

nucleus

ISSN 2075-5635
on line

No. 72, 2022

Publicación cuatrimestral

Agencia de Energía Nuclear y Tecnologías de Avanzada de Cuba
Ministerio de Ciencia, Tecnología y Medio Ambiente

En este número:

**Niveles de referencia
para diagnóstico
en medicina nuclear
e imagen híbrida.
Revisión y actualización**



www.cubaenergia.cu/nucleus/nucleus.htm

Panorama Nuclear

Niveles de referencia para diagnóstico en medicina nuclear e imagen híbrida. Revisión y actualización.	1
Zayda H. Amador Balbona, Adlin López Díaz, Leonel A. Torres Aroche.	
Una mirada actualizada a las dificultades en la implementación y diseminación de los patrones dosimétricos secundarios.	13
Gonzalo Walwyn Salas, Oscar Díaz Rizo, Niurka González Rodríguez.	
Resultados del servicio de vigilancia radiológica en metales en Santiago de Cuba durante el período 2012-2020.	18
Reinaldo Griñán Torres, Celia A. Caveda Ramos, Enma O. Ramos Viltre, Dolores Alonso Abad	

Ciencias Nucleares

Protocolo para la realización de la gammagrafía de mamas con ^{99m} Tc-MIBI empleando un dispositivo de posicionamiento decúbito prono.	23
Armando Del Pozo Almaguer, Rodolfo Suárez Iznaga, Adlin López Díaz, Consuelo Varela Corona	
Evaluación de un método para estudios de optimización de la exposición médica en medicina nuclear.	27
Karla Batista García- Ramó, Yudmila Reyes González, Leonel A. Torres Aroche, Yolaine Sánchez González	
Aporte de la corrección de dispersión por Tomografía para la estimación de actividad en estudios híbridos del tiroides con ¹³¹ I.	35
Katlyn Machado López, Adlin López Díaz, Yalaina Robaina León, Juan Miguel Martín Escuela, Viviana M. Fernández Rodríguez	
Péptidos inhibidores del PSMA radiomarcados para el estudio del carcinoma de próstata.	40
Alejandro Perera Pintado, Anaís Prats Capote, Jorge Cruz Arencibia	
Evaluación radiológica de las arenas negras de la Playa Bibijagua, Isla de la Juventud, Cuba.	48
Oscar Díaz Rizo, Héctor Cartas Águila, Rubén Gutiérrez Manso, Solne Reyes Peña, Grizel Pérez Zayas	
Aplicación de técnicas nucleares para estimar la degradación de suelos por erosión, en cultivos bajo medidas de conservación.	54
Yanna Llerena Padrón, Reinaldo Gil Castillo, José Luis Peralta Vital, Yusleidy Milagros Cordoví Miranda, Leonides Bravo Leiva, Andrés Fuentes Soto	
Determinación de los patrones de comportamiento dinámico de sistemas de tratamiento de aguas residuales, empleando radiotrazadores	61
Eduardo A. Capote Ferrera, Isis Ma. Fernández Gómez, Milagros Derivet Zarzabal, Jorge A. Carrazana González, Miguel Ángel Bravo Leal, Yusleidy M. Cordoví Miranda, Ramón L. Rodríguez Cardona	
Revistas certificadas como Publicaciones Seriadas Científico-Tecnológicas	65
Instrucciones a los autores	68

summary

Nuclear Outlook

Reference levels for diagnosis in nuclear medicine and hybrid imaging. Review and update.	1
Zayda H. Amador Balbona, Adlin López Díaz, Leonel A. Torres Aroche	
An updated overview at the difficulties in the implementation and dissemination of the dosimetry secondary standards	13
Gonzalo Walwyn Salas, Oscar Díaz Rizo, Niurka González Rodríguez.	
Results of the radiological surveillance service in metals in Santiago de Cuba during the period 2012-2020.	18
Reinaldo Griñán Torres, Celia A. Caveda Ramos, Enma O. Ramos Viltre, Dolores Alonso Abad	

