuros tratamientos médicos que mejoren la salud psicológica-neuronal del individuo. Aquí se muestra cómo un modelo Físico-Matemático (MSV) contribuye a entender cómo un flujo alterado

de Glu repercute en la comunicación neuronal y a nivel macro afectar salud cerebral.

Agradecimientos

Se agradece el apoyo al CONACYT a través de la División de Física Médica, Sociedad Mexicana de Física para la inscripción al IV Congreso Nacional de Física Médica.

TLC2-9: Análisis de imágenes 2D para la optimización de endoprótesis con carburo de silicio biomórfico

J. M. de D. Coronado-Rodríguez^a, A. Salguero-Andrade^{a,*}, M. A. García-Ramírez^a, R. Selvas-Aguilar^b

^a Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Universidad Autónoma de Nuevo León, San Nicolás de los Garza Nuevo León

^b Facultad de Ciencias Físico Matemáticas, Universidad Autónoma de Nuevo León, México

* Autor para correspondencia: adrian_exo1821@hotmail.com

<http://hdl.handle.net/20.500.11799/62935>

Introducción: En el presente trabajo se muestra un análisis de diferentes estructuras óseas que se obtuvieron por imágenes de tomografías en dos dimensiones o "planas", de las cuales se reconstruyen para obtener una visualización para el diagnóstico médico y el desarrollo de endoprótesis con materiales biocompatibles.

Materiales y métodos: Los estudios realizados sobre las imágenes 2D se obtuvo de tomografías computarizadas, con ellas se generó imágenes 3D mediante el programa Mimics® que utiliza la escala de Hounsfield, la cual es una escala cuantitativa de las diferentes radiodensidades de los tejidos del cuerpo.

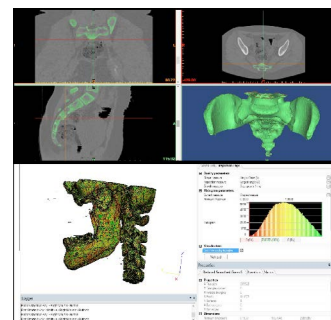


Figura 1: En la parte superior se muestra las tomografías del coxis en el programa Mimics, en la parte inferior se puede observar los máxilas en 3-Matics.

Con el programa 3-Matics de Materialise® genera un sólido en 3D procediendo a identificar una morfología y un análisis de curvatura, posteriormente se realiza un mallado para la creación del volumen iterando la reducción de triángulos para reducir el error geométrico.

Una vez hecha la reconstrucción se exportó a Solidwork para realizar un parametrizado y utilizar herramientas del arte de estado como es el análisis de elemento finito.

Resultados: Con las herramientas de biomateriales en Comsol se realizan pruebas con el material biocompatible BioSiC (carburo de silicio biomórfico) para verificar los esfuerzos aplicados sobre

la pieza ósea

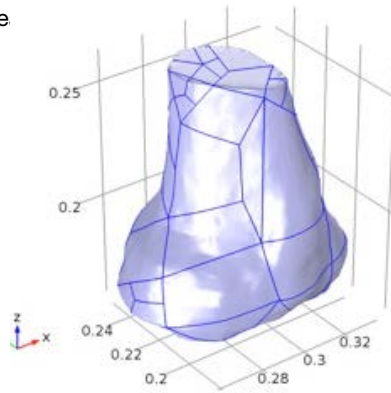


Figura 2: Imagen en COMSOL Multiphysics.

Conclusiones: Las estructuras óseas obtenidas de las tomografías pueden contener errores de geometría para su análisis, como resultado de los estudios se encontró que el BioSiC es un material que además de ser biocompatible cuenta con propiedades mecánicas semejantes al comportamiento anisotrópico y ayuda a evitar el apantallamiento de esfuerzos que sufren los materiales óseos, resulta ser un candidato prominente para el usarse como endoprótesis.

Agradecimientos

A Romeo Selvas Aguilar y a la Facultad de Ciencias Físico Matemático por el uso de las instalaciones y el equipo brindado para esta investigación.

TLC2-10: Magnificación de movimiento usando la fase local quaterniónica atómica

E.U. Moya-Sánchez^{a,*}, M. Bonell-Manjarez^a

^a Universidad Autónoma de Guadalajara, Posgrado en Ciencias Computacionales, México

* Autor para correspondencia: eduardoulises@gmail.com

<http://hdl.handle.net/20.500.11799/62956>

Introducción: La fase local ha sido útil para detectar ejes de simetría, líneas y bordes en las imágenes. Recientemente se ha usado la fase para magnificar movimiento o cambios de color en secuencias de imágenes o videos que no son posibles de ver a simple vista. La magnificación de estos movimientos nos permitió medir los patrones de respiración y el número de latidos del corazón. En este trabajo se usa la magnificación del movimiento basada en la fase local y una función atómica radial. Los resultados de este trabajo son aceptables para el número de cuadros por segundo de la cámara.

Materiales y métodos: Se utilizó el cálculo de la fase local por medio de la transformada de Riesz (f_R) usando los números ($i^2=j^2=-1$) de los cuaterniones [1,2].

$$f(\mathbf{x}) + (i, j)f_R(\mathbf{x}) = f(\mathbf{x}) + (i, j)f(\mathbf{x}) * \frac{\mathbf{x}}{2\pi|\mathbf{x}|^3}$$

Se usó una técnica propuesta por N. Wadhwa, M Rubinstein et al. modificando los filtros espaciales y los filtros temporales usando una función atómica, ya que se puede expresar la transformada de Riesz en términos de la derivada de esta función atómica. El proceso de magnificación lineal es, primero calcular la pirámide multiresolución de las imágenes, siguiente paso es filtrar temporalmente, luego multiplicar por un factor de escala y por último, reconstruir el video. En la aplicación se midió el patrón de respiración de un adulto y el pulso que a simple vista era imposible medir.

Resultados: Los resultados de la señal original y de la magnificación del patrón respiratorio se muestran en la figura 1 y 2.

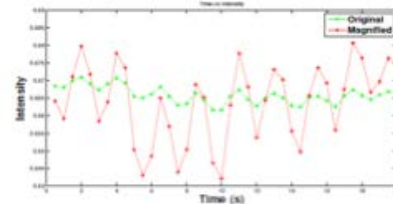


Figura 1. Patrón de respiración del bebé dormido durante 20 segundos, en color se muestra la señal original y el patrón magnificado.

Se midió el nivel de ruido usando un cociente señal a ruido, obteniendo los siguientes resultados:

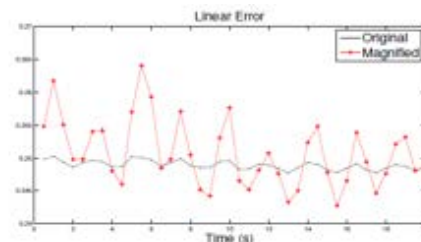


Figura 2. Cociente señal a ruido del video original y del magnificado, podemos ver cómo esta técnica aumenta el ruido en el video.

Además medimos con el pulso de una persona obteniendo un resultado dentro de un 5% de error de lo reportado por métodos convencionales.

Conclusiones: Este método prueba que puede arrojar información que no es visible a simple vista, además de que permite hacer segmentación. Creemos que puede ser usado en otras técnicas como los son fluroscopía con resultados positivos

Agradecimientos

Este trabajo es apoyado por CONACYT SNI, N. Wadhwa, M Rubinstein et al. y NETICA.

TLO1-1: Cálculo de blindajes para nueva instalación de tomoterapia, Braquiterapia HDR Y Simulador CT

H. Herrera-Hernández

Centro Estatal de Cancerología de Durango, México
 Correo electrónico: ramgih@yahoo.com
 http://hdl.handle.net/20.500.11799/62955

Introducción: En el Centro Estatal de Cancerología de Durango, como parte de un proyecto de actualización tecnológica y ampliación de los servicios de la institución, se prevé la instalación de un acelerador lineal clínico marca Accuray, modelo TomoTherapyHD (ATT); un sistema de braquiterapia de alta tasa, marca Eckert&Ziegler, modelo Multisource (EMS) y un simulador tomográfico (SCT). Este trabajo describe el proceso de obtención de los espesores de blindajes para estos equipos y los resultados de la simulación numérica de la efectividad de los mismos.

Materiales y métodos: Para el cálculo de blindajes de ATT, se siguió el modelo de Baechler et al.[1;] para EMS, se utilizó lo descrito en IAEA SRS 47[2] y para SCT, el método de NCRP 147[3]. Las simulaciones se realizaron sobre Matlab R2010a en 2D.

Para el personal ocupacionalmente expuesto (POE) se consideró como objetivo de diseño 0.1mSv/semana y 0.02mSv/semana para el público. En el caso de EMS, se consideraron 120µSv/semana ó 7.56µSv/h para POE y 6µSv/semana ó 7.56µSv/h para público según lo que resultara más restrictivo.



Figura 1: Plano de la instalación.

Resultados: Los espesores finales cotejados con el ejecutor de

la obra se muestran en la tabla 1.