Nuclear Sciences

Protocol for the realization of breast scintigraphy with ^{99m} Tc-MIBI using a prone decubitus positioning device.	23
Armando Del Pozo Almaguer, Rodolfo Suárez Iznaga, Adlin López Díaz, Consuelo Varela Corona	
Evaluation of a method for medical exposure optimization studies in nuclear medicine.	27
Karla Batista García- Ramó, Yudmila Reyes González, Leonel A. Torres Aroche, Yolaine Sánchez González	
CT scatters correction impact on quantification of ¹³¹ I activity in thyroid studies using SPECT/CT hybrid equipment..	35
Katlyn Machado López, Adlin López Díaz, Yalaina Robaina León, Juan Miguel Martín Escuela, Viviana M. Fernández Rodríguez	
Radiolabeled peptides inhibitors of PSMA for the study of prostate carcinoma.	40
Alejandro Perera Pintado, Anaís Prats Capote, Jorge Cruz Arencibia	
Radiological evaluation of black sands from BIBIJAGUA beach, Isle of Youth, Cuba.	48
Oscar Díaz Rizo, Héctor Cartas Águila, Rubén Gutiérrez Manso, Solne Reyes Peña, Grizel Pérez Zayas	
Application of nuclear techniques to estimate soil degradation by erosion, in crops under conservation measures.	54
Yanna Llerena Padrón, Reinaldo Gil Castillo, José Luis Peralta Vital, Yusleidy Milagros Cordoví Miranda, Leonides Bravo Leiva, Andrés Fuentes Soto	
Determination of the dynamic behavior patterns of wastewater treatment systems, using radiotracer.	61
Eduardo A. Capote Ferrera, Isis Ma. Fernández Gómez, Milagros Derivet Zarzabal, Jorge A. Carrazana González, Miguel Ángel Bravo Leal, Yusleidy M. Cordoví Miranda, Ramón L. Rodríguez Cardona	
Magazines certified as serial scientific and technological publications	65
Information for authors	68

Consejo editorial

Dra. en Ciencias Físicas Angelina Díaz García, Dr. en Ciencias Químicas José Morín Zorrilla, Dr. en Ciencias Médicas Juan Cárdenas Herrera, Dr. en Ciencias Médicas Juan Perfecto Oliva, Dr. en Ciencias Químicas Juan Jaen Osorio, Dr. en Ciencias Físicas Juan Luis François Lacouture, Dr. en Ciencias Físicas Luis Felipe Desdín García, MSc. en Ingeniería Nuclear Manuel Fernández Rondón, Dr. en Ciencias Físicas Oscar Díaz Rizo, Dr. en Ciencias Biológicas Omar García Lima, Dr. en Ciencias Ramón B. Pomés Hernández, MSc. en Ingeniería Nuclear Ramón R. Cardona, Dr. en Ciencias Físicas Ramiro J. Guerra Valdés, Dr. en Ciencias Físicas Raúl Oscar Barrachina Tejada

Equipo editorial

Director: Henry Ricardo Mora / **Editor Jefe:** Luis Felipe Desdín García / **Redactor Técnico:** Ramiro J. Guerra Valdés / **Edición:** Lourdes González Aguiar
Diseño: D.I. Liodibel P. Claro Drake / **Traducción:** Odalys González Solosabal, Marietta Crespo Pérez / **Indización INIS:** Iraida Oviedo Rivero / **Referencias:** Miriam Amado Picasso / **Fotomecánica:** Alain Ciérvides Sánchez / **Producción:** Maikel Carrero Pérez / **Encuadernación:** María Cristina Herrera Rosell, Lázara Pérez Díaz
Revista arbitrada, certificada por el Ministerio de Ciencia, Tecnología y Medio Ambiente. Referenciada en las Bases de Datos INIS, CUBACIENCIAS Periódica, en el Sistema de Información LATINDEX, ULRICH'S, EBSCO, Scielo e INFORMNAUKA.



...A la obra de la vida...

El Doctor en Ciencias Ramiro Jorge Guerra Valdés nació el 5 de mayo de 1948 en la Habana y falleció el 5 de junio de 2022 en su ciudad natal. Excelente profesional, maestro

de generaciones, revolucionario con gran sentido de pertenencia, siempre dispuesto ayudar y a brindar sus conocimientos, es un ejemplo para varias generaciones de especialistas nucleares.

Ramiro era un enciclopedista, un hombre del Renacimiento, raro y la vez notorio por su don de la palabra. Hablaba tanto que abrumaba con sus enormes conocimientos de historia, literatura, música, estadísticas, en fin... un pozo insondable.

Pero no podía ser diferente. Descendiente de una familia de cubanos ilustres, su abuelo paterno era el historiador, economista y pedagogo Ramiro Guerra. Su madre, Carmen Valdés Sicardó, musicóloga y pedagoga, y su padre, Jorge Guerra Debén, ingeniero químico formado en EE.UU., uno de los más profundos conocedores de la caña de azúcar y pionero en Cuba de los estudios de la radiactividad de aguas minero medicinales.

Siendo apenas un adolescente participó en la Campaña de Alfabetización, de lo cual sentía un genuino orgullo.

Su interés por la ciencia comenzó en su época de estudiante de secundaria y preuniversitario en los años 60, cuando comenzó el movimiento de los alumnos monitores y los círculos de interés científicos-técnicos.

En 1970 se gradúa de Licenciado en Física en la Universidad de La Habana y el 27 de enero de 1971 comienza su vida laboral en el Instituto de Investigaciones Nucleares (ININ), de la Academia de Ciencias de Cuba, fundado el 8 de enero 1969 por el Comandante en Jefe Fidel Castro Ruz. En esa institución realizó estudios de diferentes especialidades nucleares así como cursos de idiomas inglés, ruso y otras materias de posgrado.

En 1973 defiende la tesis de Maestría en la especialidad de Termofísica. En 1976 trabaja como investigador en el Instituto Central de Investigaciones Nucleares Rosendorf de la Academia de Ciencias de la República Democrática Alemana (RDA) y en 1981 obtiene el grado de Doctor en Ciencias Físicas en ese país.

Trabajó como profesor en el antigua Facultad de Ciencia y Tecnología Nucleares (CTN) de la Universidad de la Habana, la cual se convirtió posteriormente en el Instituto Superior de Tecnologías y Ciencias Aplicadas (InSTEC). A partir del 2001 comenzó a trabajar en el Centro de Gestión de la Información y Desarrollo de la Energía (CUBAENERGIA) como Investigador Titular y al jubilarse en el 2017 como Especialista en Servicios, Procesamientos y Análisis de la Información.

Fue miembro del Tribunal de Categorías Científicas Superiores de la Agencia de Energía Nuclear y Tecnologías de Avanzada durante un largo periodo.

Como Doctor en Ciencias Físicas perteneció al Consejo Editorial de la Revista Nucleus desde 2013 hasta su fallecimiento. Gran conocedor de la lengua española y defensor a ultranza de su uso correcto, se desempeñó también como Redactor Técnico de Nucleus desde el 2017 hasta el final de sus días.

Nuestro apóstol José Martí dijo “La Muerte no es verdad cuando se ha cumplido bien la obra de la vida”. Sirva este homenaje a la obra de la vida de Ramiro Jorge Guerra Valdés.



Niveles de referencia para diagnóstico en medicina nuclear e imagen híbrida. Revisión y actualización

 Zayda H. Amador Balbona¹,  Adlin López Díaz²,  Leonel A. Torres Aroche¹

¹Centro de Isótopos (CENTIS), Mayabeque, Cuba.

²Instituto Superior de Ciencias y Tecnologías Aplicadas (InSTEC). Universidad de La Habana. La Habana, Cuba.

zabalbona@centis.edu.cu

Resumen

La imagen diagnóstica debe realizarse con la exposición mínima necesaria del paciente, para alcanzar satisfactoriamente el objetivo del diagnóstico. Por esta razón, surgen y se establecen los niveles de referencia de diagnóstico, como herramientas dinámicas para contribuir a la optimización de la protección radiológica, favorecer la estandarización de las prácticas y fortalecer la cultura de seguridad, sin comprometer el propósito clínico de cada examen o procedimiento. El objetivo del presente trabajo es brindar una panorámica actualizada sobre el establecimiento y uso de estos niveles para la medicina nuclear y la imagen híbrida. Se identifica que para establecerlos y utilizarlos adecuadamente se requiere de personal preparado y de actividades de coordinación y colaboración entre múltiples actores, incluyendo los servicios médicos, las autoridades de salud, las organizaciones profesionales y los órganos reguladores. El desarrollo acelerado de la tecnología generalmente supera el cambio de las regulaciones, por lo que estos niveles deben ser actualizados periódicamente, a fin de cumplir su función de guía y acicate para la optimización. La expansión mundial de las tecnologías híbridas y su uso creciente, son un fenómeno de la última década, por lo que el establecimiento de estos niveles para dichas tecnologías no se ha consolidado, aunque países como el Reino Unido y Australia, muestran pasos sólidos en esta dirección. Se han realizado investigaciones con maniquíes y directamente con pacientes, estos últimos con un aporte de información de mayor utilidad. La instalación de equipos híbridos en Cuba demanda de este estudio, de ahí su importancia.