Tabla 1. Espesores de blindaje.

Barrera	Espesor (m)/material
ATT I	1.23 / concreto
ATT II	1.28 / concreto
ATT III	1.37 / concreto
ATT IV	1.05 / concreto
ATT V	0.82 / concreto
ATT puerta	0.08 / plomo y 0.55 / concreto
ATT losa	1.37 / concreto
EMS	0.80 / concreto
EMS puerta	0.03 / plomo y 0.15 / concreto
SCT	0.15 / concreto
SCT puerta	0.02 / plomo y 0.15 / concreto
SCT losa	0.16 / concreto

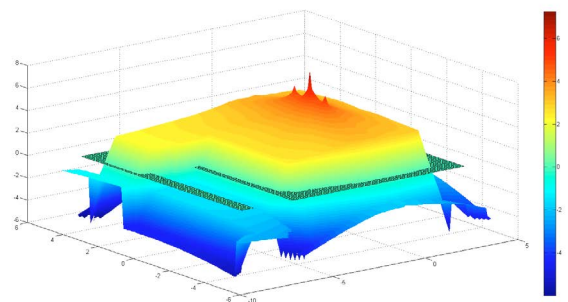


Figura 2: Simulación del blindaje de ATT.

Algunos espesores fueron aumentados para compensar las variaciones en la densidad del concreto y la técnica de construcción. En el caso de las barreras de EMS, se aumentaron para compensar el posible aumento en carga de trabajo o el uso de fuentes adicionales.

Conclusiones: Siguiendo la metodología especificada, se obtuvieron espesores estrictos que aseguran la protección del POE y el público.

Bibliografía

1. Baechler et al. Shielding considerations in helical tomotherapy. Phys. Med. Biol. 2007; 52, 50-57.
2. IAEA SRS 47 Radiation protection in the design of radiotherapy facilities. 2006; 101-109.
3. NCRP report; no. 147 Structural shielding design for medical

x-ray imaging facilities (2004).

TLO1-2: Monitor de área pasivo para neutrones

H.R. Vega-Carrillo^{a,*}, J.M. Ortiz R.^a, M.R. Martínez B.^a, K.A. Guzmán^b, V.M. Hernández D.^c

^a Universidad Autónoma de Zacatecas, México

^b Universidad Politécnica de Madrid, España

^c Universidad de Córdoba, España

*Autor para correspondencia: fermineneutron@yahoo.com.

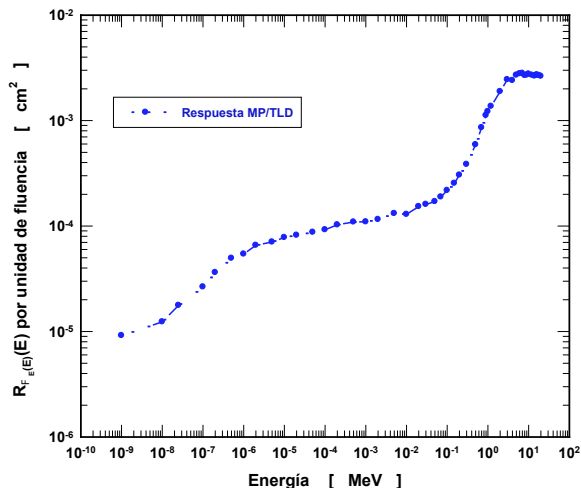
Introducción: La relevancia de la presencia de neutrones en los LINACs para radioterapia ha sido establecida en los reportes 79 y 102 de la NCRP¹. La medición de la contribución de la dosis y su distribución en el paciente es importante para evaluar el riesgo de la inducción de tumores secundarios². Para medir el espectro de neutrones o cualquier magnitud dosimétrica asociada, dentro de las salas de radioterapia con LINACs se debe usar un sistema pasivo³. En este trabajo se presenta el diseño de un monitor de área para neutrones con detector pasivo, así como su desempeño en un LINAC de 15 MV.

Materiales y métodos: A través de métodos Monte Carlo se calculó la respuesta de un moderador cilíndrico de polietileno ante neutrones monoenergéticos de 10⁻⁸ a 20 MeV. En el centro del moderador se colocó un dosímetro termoluminiscente TLD600. El monitor pasivo se construyó en forma cilíndrica de 20.5 cm de diámetro y 20.5 cm de altura con un espacio en el centro para alojar 4 TLD600 y 4 TLD700 (MP/TLD). La respuesta termoluminiscente ante los neutrones, S_n, se obtiene mediante la diferencia de los promedios de la señal termoluminiscente de los TLD600 (S₆₀₀) y los TLD700 (S₇₀₀) la ecuación 1⁴.

$$S_n = S_{600} - k S_{700} \quad (1)$$

El factor k toma en cuenta la diferencia termoluminiscente de los TLD600 y TLD 700 ante el mismo campo de radiación gamma, que en este caso se obtuvo con fuentes de ¹³⁷Cs Y ⁶⁰Co. El MP/TLD se calibró ante campos de radiación producidos por fuentes, desnuda y moderada, de ²⁴¹AmBe y un reactor TRIGA Mark III. Su desempeño se evaluó midiendo la H*(10) a 100 cm del isocentro (IC) de un LINAC de 15 MV con un maniquí de agua sólida de 30x30x15 cm. El IC se ubicó a 5 cm dentro del maniquí y se aplicó una dosis de 6 Gy_x.

Resultados: En la figura 1 se muestra la respuesta calculada del MP/TLD. La menor respuesta se obtiene para neutrones de baja energía debido a que muy pocos alcanzan los TLDs ubicados en el centro y los factores de conversión de fluencia a dosis son más pequeños. No obstante, la forma de la respuesta es similar a la de los monitores comerciales con detector activo. Del proceso de calibración con las fuentes de neutrones y el reactor nuclear, se obtuvo el factor de calibración de 68 ± 7% μSv/nC. Con el MP/TLD la H*(10) debida a los fotoneutrones en el LINAC es 0.55 ± 20% mSv/Gy_x, este valor coincide con 0.60 ± 15% mSv/Gy_x



medido con un espectrómetro de neutrones³.
Figura 1. Respuesta del MP/TLD ante neutrones.

Conclusiones: Se diseñó y construyó un monitor pasivo de área para neutrones y se evaluó con un LINAC de 15 MV. A 1 m de distancia del IC la H*(10) es de 0.55 mSv/Gy_x.

Bibliografía

1. A. Ghasemi, T. Allahverdi, M.R. Akbari, H. Ba-bapour and M. Shahidi, J. Med Phys. 2015; 40, 90-94.
2. T. Fujibuchi, S. Kodaira, F. Sawaguchi, Y. Abe, S. Obara, M. Yamaguchi, H. Kawashima, H. Kitamu-ra, M. Kurano, Y. Uchihori, N. Yasuda, Y. Kogu-chi, M. Nakajima, N. Kitamura, T. Sato, Nucl. Instrum Meth Phys Res B. 2015; 349, 239-245.
3. J.L. Benites-Rengifo, H.R. Vega-Carrillo, J. Velazquez-Fernandez, Appl. Radiat Isot. 2014; 83, 256-259.
4. H.R. Vega-Carrillo, Radiat. Meas. 2002; 35, 251-254.

TLO1-3: Evolución energética de haces de rayos X empleados en radiología pediátrica, al interior de maniqués de PMMA, medida con TLD-300

A. Gómez-Facenda^{a,*}, I.D. Muñoz-Molina^a, E. López-Pineda^a, M.E. Brandan-Siqués^a

^a Instituto de Física, Universidad Nacional Autónoma de México, México

*Autor para correspondencia: alianna@fisica.unam.mx

http://hdl.handle.net/20.500.11799/62954

Introducción: El dosímetro termoluminiscente CaF2:Tm (TLD-300) presenta una curva de brillo característica con dos grupos de picos bien definidos en la zona de baja y alta temperatura. En nuestro laboratorio se ha estudiado la relación entre la señal de alta y baja temperatura (HTLR), de esta curva, con la energía efectiva de haces de fotones típicos de mamografía, obteniéndose el ajuste a una función empírica[1].

El objetivo de este trabajo es estudiar la evolución energética de haces de rayos X típicos de radiología pediátrica dentro de maniqués de PMMA, analizando la curva de brillo del TLD-300 y empleando la relación empírica previamente obtenida.

Materiales y métodos: Para la irradiación de los dosímetros se usó el equipo móvil de rayos X Optima XR220amx, del Hospital Infantil de México “Dr Federico Gómez”. Los haces empleados (50, 55 y 70 kV) fueron caracterizados mediante la medición de la capa hemirreductora (CHR) y la energía efectiva correspondiente. Estos valores fueron tomados como referencia.

Previo a la irradiación los TLD-300 fueron horneados a 400 °C por 1 h y luego enfriados rápidamente sobre una placa de acero en equilibrio térmico con el ambiente a 18 ± 1 °C. Los dosímetros irradiados fueron leídos en el lector termoluminiscente Harshaw 3500 con flujo de nitrógeno de alta pureza, y tasa de calentamiento de 8 °C/s desde una temperatura controlada a 19 °C hasta 400 °C. La curva de brillo se registró con una resolución de 200 canales.

Para medir la evolución energética se emplearon maniqués de PMMA de 5.6, 8.5 y 15.3 cm de espesor para los voltajes de 50, 55 y 70 kV, respectivamente. Estos maniqués corresponden a espesores típicos de abdomen de infantes prematuros (<5 lb), infantes de 5-10 kg y niños de más de 10 kg respectivamente.

Resultados: Los valores relativos de las energías efectivas obtenidas en seno de aire usando TLD-300 con respecto a los valores de referencia obtenidos de las CHR, fueron 1.00 ± 0.03 , 0.99 ± 0.03 y 1.01 ± 0.03 , para los kV mencionados, respectivamente. Ambos métodos se encontraron equivalentes dentro de sus incertidumbres. Para los haces con 50 y 55 kV no se encontraron diferencias apreciables entre sí por ninguno de los métodos empleados. Lo anterior debido probablemente a la poca diferencia de voltaje entre ambos haces y al alto filtrado intrínseco del equipo, que resulta en un espectro energético de fotones angosto.

Se encontró una disminución del HTLR como función del espesor de PMMA, lo cual evidencia un endurecimiento del haz y consecuentemente un incremento de la energía efectiva, como se muestra en la figura 1, en promedio 0.6 keV por cm de PMMA para los tres haces analizados.

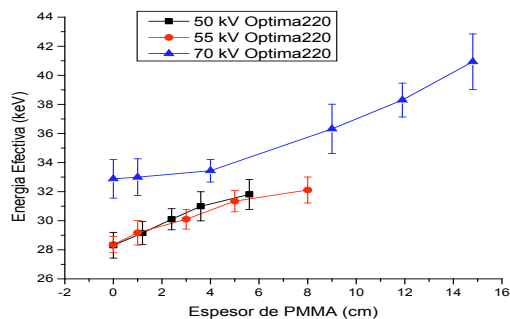


Figura 1. Evolución energética al interior de PMMA para haces de radiología pediátrica.

Conclusiones: La caracterización de haces de rayos X típicos de radiología pediátrica mediante el análisis la curva de brillo del TLD-300 se encontró equivalente al método tradicional de CHR. Se obtuvo la evolución energética al interior de PMMA de estos haces, notándose el endurecimiento al profundizar en el maniquí.

Agradecimientos

Agradecemos la asesoría técnica del M. en C. C. Ruiz-Trejo, IFUNAM; a la Dra. P. Dies y el Tec. R. Sánchez, del Hospital Infantil de México por la colaboración en las medidas realizadas. A.Gómez agradece al programa de becas nacionales de CONACyT y el apoyo de CONACyT a través de la División de Física Médica, Sociedad Mexicana de Física para la inscripción al congreso. Este trabajo es apoyado parcialmente por PAPIIT IN105813.

Bibliografía

1. I. D. Muñoz, O. Avila, I. Gamboa-deBuen, and M. E. Brandan, Phys. Med Biol. 2015; 60, 2135.

TLO1-4: Calibración de Unidades Hounsfield en términos de números atómicos efectivos y densidades electrónicas usando CT de energía dual

C. D. Trujillo-Bastidas^{a,*}, O. A. García-Garduño^b, J. M. Lárraga-Gutiérrez^b, A. Martínez-Dávalos^a, M. Rodríguez-Villafuerte^a

^a Instituto de Física, UNAM, México

^b Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía, México

* Autor para correspondencia: trujillo@fisica.unam.mx

<http://hdl.handle.net/20.500.11799/62921>

Introducción: El cálculo de dosis con algoritmos Monte Carlo (MC) utiliza imágenes de CT del paciente. A partir de las Unidades Hounsfield (HU) es posible obtener información sobre la densidad electrónica (ρ_e) y composición elemental de cada tejido. Un cálculo preciso de dosis y una adecuada corrección por inhomogeneidades es parcialmente determinada por la precisión de la calibración de las HU en términos de estos parámetros. En este trabajo se presentan resultados de calibración de HU en términos de números atómicos efectivos (Z_{eff}) y ρ_e relativas utilizando un maniquí con insertos tejido-equivalente y estudios de tomografía computarizada (CT) de energía dual.

Materiales y métodos: Se empleó un Maniquí de Densidad Electrónica CBCT (CIRS-062MA) con insertos tejido-equivalente, cuyas composiciones atómicas ($5 < Z_{\text{eff}} < 15$) y densidades son bien conocidas y proporcionadas por el fabricante. Se realizaron estudios CT del maniquí con un equipo Siemens Biograph 64 empleando 80, 100, 120 y 140 kVp. Para la determinación de Z_{eff} y ρ_e se siguió el método iterativo basado en estudios CT de energía dual descrito por Bazalova et al. (2008), y la parametrización de coeficientes lineales de atenuación propuesta por Jackson y Hawkes (1981).

Resultados:

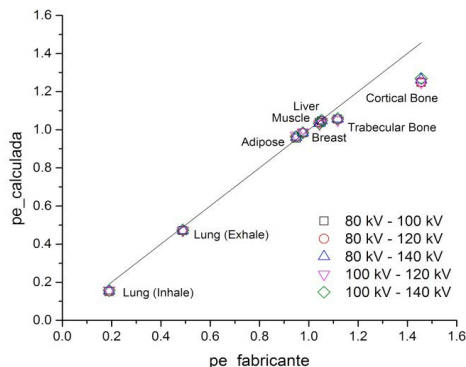


Figura 1. Comparación entre las pe calculadas y los valores nominales para los diferentes materiales.

Se obtuvieron valores analíticos de Z_{eff} para cada tejido-equivalente (Johns y Cunningham 1983) y se compararon con los estimados usando el método de energía dual (tabla 1), encontrando diferencias promedio del 5.9%. Para el caso de la pe se tiene diferencias promedio del 5.7% entre los valores calculados y los proporcionados por el fabricante.

Tabla 1: Ejemplo de valores obtenidos de Z_{eff} al utilizar diferentes combinaciones de energía.

Material	Z_{eff}		
	80-100 kV	80-120 kV	80-140 kV
Breast 50/50	7.13	7.11	7.12
Adipose	6.84	6.74	6.75
Trabecular bone	9.71	9.73	9.70
Dense bone	12.45	12.45	12.38
Liver	7.66	7.67	7.63
Lung (Exhale)	7.73	7.72	7.68
Lung (Inhale)	8.18	7.94	7.85
Muscle	7.50	7.53	7.53

Conclusiones: Los cálculos de Z_{eff} varían ligeramente con la combinación de (kV_1, kV_2) , mientras que pe resulta prácticamente independiente de esta combinación. Las variaciones de Z_{eff} y p_e son suficientemente pequeñas para ser consideradas una constante para cada material (como se espera). La dependencia de las HU con la energía permite el desarrollo de las correcciones por energía dual obteniendo como resultado mejores aproximaciones de Z_{eff} y pe para materiales con densidades más cercanas a las del agua. Las mayores diferencias se presentan para los materiales más densos, donde las correcciones por el endurecimiento del haz se hacen más importantes (trabajo a futuro).

Agradecimientos

A Conacyt (por la beca de ChTB), PAEP-UNAM y PAPIIT-UNAM IN108615.

Bibliografía

1. Bazalova M, et al. Dual-energy CT-based material extraction for tissue segmentation in Monte Carlo dose calculations, Phys. Med. Biol. 2008; 53: 2439.
2. Jackson DF, Hawkes DJ, X-ray attenuation coefficients of elements and mixtures, Phys. Rep. 1981; 70: 169.
3. Johns HE, Cunningham JR, Physics of Radiology 4^o ed. Charles C. Thomas, 1983.

TLO2-1: Biodistribución y dosimetría interna de ^{68}Ga -DOTA-UBI, radiofármaco para la evaluación específica de procesos infecciosos mediante PET

J. Carrasco-Hernández^a, H.E. Solís-Lara^a, M. Pedraza-López^b, M. A. Ávila-Rodríguez^{a,*}

^a Unidad Radiofarmacia-Ciclotrón, Facultad de Medicina, UNAM, México

^b Instituto de Ciencias Médicas y Nutrición Salvador Zubirán, México

* Autor para correspondencia: avilarod@uwalumni.com

<http://hdl.handle.net/20.500.11799/62916>

Introducción: En los últimos años la medicina nuclear ha tenido un gran crecimiento gracias al desarrollo de nuevos radiofármacos para el diagnóstico de diversas patologías. En la Unidad Radiofarmacia-Ciclotrón de la Facultad de Medicina de la UNAM se desarrolló un radiofármaco para PET específico para procesos infecciosos utilizando un péptido catiónico antimicrobiano que se une a las membranas de las bacterias y es capaz de discriminar entre inflamaciones benignas de infecciones bacterianas.