Palabras clave: medicina nuclear; tomografía de emisión computerizada de fotón único; protección contra las radiaciones; tratamiento de imágenes; imágenes; normalización; tomografía computerizada con positrón.

Reference levels for diagnosis in nuclear medicine and hybrid imaging. Review and update

Abstract

The diagnostic image must be carried out with the minimum necessary exposure of the patient that allows the objective of the diagnosis to be satisfactorily achieved. For this reason, diagnostic reference levels emerge and are established as dynamic tools to help optimize radiation protection, contribute to the standardization of practices and strengthen culture of safety, without compromising the clinical purpose of each examination or process. The objective of this work is to provide an updated overview of the establishment and use of these levels for nuclear medicine and hybrid imaging. It is identified that to establish and use them properly, trained personnel and coordination and collaboration activities are required among multiple actors, including medical services, health authorities, professional organizations and regulatory bodies. The accelerated development of technology generally exceeds the change in regulations, so these levels must be updated periodically, in order to fulfil their role as a guide and spur for optimization. The worldwide expansion of hybrid technologies and their growing use are a phenomenon of the last decade, so the establishment of these levels for such technologies has not been consolidated, although countries such as the United Kingdom and Australia show solid steps in this address. Research has been carried out with phantoms and directly with patients, the latter with a more useful contribution of information. The installation of hybrid equipment in Cuba demands this study, hence its importance.

Key words: nuclear medicine; single photon emission computed tomography; radiation protection; image processing; images; standardization; positron computed tomography.

Introducción

Las imágenes médicas proveen a los sistemas de atención de salud de beneficios innegables y magníficos de gran valor para el diagnóstico y seguimiento de diversas enfermedades. Su papel en la detección de todo tipo de enfermedades, su clasificación y pronóstico, la planificación y el seguimiento de los tratamientos, así como la evaluación de la respuesta terapéutica es indiscutible y cada vez más, importante y exacto. Las modalidades imagenológicas han surgido y evolucionado de forma continua, adaptándose a las necesidades crecientes del escenario médico, al incremento del conocimiento científico-técnico y a las exigencias de una práctica médica segura y eficaz. Por esta causa, las tecnologías médicas no sólo han evolucionado, sino que se han complementado entre sí, surgiendo los equipos híbridos o multimodales, como forma de integrar la información que se necesita para responder a las incógnitas médicas y de compensar las deficiencias de cada una de ellas, frente a la tarea planteada.

Desde la introducción comercial de los equipos híbridos de medicina nuclear combinados con la tomografía computarizada (conocida por sus siglas en inglés de Computed Tomography, CT), específicamente de la Tomografía por Emisión del Fotón Único (por sus siglas en inglés de Single Photon Computer Tomography, SPECT/CT) en 1999 y la Tomografía por Emisión de Positrones (por sus siglas en inglés de Positron Emission Tomography, PET/CT) en 2000; se ha producido una consolidación tecnológica y un crecimiento sostenido de sus aplicaciones [1].

Cuba no se ha mantenido al margen y posee en la actualidad seis servicios con SPECT/CT, PET/CT y un equipo trimodal PET/SPECT/CT, que constituyen un eslabón importante para el diagnóstico y tratamiento de las primeras causas de muerte en el país.

Las razones de la superioridad de la SPECT/CT, en relación con la SPECT e imágenes planares, se resumen en la alta calidad de la imagen, a la que contribuyen los siguientes factores: simplifica el co-registro espacial de las imágenes de las dos modalidades integradas, porque el paciente permanece en la misma posición y camilla durante la adquisición de las imágenes de emisión y transmisión; la corrección de atenuación con Rayos X significa que el mapa de transmisión brindado por la tomografía muestra las densidades de los tejidos superpuestos entre el órgano en estudio y el detector, favoreciendo la implementación de métodos más precisos y eficaces para la corrección de la atenuación de los rayos gamma emitidos desde el órgano en estudio, y para la corrección de la radiación dispersa de estructuras provenientes de la actividad de órganos vecinos [2].

Sin embargo, los sistemas híbridos conducen inevitablemente a un aumento de la exposición a la radiación médica, porque la dosis de radiación a los pacientes es la suma de la dosis debida al radiofármaco administrado y la dosis del componente CT del estudio. Se analiza la influencia que tiene en el nivel de exposición de los pacientes el desarrollo tecnológico de los equi-

pos híbridos, por ejemplo, con una diferencia de 15 años de instalación de equipos PET/CT en un país [3]. Se reporta una reducción de la actividad administrada por peso corporal del paciente de un 26.6 por ciento y de los indicadores de dosis de la CT entre el 34.6 y el 28.2 %, al disponer los equipos recientemente instalados de detectores más sensibles y de algoritmos de reducción de las dosis [3]. Ante esta realidad, se debe implementar la justificación, tanto general como individual, apegándose a las guías y evaluando las características clínicas del paciente. Se debe optimizar la dosis de radiación para que el paciente reciba la menor cantidad de radiación que proporcione la información de diagnóstico adecuada.