Materiales y métodos: El trabajo realizado abarcó desde la producción del radiofármaco ^{68}Ga -DOTA-UBI (29-41), utilizando el agente quelante bifuncional DOTA para radiomarcarse el fragmento peptídico Ubiquicidina (29-41) con ^{68}Ga , un radionúclido emisor de positrones con una vida media de 67.7 min, el cual fue obtenido a partir de un generador de $^{68}\text{Ge}/^{68}\text{Ga}$ de matriz de resina orgánica; pruebas preclínicas de biodistribución en ratas sanas (Wistar) y en un modelo de inflamación-infección en ratones balb/c utilizando un sistema de micro-tomografía por emisión de positrones (microPET) y por último el estudio de la biodistribución y el cálculo de la dosis interna de radiación en 4 voluntarios sanos mediante el software especializado OLINDA/EXM.

Resultados: La pureza radioquímica fue >97% y mostró una alta estabilidad del compuesto por más de tres horas de la síntesis. Los estudios en animales mostraron una rápida eliminación por vía urinaria en ratas sanas, y el modelo de inflamación-infección verificó la capacidad de ^{68}Ga -DOTA-UBI (29-41) de acumularse específicamente en sitios de infección. Los resultados del cálculo de dosis de radiación indican que el órgano crítico que recibe la mayor dosis absorbida por unidad de actividad administrada es la pared de la vejiga con 10.6 $\mu\text{Sv}/\text{MBq}$ y la dosis efectiva es del orden de 4 mSv para una actividad inyectada de 5 mCi.

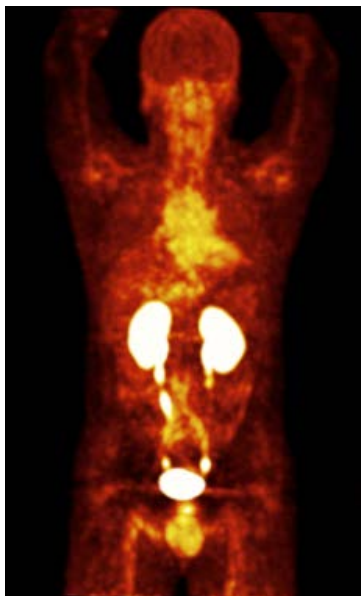


Figura 1. Biodistribución de $[^{68}\text{Ga}]\text{Ga-DOTA-UBI}$ (29-41) en un voluntario sano.

Conclusiones: La dosis efectiva obtenida para este radiofármaco es del orden de los valores reportados en la literatura para otros radiofármacos marcados con ^{68}Ga , por lo que se puede utilizar de manera segura en aplicaciones de diagnóstico clínico mediante PET.

Agradecimientos

A Damaris Albores-García y Dafne Fabiola Garduño-Torres por su apoyo para obtener las imágenes microPET, a Gabriela Contreras-Castañón, Fernando Trejo-Ballado y Héctor Manuel Gama Romero por su ayuda y apoyo durante la síntesis del radiofármaco. Al apoyo de CONACYT a través de la División de Física Médica, Sociedad Mexicana de Física por la beca de inscripción al Congreso de JCH. Investigación realizada gracias al Programa UNAM-DGAPA-PAPIIT IT201115.

TLO2-2: Producción y aplicaciones del Cobalto-55

H.F. Valdovinos^{a,*}, R. Hernández, T. Barnhart^a, S. Graves^a, W. Cai^a, R.J. Nickles^a

¹ Department of Medical Physics, University of Wisconsin-Madison

* Autor para correspondencia: hvaldovinos@wisc.edu

<http://hdl.handle.net/20.500.11799/62951>

Introducción: El ^{55}Co ($t_{1/2}=17.53$ h, $76\% \beta^+$) es un radionúclido atractivo para medicina nuclear por dos razones principales: 1) Puede ser fácilmente coordinado con los quelantes tradicionales y 2) Posee un radionúclido análogo, $^{58\text{m}}\text{Co}$ ($t_{1/2}=9.04$ h), con propiedades terapéuticas¹, el cual puede ser producido con alta actividad específica y en gran escala en un ciclotrón pequeño siguiendo los mismos métodos desarrollados para ^{55}Co que se describen a continuación.

Materiales y métodos: 25-72 mg de ^{54}Fe (99.93%) fue electrodepositado sobre 1 cm^2 en un disco de plata para posteriormente ser irradiado con deuterones de 8.2 MeV y una corriente de $60\ \mu\text{A}$. El ^{55}Co producido por $^{54}\text{Fe}(d,n)$ es separado, después de disolver el blanco en HCl, empleando primero una resina AG1-x8, seguida de una resina DGA. Mientras que el ^{54}Fe se mantiene retenido en AG1-x8, el ^{55}Co es eluido de DGA en 2M HCl, el cual es evaporado para después redisolver el residuo en $100\ \mu\text{L}$ de 0.1M HCl. Esta solución de $^{55}\text{CoCl}_2$ es utilizada en el marcado de los quelantes NOTA, DOTA, HBED, TETA y el ligando citrato. Las condiciones de marcado para los quelantes son $200\ \mu\text{L}$ de solución 0.25 M HEPES, pH 7.0 y 1 hora a temperatura ambiente, excepto para DOTA el cual fue complejoado a $85\ ^\circ\text{C}$. El complejo Co-Citrato se logra disolviendo una fracción de $^{55}\text{CoCl}_2$ en $600\ \mu\text{L}$ de tricitrato de sodio (10 mM, pH 7.0). La masa mínima de cada uno de los quelantes para lograr una complejación del 100% fue determinada por titración analizando la eficiencia de marcado por cromatografía de capa fina (TLC). El costoso ^{54}Fe (\$5 USD/mg) es eluido de la columna AG1-x8 en 0.1M HCl y reprocesado para electrodeposición sobre plata.

El derivado p-SCN-Bn-NOTA fue conjugado en solución con el anticuerpo TRC105 a pH 8.5-9.0 con una razón molar de 25:1 quelante: anticuerpo. El conjugado NOTA-TRC105 fue marcado con ^{55}Co bajo las mismas condiciones de reacción empleadas para NOTA utilizando razones de 5 a $364\ \mu\text{g}$ de conjugado por mCi de ^{55}Co .

Se ha investigado la biodistribución de los complejos ^{55}Co -Citrato, ^{55}Co -HBED y ^{55}Co -NOTA-TRC105 en grupos de 3 ratones con tumores mamarios murinos 4T1 implantados en el hombro derecho utilizando un microPET Inveon.

Resultados: Un blanco de $65.4\ \text{mg}/\text{cm}^2$ ofrece un rendimiento de ^{55}Co de $0.306\ \text{mCi}/\mu\text{Ah}$. La eficiencia de separación es $93\pm 3\%$ ($n=6$). La pureza radionuclídica es 99.995% . La eficiencia de reciclaje del ^{54}Fe es $94\pm 4\%$. La reactividad con los quelantes NOTA, DOTA, HBED y TETA es 0.63 ± 0.44 , 0.20 ± 0.14 , 0.43 ± 0.27 , $0.34\pm 0.17\ \text{Ci}/\mu\text{mol}$, respectivamente. $5\ \mu\text{g}$ de NOTA-TRC105 fue suficiente para marcar 1 mCi de ^{55}Co . A 24 h p.i., la captación en el hígado fue de 4.5 ± 0.5 , 1.7 ± 1.1 y $9.9\pm 0.9\ \%\text{ID}/\text{g}$ para el Co-Citrato, Co-HBED y Co-NOTA-TRC105, respectivamente; mientras que la captación en el tumor fue de 1.5 ± 0.1 y $12.1\pm 2.2\ \%\text{ID}/\text{g}$ para el Co-Citrato y Co-NOTA-TRC105, respectivamente, como se puede ver en la figura 1.

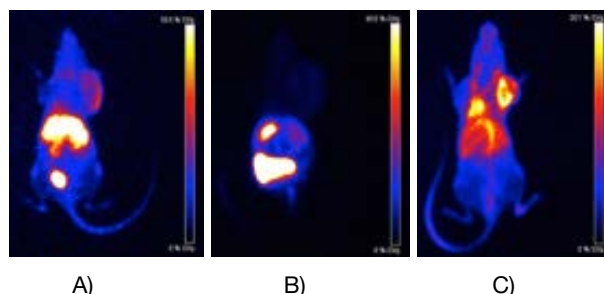


Figura 1: Proyecciones coronales que muestran la distribución de ^{55}Co a 24 h p.i. de: A) ^{55}Co -Citrato, B) ^{55}Co -HBED y C) ^{55}Co -NOTA-TRC105. El límite superior de las escalas de intensidad es 5, 8 y $20\ \%\text{ID}/\text{g}$, respectivamente.

Conclusiones: Los métodos de producción y quelación del ^{55}Co desarrollados en este trabajo vuelven a poner a este radionúclido al alcance de la comunidad de físicos médicos y médicos nucleares debido a la alta actividad específica para quelación, alta eficiencia de separación y de reciclaje del costoso material blanco. La adaptación de los métodos reportados para la producción del análogo terapéutico ^{58}Co también pondrán al alcance de la comunidad científica una nueva herramienta para radioterapia.