El diagnóstico médico es efectivo cuando es correcto, oportuno y con un mínimo de riesgos. Como se conoce, no se aplican los límites de dosis a la exposición de los pacientes en la imagen diagnóstica, por lo que esta debe mantenerse al mínimo necesario para alcanzar el objetivo del diagnóstico ("la prueba correcta con la dosis correcta, se debe administrar al paciente correcto, en el momento correcto"). Con esta finalidad se utilizan los niveles de referencia de diagnóstico (NRDs), con siglas en inglés de Diagnostic Reference Levels, DRLs, los que además poseen un creciente potencial como herramienta dinámica para la optimización de las dosis de los pacientes.

A pesar de estar incluidos en los requisitos reglamentarios de las Normas Básicas de Seguridad (NBS) y de ser considerados por otros organismos internacionales, los NRDs no se han implementado en muchos países por diversas razones, como falta de recursos humanos, en particular de físicos médicos clínicamente calificados, la no existencia de una conciencia clara sobre la importancia de la optimización, el enfoque burocrático practicado por algunos organismos reguladores, la cooperación insuficiente entre las partes interesadas claves, etc. [4].

A partir de revisiones bibliográficas y del estudio organizado por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) de los Protocolos de Cardiología Nuclear (con siglas en inglés INCAPS) para imágenes con SPECT de perfusión miocárdica, a nivel internacional y regional en medicina nuclear, y de la instalación en Cuba de varias tecnologías para imagen híbrida, se identifica la necesidad de profundizar en la actualización de esta temática. [5-10] Téngase en consideración, además, la cantidad limitada de publicaciones en idioma español publicada sobre los NRDs. [9, 11-14]. En Cuba solamente están establecidos estos valores para la medicina nuclear y la CT [15]. Esta regulación se encuentra en revisión.

Niveles de referencia de diagnóstico

Definición del Ciclotrón

Un nivel de referencia de diagnóstico (NRD) es una forma de nivel de investigación para identificar niveles inusualmente altos (o bajos) de exposición a pacientes,

que requiere una revisión local, si se excede constantemente (o si se encuentra por debajo, de forma que esto afecte la calidad del diagnóstico por imagen). Los NRDs deben ser utilizados por organismos autorizados regionales, nacionales y locales [16].

La implementación del concepto NRD puede ser requerida por un organismo autorizado. El valor numérico de un NRD es una recomendación y no se aconseja su inclusión en una reglamentación.

Por otro lado, el OIEA define a los NRDs como "un nivel utilizado en imágenes médicas para indicar si, en condiciones de rutina, la dosis al paciente o la cantidad de radiofármacos administrados en un procedimiento radiológico específico para imágenes médicas, es inusualmente alta o inusualmente baja para ese procedimiento" [17].

Los NRDs no son límites de dosis; ni permiten diferenciar una buena o mala práctica médica, tampoco son restricciones a la exposición individual del paciente [18].

La optimización de la protección de los pacientes no es la minimización de las dosis. Una dosis de radiación demasiado baja podría ser tan mala, como una dosis de radiación demasiado alta, ya que la consecuencia podría ser que las imágenes obtenidas no sean de una calidad diagnóstica adecuada y adicionalmente no se justificaría la exposición médica del paciente. Es de suma importancia que la exposición médica conduzca al resultado requerido y para esto es determinante la optimización de dicha exposición, para lo cual los NRDs constituyen una herramienta fundamental.

Los NDRs han sido establecidos a través de encuestas nacionales a gran escala, a partir de estudios locales, adoptados de otro país o generados a partir de estudios publicados. Sin embargo, en cualquiera de estas variantes, deben estar basados en la información representativa de un país, considerando los distintos tipos de equipos disponibles para imágenes a lo largo del territorio y las características de los radiofármacos que se emplean [1]. También pueden ser definidos para una región del mundo.

Aparición

Se han documentado durante mucho tiempo grandes variaciones en las dosis de los pacientes para el mismo examen, por lo que la necesidad de mejora ha sido reconocida desde hace un tiempo prolongado [18].

El primer estudio de dichas variaciones se realizó en el marco del Programa de Encuestas para la Evaluación Nacional de Tendencias de los Rayos X (por las siglas en inglés de Nation Wide Evaluation of X-Ray Trends, NEXT), iniciado por la Administración de Alimentos y Drogas (por las siglas en inglés de Food and Drug Administration, FDA) en los EE.UU. en 1973, y desde entonces, se realizaron encuestas periódicas con maniqués [18].

La primera encuesta nacional de dosis que utilizó muestras de pacientes para procedimientos radiográficos fue organizada en el Reino Unido, a mediados de la década de 1980. La misma mostró una amplia variación en las prácticas entre hospitales para procedimientos

radiográficos similares. Las dosis de referencia nacionales se sugirieron por primera vez en el Reino Unido en 1989 [18].

En 1990, la Comisión Internacional de Protección Radiológica (con siglas en inglés ICRP) tiene la primicia de mencionar los niveles de referencia para diagnóstico en la Publicación 60. Más adelante, fueron tratados en la Publicación 73, 1996; en la Publicación 105, 2007 y en su última Publicación 135, 2017 [16].

Las encuestas de dosis estimadas para diferentes modalidades de imágenes, señalaban e indicaban la variación sustancial de las dosis a pacientes entre distintos servicios médicos, para el mismo examen o procedimiento y similar grupo de personas (adultos o niños de determinadas tallas). Estas observaciones indican la necesidad de la estandarización de las dosis y la reducción de las diferencias tan significativas entre estas, sin comprometer el propósito clínico de cada examen o procedimiento. A pesar del uso de algunas herramientas de reducción de dosis en la rutina diaria, la heterogeneidad encontrada en los valores de los indicadores de dosis o NRDs, sugiere que es necesario su estudio en cada país y que el personal de los servicios los utilice de manera más eficiente.

El OIEA y los NRDs

La Serie de Seguridad de las Normas Básicas Internacionales (NBS) de 1996 del OIEA, introdujo el concepto de NRDs, los que en aquel momento se denominaban "niveles orientativos" para la exposición médica. Las NBS vigentes expresadas en la serie GSR Part 3, 2014; que acompaña a la Guía de seguridad SSG-46, 2018; los define y establece como una herramienta importante para la optimización de la protección radiológica del paciente en imágenes [17, 19].

Los titulares registrados, los titulares de licencias y los médicos radiólogos se asegurarán de que la protección y la seguridad se optimicen para cada exposición médica. Los componentes a tomar en cuenta son: las consideraciones de diseño para los equipos, la calibración, la garantía de calidad, la dosimetría de los pacientes, los NRDs, las consideraciones operacionales y las restricciones de dosis (para los cuidadores y acompañantes) [18].

Los NRDs deben establecerse y actualizarse periódicamente, las revisiones de las dosis de los pacientes (auditorías) deben realizarse en cada centro médico con una periodicidad determinada y las dosis típicas locales encontradas deben compararse con los NRDs e investigar si las dosis son superiores o sustancialmente inferiores al NRD [18].

El OIEA en los últimos años ha realizado varias actividades de capacitación del personal sobre los NRDs. [18, 20-24] Ejemplos de las mismas son el seminario web organizado en el marco del proyecto de cooperación técnica regional del OIEA para Europa RER 9147 "Mejora de las capacidades de los Estados miembros para garantizar la protección radiológica de los individuos sometidos a exposición médica" y el curso online

sobre los NRDs, a través del sistema de gestión del aprendizaje del OIEA [22-25].

Metodología de registro y recolección de datos

Para el registro y recolección de datos, se puede realizar el registro manual por personal local en papel o ingresando estos manualmente en un Sistema de Información de Radiología (por las siglas en inglés de Radiology Information System, RIS), con el empleo de formularios estandarizados y el asentamiento de los índices de dosis y los parámetros claves de exposición [26].