Agradecimientos

Beca Advanced Opportunity Fellowship de la Universidad de Wisconsin. Al CONACYT, a través de la División de Física Médica y la Sociedad Mexicana de Física, por haber cubierto la inscripción al congreso. El anticuerpo TRC105 fue proporcionado por TRACON Pharmaceuticals Inc. Bibliografía. 1. This-gaard H, et al. J Nuc Med. 2014; 55, 1311-6.

TLO2-3: Optimización del tiempo de adquisición de imágenes dinámicas PET

A. Avendaño-Estrada^a, M.A Ávila-Rodríguez^{a,*}

^a Facultad de Medicina, UNAM, México
 *Autor para correspondencia: avilarod@uwalumni.com
<http://hdl.handle.net/20.500.11799/62908>

Introducción: El análisis de imágenes dinámicas obtenidas mediante tomografía por emisión de positrones (PET) proporciona medidas relacionadas con diversos procesos fisiológicos, para obtenerlas es necesario imágenes con un tiempo de adquisición relativamente largo (60-90 min), lo cual se ve reflejado en diversos problemas técnicos a nivel clínico y de investigación. Por lo anterior, optimizar el tiempo de adquisición es de suma importancia, sobre todo cuando se utilizan radiofármacos de vida media corta.

Materiales y métodos: Se realizaron estudios dinámicos de una hora (16x15s, 18x20s, 20x30s, 10x60s, 6x300s) con 8 ratas Wistar hembras de 12-13 semanas (200-215g) usando el radiofármaco ^{11}C -Dihydrotetrabenzine (^{11}C -DTBZ) (10-34 MBq) el cual tiene alta afinidad por la vesícula transportadora de monoaminas tipo 2 (VMAT2). Las ratas se mantuvieron bajo anestesia (2-3% isoflurano) durante todo el estudio, el cual fue realizado en un MicroPET Focus 120. Las imágenes fueron reconstruidas con la técnica OSEM2D, de las cuales se obtuvieron curvas de actividad vs tiempo de ambos cuerpos estriados y del cerebelo, utilizado como región de referencia (figura 1). Posteriormente se obtuvo el valor DVR (Distribution Volume Ratio) usando el método de Logan.

Figura 1. (Iz.) Imágenes dinámicas PET de rata con el radiofármaco ^{11}C -DTBZ. (Der.) Curva de actividad versus tiempo de ambos estriados (verde y azul) y del cerebelo usado como región de referencia (rojo).

Resultados: Al obtener los valores DVR a distintos tiempos post-inyección (0, 5, 10, 15, 25 min) se obtuvo una correlación positiva ($r = 0.8509$) entre la disminución del tiempo de adquisición y el valor DVR. Lo anterior sugiere que el valor DVR es sobreestimado si se utilizan tiempos de adquisición más cortos. Se encontró una variación máxima del 8.3% en el valor DVR cuando se toman en cuenta para el análisis todos los datos adquiridos en un estudio de 60 min. ($t_0=0$) comparando con un análisis tomando en cuenta sólo 40 min. de la adquisición ($t_0=20$ min).

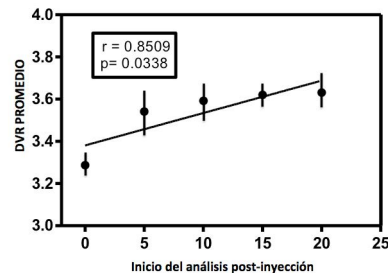


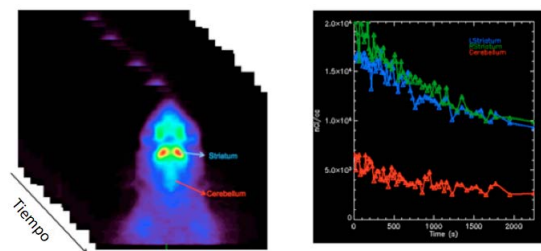
Figura 2: Correlación de Pearson del promedio del valor DVR a distintos intervalos posteriores a la inyección del radiofármaco.

Conclusiones: En la práctica no siempre es posible obtener estudios dinámicos de larga duración, por dicho motivo es necesario obtener valores que den información fisiológica en menor tiempo. En este trabajo se determinó que si se utilizan tiempos de adquisición más cortos (i.e. eliminando los primeros frames de la adquisición) el valor DVR será siempre sobreestimado en un factor ϕ , lo que lo convierte un método útil cuando se quiere comparar un grupo control con uno experimental debido a que los valores DVR de ambos grupos estarán por encima, en un factor ϕ , del valor obtenido en un estudio completo.

Agradecimientos

Investigación realizada gracias al Programa UNAM-DGAPA-PAPIIT IT201115. Los autores agradecen a G. Contreras-Castañón, F. Trejo-Ballado, J.C.Manrique-Arias, E. Zamora-Romo, A. Flores-Moreno y A. Zarate-Morales por la producción del radiofármaco y a V.M. Lara-Camacho y M. Ávila-García por la adquisición de las imágenes.

Se agradece el apoyo CONACYT a través de la División de Física Médica, Sociedad Mexicana de Física para la inscripción al congreso.



TLO2-4: Reproducibilidad test-retest de las redes de conectividad intrínseca para resonancia magnética funcional

A. Hernández^{a,*}, M. López^{b,*}

^a Facultad de Ciencias, Universidad Nacional Autónoma de México, México

^b Instituto Nacional de Psiquiatría Ramón de la Fuente Muñiz, México

* Autor para correspondencia: ara171090@hotmail.com, mtaliesin@gmail.com

<http://hdl.handle.net/20.500.11799/62908>

Introducción: La señal de resonancia magnética funcional dependiente del nivel de oxigenación sanguínea (BOLD), se usa para inferir la actividad cerebral. Esto ha permitido hacer mapas de correlación entre las series de tiempo de voxels distantes. Incluso en estado de reposo, el cerebro humano tiene una actividad intrínseca, la cual se compone de fluctuaciones espontáneas de baja frecuencia (0.001 a 0.01 Hz).¹ A partir de estos circuitos, conocidos como redes de activación intrínseca (ICN), se han tratado de establecer biomarcadores para ayudar al diagnóstico de ciertas patologías neuropsiquiátricas^[2].

Sin embargo, antes de implementar estos marcadores en la práctica clínica es necesario caracterizar su rango de validez y reproducibilidad.

Materiales y métodos: El presente trabajo estudia la reproducibilidad test-retest de las componentes de la ICN con tres sesiones de resonancia magnética en un resonador de 3.0 Teslas (Philips Ingenia).

Participaron 12 voluntarios sanos (6 hombres, 6 mujeres) de edades entre 20 y 40 años, diestros de acuerdo al Inventario de Lateralidad Manual de Edimburgo, sin antecedentes neurológicos, psicológicos o psiquiátricos, evaluados con la Mini Entrevista Neuropsiquiátrica Internacional, Inventario de los 90 Síntomas, Mini Examinación del Estado Mental, Inventario de Depresión de Beck y Escala de Autoestima de Rosenberg.

En cada sesión se adquirió una imagen estructural ponderada en T1, con TE/TR= 30/7 ms, FOV= 240 mm x 240 mm x 180 mm, pixel isométrico de 1 mm.

Para obtener las imágenes funcionales se utilizó una secuencia FE-EPI. TE/TR = 30/ 2000 ms, FA = 75°, FOV= 240 mm x 240 mm x 123 mm, tamaño de matriz de 80x 78 x 35, voxel isométrico de 3mm, gap de 0.54 mm. Tiempo de adquisición 5:11 min. En cada sesión se les indicó a los participantes mantener los ojos abiertos, no quedarse dormidos y no pensar en algo particular. El tiempo entre sesiones fue de 15 días.

Resultados: Se utilizó Análisis Probabilístico de Componentes Independientes (PICA) implementado con el paquete MELODIC del software FSL 5.0.8.3. Para la primera parte del estudio, se hizo un análisis de single session, para una muestra de 5 sujetos, para cada una de las tres sesiones (15 sesiones en total). Se utilizó la herramienta de estimación automática de componentes y se calculó el Coeficiente de Correlación Intraclase usando para comparar el número de componentes estimadas en cada sesión.

Tabla 1: ICC para el número de componentes independientes entre sesiones.

Sesiones	1-2	2-3	1-3
ICC	0.41	0.65	0.66

Conclusiones: Se lograron identificar algunas de las componentes más prominentes de la ICN, como la Default Mode Network, la red de saliencia, visual primaria, sensoriomotora y auditiva. Sin embargo, el número de componentes para cada sujeto tiene una gran variabilidad entre sesiones. Para trabajo a futuro se evaluará la reproducibilidad de cada una de las componentes.

Agradecimientos

Agradecemos al Instituto Nacional de Psiquiatría Ramón de la Fuente Muñiz.

Apoyo de CONACYT a través de la División de Física Médica, Sociedad Mexicana de Física para la inscripción al congreso.

Bibliografía

1. P.E, Alvarez-Segura et al., Actividad funcional cerebral en estado de reposo: redes en conexión, Rev. Neurol. 2011; 52(1) S3-10.
2. M.D Fox and M. Greicius, Clinical applications of resting state functional connectivity, Front. Syst. Neurosci. 2010; 4, 19.
3. C.F. Beckmann and S.M. Smith, Probabilistic Independent Component Analysis for Functional Magnetic Resonance Imaging, FMRIB Technical Report TR02CB1

TLO3-2: Comparativa entre factores de dispersión obtenidos con varios detectores en un acelerador lineal con colimadores cónicos usado para tratamientos con radiocirugía

J.J. Velázquez-Trejo^{a,b,*}, J.G. Gutiérrez-Castillo^a, J.G. Gutiérrez-Márquez^a, C. Adame-González^a

^a Departamento de Física, Unidad Médica de Alta Especialidad "Hospital de Oncología", Centro Médico Nacional Siglo XXI, Instituto Mexicano del Seguro Social. México

^b Facultad de Medicina, Universidad Autónoma del Estado de México, México

*Autor para correspondencia: jvelaesfm@gmail.com

<http://hdl.handle.net/20.500.11799/62949>

Introducción: Los factores de dispersión total (S_t) son requeridos para el cálculo de dosis en tratamientos de radiocirugía con acelerador lineal. Es bien sabido que la dosimetría de éstos presenta complicaciones asociadas a las pequeñas dimensiones de los haces de radiación empleados. Por ello, varios autores^[1,2] han comparado mediciones de los S_t con diversos detectores encontrando considerables diferencias entre algunos de ellos. En este trabajo se compararon los S_t medidos con siete diferentes detectores en un acelerador lineal convencional con colimadores cónicos.

Materiales y métodos: Los factores de dispersión se midieron en un acelerador lineal de la marca Varian, modelo iX (rayos X de 6MV), usando un juego de colimadores cónicos (BrainLab) de las siguientes dimensiones (en milímetros): 7.5, 10, 12.5, 15, 17.5, 20, 25 y 30. La medidas se llevaron a cabo en agua con distancia fuente detector de 100 cm y distancia fuente superficie del maniquí de 98.5 cm; se referenciaron a un tamaño de campo de 10 x 10 cm. Para el posicionamiento de los detectores se utilizó un maniquí modelo MP3 de PTW. Los S_t se midieron con cada uno de los siguientes detectores: dos cámaras de ionización PTW PinPoint 3D 31016 (series: 874 y 873), dos diodos PTW tipo E 60017 (series: 570 y 571), dos cámaras de ionización PTW

microLion 31018 (series: 269 y 279), un diodo modelo EDGE de SUN NUCLEAR (serie 74150010-2011-10).

Resultados: Se observó una gran reproducibilidad entre los detectores de un mismo modelo (diodo tipo E, cámaras PinPoint y microLion de PTW), para todos los conos las diferencias entre los S_t medidos fueron menores a 1%. En la figura 1 se observa una gráfica con los S_t obtenidos con los cuatro diferentes modelos analizados. Ambos diodos (tipo E y EDGE) mostraron lecturas similares (<2.3%) para todos los diámetros de colimador. La micro cámara 31018 mostró consistencia (<1.5 %) con ambos diodos para los colimadores de 12.5 mm a 30 mm, encontrándose diferencias de hasta 6 y 3.8% en el colimador de 7.5 mm, respecto a las lecturas de los diodos EDGE y tipo E. La cámara tipo Pin Point mostró desviaciones menores al 2% (respecto de ambos diodos) sólo para los colimadores de 20 mm, 25 mm y 30 mm, mientras que las mayores diferencias (15 y 13%, respecto a los diodos EDGE y tipo E) fueron para el colimador de 7.5 mm.

Adicionalmente las medidas fueron comparadas con los resultados publicados por Dieterich et al.[2], quienes utilizaron detectores y condiciones similares a las de este estudio. Respecto a estos autores las diferencias fueron no mayores al 2% para todos conos, excepto para el de 7.5 mm, con hasta un 3.8% de variación.

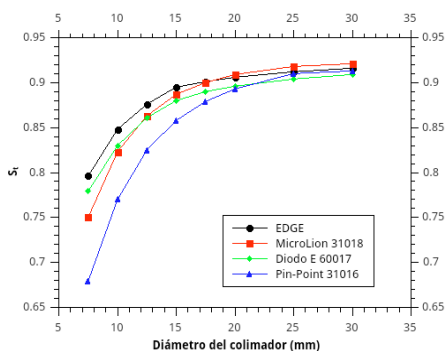


Figura 1: Factores de dispersión total medidos con detectores de cuatro modelos distintos.

Conclusiones: El comportamiento de los detectores analizados fue acorde con lo descrito por otros autores. Las variaciones en el S_t son mayores en los campos más pequeños. Adicionalmente se observó que los detectores de un mismo modelo y marca ofrecieron gran similitud en su respuesta. Los resultados descritos pretenden servir de referencia a otros centros nacionales con equipamiento similar al aquí mencionado.

Agradecimientos

Se agradece el apoyo de CONACYT a través de la División de Física Médica de la Sociedad Mexicana de Física por la beca de inscripción al Congreso FMOFM 2015.

Bibliografía

1. C. Bassinet, et. al. *Med. Phys.* 2013; 40 (7): 071725.
2. S. Dieterich and G. W. Sherouse, *Med. Phys.* 2011, 38 (7): 4166-4173.

TLO3-3: Irradiación corporal total (TBI) vs radioterapia volumétrica en arco (VMAT) aplicada en irradiación medular total (IMT)

J. G. Gutiérrez-Marquez^{a, b,*}, A. López Valencia^a, J.J. Velázquez Trejo^b, Ch. Adame González^b, F. Chilaca Rosas^b, T. Rivera Montalvo^a

^a Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada Unidad Legaria, México

^b Departamento de Física del Hospital de Oncología de Centro Médico Nacional Siglo XXI IMSS, México

* Autor para correspondencia: jggm25@yahoo.com.mx, poker_2343@hotmail.com

<http://hdl.handle.net/20.500.11799/63007>

Introducción: La TBI es usada con el propósito de lograr ablación medular previa al trasplante de médula ósea. De manera clásica, la geometría es descrita con dos campos paralelos opuestos¹ con una dosis de 200 cGy/fxs en 6 fx, 2 fx/día, en donde la totalidad del cuerpo del paciente es irradiada con dos campos laterales a una distancia fuente superficie (DFS) de 400 cm sin proteger ningún órgano en riesgo (OIR). En este trabajo se propone usar la técnica VMAT con tres isocentros y 10 Arcos completos con el sistema óseo como blanco y protegiendo los OIR sin sacrificar cobertura.

Materiales y métodos: Se evalúan tres sujetos, el sujeto A maniquí antropomorfo Rando, el B paciente femenino y el C paciente femenino, el trio fue simulado con un tomógrafo y el volumen blanco PTV y órganos en riesgo OIR fueron delineados por un médico radio oncólogo utilizando el sistema eclipse versión 10. Los tres sujetos fueron planeados usando el mismo sistema en las técnicas convencional y VMAT utilizando el algoritmo aritmético anisótropico (AAA), para la optimización de VMAT el algoritmo de optimización DVO, los resultados fueron evaluados usando los índices de conformalidad² y criterios de cobertura convencionales, los valores de los índices calculados se muestran en la tabla 1, las dosis máxima, media y mínima de los órganos principales se observan en la tabla 2.

Resultados: Los datos de la tabla 1 muestran que la variación en calidad de cobertura, factor de cobertura y de subdosificación entre VMAT y paralelos opuestos no es significativa (3%), pero los índices de sobredosis y conformalidad muestran una diferencia superior al 800 y 300%, respectivamente, la tabla 2 muestra una reducción en la dosis máxima, media y mínima del 27, 66 y 96% respectivamente para el corazón y del 17, 23 y 55% para el pulmón.

Tabla 1. Principales índices y factores evaluados.

Suj	Calidad de Cobertura		Índice de Homogeneidad		Índice de Conformalidad	
	P.O	VMAT	P.O.	VMAT	P.O.	VMAT
A	0.67	0.68	1.72	1.3	4.35	1.28
B	0.93	0.97	1.81	1.23	4.14	1.17
C	0.96	0.96	2.04	1.33	4.3	1.16
Suj	Factor de cobertura de lesión		Factor de Subdosificación de lesión		Factor de sobredosis de tejido sano	
	P.O	VMAT	P.O	VMAT	P.O.	VMAT
A	0.95	0.94	0.05	0.06	3.39	0.35
B	0.96	0.98	0.04	0.02	3.09	0.19
C	0.95	0.97	0.05	0.03	4.3	0.18
Suj	Índice de conformalidad Geometría		Índice de Conformidad de tejido sano		Número de Conformación	
	P.O.	VMAT	P.O	VMAT	P.O	VMAT
A	3.44	0.41	0.21	0.73	0.20	0.68
B	3.14	0.21	0.23	0.83	0.22	0.81
C	4.35	0.21	0.22	0.83	0.20	0.81

Tabla 2. Dosis máxima, media y mínima para pulmón y corazón.