La otra variante es el registro electrónico de los detalles de la exposición a la radiación en un formato estandarizado [26]. Se pueden registrar:

- Los objetos de dosis que no son Imágenes Digitales y Comunicaciones en Medicina, por las siglas en inglés de Digital Imaging and Communications in Medicine, DICOM (atributos de "encabezado" de imagen, el paso del Procedimiento Realizado por Modalidad (por las siglas en inglés de Modality Performed Procedure Step, MPPS)) al Sistema de Información Hospitalaria (por las siglas en inglés de Hospital Information System, HIS) o al RIS, imágenes de mapa de bits (gráficas) en el Sistema de Archivado y Comunicación de Imagen (siglas en inglés de Picture Archive and Communication Systems, (PACS)) y la conversión del Reconocimiento Óptico de Caracteres (por las siglas en inglés de Optical Character Recognition, OCR)).
- El objeto DICOM para cada evento de radiación, recopilado en un objeto único (Informe estructurado de dosis de radiación DICOM) que incluye los datos demográficos del paciente, la información del estudio, la técnica de imagen, la geometría y las métricas de las dosis).

Aunque la mayoría de los radiólogos y físicos médicos han oído hablar del término en inglés "DICOM", muchos asocian este término solo con el formato utilizado para guardar imágenes médicas. Sin embargo, el estándar DICOM en realidad incluye las especificaciones para comunicar muchos tipos de datos relacionados con la medicina de manera organizada, para que los dispositivos de diferentes fabricantes de hardware y software puedan comunicarse entre sí [27].

En DICOM se dispone de la información relacionada con la dosis automáticamente. Algunos fabricantes generan un fichero propio de reporte de dosis. Adicionalmente, se puede disponer o no sistemas de recopilación de datos independientes para registrar de dosis. Para mantener la compatibilidad con tecnologías más antiguas que no dispongan de este servicio, es necesario que también se permitan otros formatos de datos, incluyendo, por lo tanto, herramientas para:

- Recepción y extracción de la información de objetos DICOM.
- Recepción de imágenes DICOM y extracción de la información contenida en los metadatos de las mismas.

- Recepción de imágenes DICOM de captura secundaria, generadas por la modalidad y extracción de la información a través del OCR, así como de sus metadatos.

Finalmente, es necesario considerar que, en determinadas modalidades, la forma más completa de adquirir los indicadores dosimétricos será simultáneamente a través de la combinación de varios de los orígenes de los datos mencionados.

Los sistemas de registro deberán poder trabajar, en función de las necesidades del centro donde se instalen y de sus infraestructuras, tanto recibiendo pasivamente la información que envíe cada modalidad o el PACS, como interrogando activamente al PACS [27].

Los problemas que se presentan a menudo con la gestión de la información son la protección de los datos, el control del acceso, las regulaciones de la privacidad y la confidencialidad, el empleo de la nube computacional y las consideraciones éticas [21].

Establecimiento de los NRDs

Las NBS del OIEA, en su requisito 34, refleja que el gobierno garantizará que, como resultado de la consulta entre la autoridad sanitaria, los organismos profesionales pertinentes y el organismo regulador, se establezca un conjunto de NRDs para exposiciones médicas incurridas en imágenes médicas, incluidos los procedimientos de intervención guiados por imágenes. Dichos NRDs se basarán, en la medida de lo posible, en encuestas a gran escala o en valores publicados que sean apropiados para las circunstancias locales [17].

Las métricas de dosis deben ser fácilmente medibles y no son la dosis absorbida ni la efectiva, y para determinarlas deben seguirse, por ejemplo para la CT, las recomendaciones de la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de la Radiación (ICRU por sus siglas en inglés) contenidas en el reporte 74 sobre la dosimetría del paciente para los Rayos X en las imágenes médicas, 2005 y el reporte 457 del OIEA, 2007, que es un código de práctica internacional sobre la dosimetría en la radiología diagnóstica [21].

El concepto de un NRD se basa en un paciente típico, ya sea para un paciente adulto "estándar": muestra de pacientes con una masa de $70 \text{ kg} \pm 20 \text{ kg}$, con el objetivo de una muestra promedio de $70 \text{ kg} \pm 5 \text{ kg}$ o para niños con varios grupos de masa, tamaño o edad, definidos sin ambigüedad, mediante el uso de intervalos; por ejemplo, conjuntos de masa corporal. El número de grupos debe tener en cuenta la dificultad práctica para recopilar un número suficiente de datos de pacientes por cada grupo.

El tamaño de la muestra para cada servicio/instalación por grupo de edad (por ejemplo, adulto típico) depende de la frecuencia del procedimiento de imagen y la variabilidad en los indicadores de dosis de los pacientes. Debe ser lo suficientemente amplia para asegurar la confianza en la determinación de la dosis típica. Se acepta la cantidad de 10-20 pacientes para exploraciones no complejas como CT y también para medici-

na nuclear. Se prefiere que sean más de 100 pacientes, aunque la ICRP recomienda de 20-30 pacientes [16]. Si se dispone de un conjunto pequeño de valores de exposiciones, se deben utilizar dimensiones estandarizadas del paciente; de lo contrario, los valores típicos no son significativos.