Pulmón	Dosis Máxima cGy		Dosis Media cGy		Dosis Mínima cGy	
	P.O	VMAT	P.O	VMAT	P.O	VMAT
A	1669	1121	1588	631	1493	398
B	1691	1439	1371	1111.3	1117.5	720.7
C	4.35	0.21	0.22	0.83	0.20	0.81
Corazón	Dosis Máxima cGy		Dosis Media cGy		Dosis Mínima cGy	
	P.O	VMAT	P.O	VMAT	P.O	VMAT
A	1688	1474	1515	923	1002	479
B	1711	1343	1580	948	1355	691
C	1734	1492	1612	1015	1424	699

Conclusiones: Los resultados muestran que el VMAT logra coberturas similares a la técnica convencional, logrando proteger OIR, conformar geoméricamente y generar homogeneidad de dosis al PTV muy superior, por lo tanto para TMI es posible usar VMAT.

Agradecimientos: El apoyo de CONACYT a través de la División de Física Médica, Sociedad Mexicana de Física para la inscripción al congreso.

TLO3-4: Impacto de la radiación de fuga a través del sistema de colimación multihojas en tratamientos de radioterapia de intensidad modulada

J. Soto-Muñoz^{a,*}, J. Lárraga-Gutiérrez^b

^a Posgrado en Ciencias Físicas, Universidad Nacional Autónoma de México, México

^b Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía, México

* Autor para correspondencia: jaziel7somu@gmail.com

<http://hdl.handle.net/20.500.11799/62947>

Introducción: Para impartir la dosis de prescripción en tratamientos de radioterapia de intensidad modulada (IMRT), en general, se requerirá un mayor número de unidades monitor (UM) en comparación con impartir la misma dosis en un campo no modulado. Como consecuencia de esto, la dosis recibida por el paciente debido a la radiación de fuga (F) a través del colimador multihojas (MLC) incrementará. El objetivo de este trabajo es evaluar el impacto dosimétrico que pequeñas diferencias en la radiación de fuga podrían tener en tratamientos de IMRT.

Materiales y métodos: Se usaron diferentes valores de F (0.1, 0.5, 1.0, 1.5 y 2.0%) en los perfiles de dosimetría del sistema de planeación de tratamientos (TPS) iPlan RT 4.1 (BrainLab, Alemania), para simular valores erróneos o desgaste de un MLC m3-mMLC (BrainLab, Alemania) con un haz de fotones de 6 MV. Se eligieron aleatoriamente 20 pacientes tratados mediante IMRT, y se escogió el valor de F de 1.0% como el valor verdadero para definir un perfil de referencia. Para cada paciente se hizo la optimización de IMRT con los valores de F de 0.1, 0.5, 1.5 y 2.0%, y después se recalculó la dosis usando el valor de referencia (1.0%), en cada paso se obtuvieron los mapas de distribución de dosis y los histogramas dosis volumen (DVH). Las distribuciones de dosis resultantes se compararon y las diferencias obtenidas se normalizaron respecto a la dosis de prescripción D_p , que se definió como el 90% de la dosis la isocentro.

Resultados: En la comparación de las distribuciones de dosis se obtuvieron diferencias de hasta 4% respecto a la dosis de prescripción, al usar el perfil de dosimetría con F=2% (Figura 1). Estas diferencias representan una dosis absoluta de 2.4 Gy para un esquema de tratamiento estándar de 30 fracciones, y se localizan principalmente en las zonas bloqueadas por el MLC. En el análisis de los DVH se obtuvieron diferencias de 7 a 20% en la dosis máxima recibida por los órganos de riesgo, diferencias de hasta 2% en la cobertura, 25% en el índice de conformidad y 2% en el índice de homogeneidad.

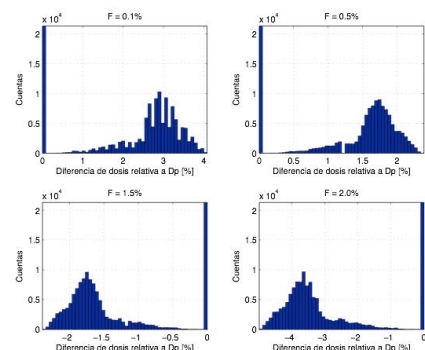


Figura 1: Histogramas de diferencias relativas a D_p .

Conclusiones: Los resultados obtenidos sugieren que es necesaria una medición precisa y una verificación frecuente del factor de TF, ya que pequeñas diferencias (hasta $\pm 1\%$) en el valor de TF, producen diferencias de hasta 4% en las distribuciones de dosis obtenidas por el TPS. Lo cual compromete la incertidumbre máxima permitida en radioterapia de $\pm 5\%$.

Agradecimientos. Al Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía por las facilidades para usar los equipos. Al grupo de investigación de Física Médica del INNyN.

A CONACyT por el apoyo para concluir los estudios de maestría.

A CONACyT a través de la División de Física Médica de la Sociedad Mexicana de Física por la inscripción al congreso.

TLO4-1: Evaluación dosimétrica del tratamiento de cráneo total con protección al hipocampo

I. Sánchez-Estrada^{a,*}, M. Hernández-Bojórquez^b, H. Uriarte-Rivera^a, F. Flores-Vázquez^b

^a Escuela Superior de Física y Matemáticas, Instituto Politécnico Nacional, México

^b Centro de Cáncer, Centro Médico ABC, México

*Autor para correspondencia: fis.ivonsanchez@gmail.com

<http://hdl.handle.net/20.500.11799/62946>

Introducción: El *Radiation Therapy Oncology Group* (RTOG) en su reporte 0933 propone proteger el hipocampo para prevenir la disminución de las funciones neurocognitivas asociada a la radioterapia de cráneo total, estableciendo la tolerancia en el hipocampo en 16 Gy. Verificar la precisión en el tratamiento de cráneo total con protección al hipocampo (WBRT-HA) desempeña un papel fundamental para asegurar la entrega de la dosis en el cerebro y la protección al hipocampo.

Materiales y métodos: El tratamiento consiste en una dosis de 30 Gy fraccionada en 10 sesiones utilizando 9 campos de intensidad modulada, estableciendo en 16 Gy la tolerancia en el hipocampo, o bien 1.6 Gy por sesión, usando un acelerador lineal Novalis Tx. Se realizó la evaluación dosimétrica en dos casos clínicos para WBRT-HA. Se utilizaron dos maniqués: uno de 10 cm de agua sólida (de referencia R) que permite la inserción de una cámara de ionización (CI) y de una película de tinte radiocrómico (PTR); y el maniquí IMRT Matrix Phantom de PTW (PTW) donde puede insertarse una CI en diferentes posiciones para las regiones de interés. La medición de la dosis absorbida con la CI sigue las indicaciones del código de práctica TRS 398. La medición de la dosis con PTR está basada en las recomendaciones de The American Association of Physicists in Medicine.

La evaluación dosimétrica consistió en verificar la dosis calculada mediante medidas con CI para tres regiones: isocentro (I), cerebro en dosis de prescripción (P) e hipocampo (H), y por otro lado, se realizó la evaluación con PTR en el plano perpendicular al eje central en el nivel definido en el isocentro, mediante el análisis de perfiles de dosis e índice gamma.

Resultados: Los resultados para los dos casos clínicos P1 y P2 usando la CI se observan en la tabla 1.

Tabla 1: Resultados con cámara de ionización.

	P P2	3.2 ± 0.2	3.22 ± 0.04	0.4
Maniquí	Región	Dosis medida	Dosis calculada	≤ 1.6 Gy
R	H P1	1.1 ± 0.2	1.20 ± 0.02	✓
	H P2	1.2 ± 0.4	1.3 ± 0.02	✓

En todas las mediciones con la CI se obtuvo una diferencia porcentual menor al 2.2%. La dosis administrada al hipocampo es menor a la dosis de tolerancia establecida.

En el análisis de las mediciones con la PTR en la región de prescripción se obtuvieron diferencias porcentuales máximas para los perfiles horizontales de 2% (figura 1), y para los perfiles verticales de 4.1%. En la región hipocampal se obtuvo una dosis máxima de 15 Gy.

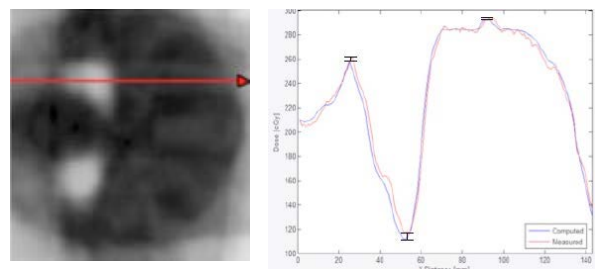


Figura 1: Perfil de dosis horizontal para el P1.

Con el criterio de aceptación de $\gamma(5 \text{ mm}, 7\%)$, el 100% de los píxeles cumplen con dicho criterio. Con $\gamma(3 \text{ mm}, 4\%)$ el porcentaje de píxeles que cumplen el criterio de aceptación es de 96.6 y 97.5% para P1 y P2, respectivamente.

Conclusiones: La dosis prescrita requerida en el tratamiento WBRT-HA se entrega adecuadamente al administrar en el área del hipocampo dosis menores al límite de tolerancia establecido, como se verifica en las mediciones de la dosis realizadas con la cámara de ionización y con la película de tinte radiocrómico.

Agradecimientos: Al apoyo brindado por el CONACyT a través de la División de Física Médica. Al Centro de Cáncer del Centro Médico ABC.

Bibliografía

1. Mehta, M., Gondi, V., Corn, B. et al. Radiation therapy oncology group. A phase II trial of hippocampal avoidance during whole brain radiotherapy for brain metastases. Estados Unidos de America: Radiation Therapy Oncology Group. 2012.
2. International Atomic Energy Agency. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. Vienna, Austria: IAEA. 2000.

TLO4-2: Distribución de dosis para irradiación de cuerpo entero con electrones de 6 MeV

I. Licona^{a,*}, I. Gamboa-de Buen^b, E. Figueroa-Medina^c

^a Instituto de Física UNAM, México

^b Instituto de Ciencias Nucleares UNAM, México

^c Instituto de Ciencias Médicas y Nutrición Salvador Zubirán (INCMNSZ), México

*Autor para correspondencia: emysancanto@hotmail.com

<http://hdl.handle.net/20.500.11799/62948>

Introducción: La micosis fungoide es un linfoma (conjunto de enfermedades neoplásicas que se desarrollan en el sistema linfático) de las células T de la piel, representa el 2-3% de todos los linfomas. Uno de los tratamientos contra la micosis fungoide consiste en la irradiación de cuerpo entero con un haz de electrones. La American Association of Physicists in Medicine (AAPM) ha publicado un protocolo para la terapia de irradiación de cuerpo entero con electrones, en donde se describen las técnicas y la dosimetría para la irradiación con electrones de energías de 3 a 7 MeV, así como los requisitos del haz de irradiación y los tipos de mediciones dosimétricas que se deben realizar antes de iniciar la radioterapia. Con base en el reporte número 23 de la AAPM se obtuvieron la distribución de dosis en el plano de tratamiento y el porcentaje de dosis en profundidad para un haz de electrones de 6 MeV producidos en el acelerador lineal True Beam de Varian del INCMNSZ.

Materiales y métodos: Para cubrir el área de tratamiento de 52.5 x 190 cm se utilizaron dos campos de radiación y la distancia entre la fuente y la superficie de tratamiento fue de 350 cm. La distribución de la dosis se midió con dosímetros termoluminiscentes de LiF:Mg,Ti (TLD-100), distribuidos uniformemente sobre un maniquí de agua de 30 cm x 52.5 cm x 190 cm. Se utilizaron películas de tinte radiocrómico EBT2 y una cámara de ionización plano paralela para medir el porcentaje de dosis en profundidad (PDD).

Resultados: En la figura 1 se muestra la distribución de dosis porcentual, considerando como el 100% al promedio de la respuesta de los dosímetros TLD-100 distribuidos en el plano de tratamiento. En un plano de 52.5 cm x 160 cm, la dosis es uniforme dentro del 8% en la dirección vertical y del 4% en la horizontal.

El PDD medido con la película EBT2 concuerda con el medido con la cámara de ionización.

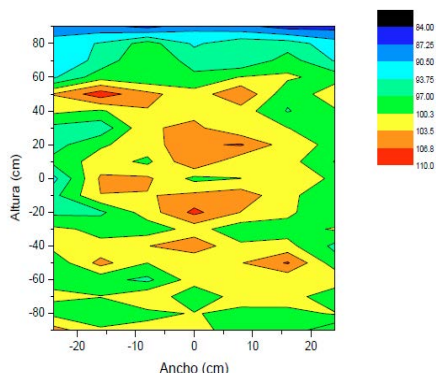


Figura 1: Distribución de dosis en el plano de irradiación.

Conclusiones: La homogeneidad de la dosis satisface la recomendación de la AAPM.

Se pueden realizar tratamientos de irradiación de cuerpo entero en el INCMNSZ.

Agradecimientos. Al técnico radiólogo Héctor Vilchis Reyes por su apoyo en las irradiaciones y al CONACYT por la beca otorgada a Iván Licona.

TLO4-3: Evaluación de la técnica de impresión 3D para su implementación en radioterapia

A. López Valencia^a, J. G. Gutiérrez Marqueza, b,^{*}, J. J. Velázquez Trejo^b, T. Rivera Montalvoa

^a Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada Unidad Legaria, México

^b Departamento de Física del Hospital de Oncología de Centro Médico Nacional Siglo XXI IMSS, México

*Autor para correspondencia: jggm25@yahoo.com.mx, poker_2343@hotmail.com

<http://hdl.handle.net/20.500.11799/62938>

Introducción: La impresión 3D es una tendencia para aplicaciones diversas. El presente trabajo evalúa la posibilidad de su uso en la modalidad de inyección de plástico dentro de la radioterapia. Examinamos las impresiones de diferentes tipos de impresoras, materiales y calidades de impresión, con la finalidad de determinar qué posibilidad hay de usar esta técnica en la fabricación de maniqués, accesorios para dosimetría, soportes para tratamientos específicos, entre otras aplicaciones que cubran las necesidades diarias en un centro de radioterapia.

Materiales y métodos: Para dicha evaluación se utilizaron dos diferentes tipos de impresora, cuyas impresiones se compararon con un cubo de agua sólida. La primera una semi industrial Zortax M200 con una resolución mínima de 0.025 mm de grosor de capa, en la cual es posible imprimir en cuatro tipos diferentes de materiales con características químicas y mecánicas diferentes, en esta se imprimieron 4 cubos de 20 mm³ de Z-ABS (el material más económico para dicha impresora), cada uno de 0.090 mm, 0.140 mm, 0.190mm y 0.290 mm de grosor de capa respectivamente. En segundo lugar utilizamos una Makerbot Replicator, la cual es una impresora 3D comercial con una resolución mínima de 0.1 mm de grosor de capa, en la cual solo es posible imprimir de manera correcta en ABS, se hicieron 3 cubos de 20 mm³, cada uno de 0.2 mm, 0.3mm y 0.4 mm de grosor de capa respectivamente. Se realizó una tomografía a los siete cubos y elegimos la resolución de 0.2 mm de grosor de capa para analizar 4 tipos diferentes de materiales imprimiendo un cubo de cada material de 20 mm³ para comparar las Unidades Hounsfield (UH) de cada material con las de un cubo de agua sólida, las cuales son cero (tabla 1).

Resultados: No observamos diferencias considerables entre las UH de las diferentes calidades de impresión, pero sí entre una impresora y otra (figura 1). Elegimos la calidad 0.2 mm de grosor de capa para conservar el costo beneficio. En la tabla 1 se muestran las UH obtenidas para cada material y el tejido humano equivalente que se obtuvo con la curva de calibración del tomógrafo, en la figura 2 mostramos el corte central de los cubos de materiales diferentes.

Tabla 1: Resultados de la evaluación de diferentes materiales.

Material	Homogéneo	UH	Equivalente
ABS	No	-900	Aire
Z-ABS	Si	-350	T. Adiposo
Z-ULTRAT	Si	-330	T. Adiposo
Z-HIPS	Si	-400	T. Pulmonar

Figura 1. Corte central de los cubos a 0.090 mm, 0.140 mm, 0.190 mm y 0.290 mm de grosor de capa.

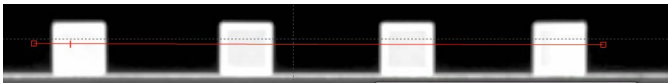
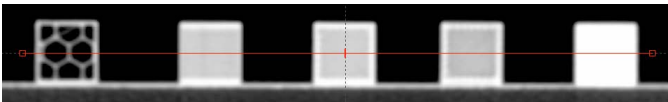


Figura 2: Corte central de los cubos de diferentes materiales, ABS, Z.ABS, Z-ULTRAT, Z-HIPS Y Agua solida.



Conclusiones: Determinamos que la impresión 3D es factible para la fabricación de accesorios de dosimetría y algunos accesorios para tratamientos específicos, dado que mecánicamente son estables; también para la creación de maniqués con materiales que simulen tejidos adiposo y pulmonar, así como cavidades de aire.

Agradecimientos: Al IMSS por su valiosa colaboración.
 A CICATA- Legaría por su gran instrucción.
 El apoyo de CONACYT a través de la División de Física Médica, Sociedad Mexicana de Física para la inscripción al congreso.