Para la mayoría de los procedimientos de medicina nuclear, solo hay diferencias pequeñas en los valores de la actividad a administrar al paciente. Sin embargo, para algunas investigaciones de diagnóstico de medicina nuclear, las actividades administradas dependen en gran medida de los protocolos previstos (ejemplos: estudios de perfusión miocárdica con protocolos para imágenes de estrés y reposo, estudios renales basales y con fármacos, etc.). En el caso de los estudios de perfusión miocárdica estrés/reposo con radiofármacos tecnecios, los valores de NRDs nacionales en algunos países se basan en el protocolo con dos inyecciones en un mismo día, mientras que, en otros países, los valores se establecen en protocolos de dos días. Algo similar puede ocurrir en estudios renales con estímulo farmacológico de furosemida o inhibidores de la enzima convertidora de la angiotensina (ECA).

En la medicina nuclear se utiliza como NRD la actividad administrada (MBq).

En las investigaciones para las que el radiofármaco se concentra predominantemente en un solo órgano, se podría administrar una actividad estándar a todos los pacientes adultos (ejemplos: estudios en tiroides y riñones y de perfusión) [18].

En medicina nuclear, el aumento de la actividad administrada, dentro de los límites diagnósticos, no sólo mejora la calidad de la imagen, sino que también reduce el tiempo de adquisición. Se puede reducir la actividad administrada mientras se mantiene la calidad de la imagen, aumentando el tiempo de adquisición. Sin embargo, los tiempos de adquisición prolongados no son prácticos, porque los pacientes no pueden permanecer quietos y los artefactos de movimiento producen imágenes borrosas. Por otro lado, no es deseable, desde el punto de vista de la protección radiológica, administrar más actividad a los pacientes para lograr realizar una mayor cantidad de estudios [18].

Otro indicador dosimétrico para medicina nuclear puede ser el producto de duración de la actividad administrada (ADP por sus siglas en inglés). Se puede utilizar como métrica de dosis suplementaria para SPECT/CT y PET/CT e incorpora el tiempo de adquisición [18].

Igualmente, el otro NRD empleado en medicina nuclear es la actividad por peso corporal (MBq/kg) que se utiliza para niños, adolescentes y pacientes de bajo peso y otros.

En los procedimientos SPECT/CT y PET/CT la radiación es de distintas modalidades y son diferentes los descriptores de dosis. Es apropiado establecer y presentar valores NRDs para cada modalidad de forma independiente [18].

A menudo, es posible que no se necesite una tomografía computarizada (CT) de calidad diagnóstica para la exploración de medicina nuclear que se está realizan-

do. Una CT de dosis baja es adecuada para la corrección de la atenuación y la localización.

Sin embargo, en algunos casos, las imágenes de CT del examen PET/CT o SPECT/CT se pueden utilizar para reemplazar una CT de calidad diagnóstica que se requiera, reduciendo así la exposición del paciente y proporcionando información adicional para ayudar en la interpretación de la imagen metabólica de la medicina nuclear. Esto debe tenerse en cuenta al analizar la correspondencia con los NRDs en las auditorías y al estudiar los valores típicos locales [18].

Existen divergencias entre los requerimientos de calidad de imagen para indicaciones clínicas que se refieren a la misma región anatómica a estudiar, y por ende diferencias de la actividad a administrar. Se recomienda la determinación de los NRDs de CT a partir de todas las indicaciones clásicas importantes, ya que reflejan las condiciones de exposición del procedimiento. Los protocolos de exposición deben basarse principalmente en indicaciones clínicas y no sólo en la localización anatómica.

Los indicadores dosimétricos que se utilizan para los NRDs en CT son el Índice de Kerma Volumétrico, conocido también como Índice de Dosis Volumétrico (CTDIvol, mGy), el Producto Kerma-Longitud, comúnmente denominado como producto dosis longitud (DLP, mGy.cm) y en últimas fechas, se ha introducido el Estimado de Dosis por Tamaño Específico (por las siglas en inglés de Size-Specific Dose Estimates, SSDE, mGy).

Las técnicas de reducción de dosis en CT para PET/CT se clasifican en tres categorías: la reducción de la dosis de la CT para corrección de atenuación y localización, la orientación selectiva del uso de la CT y la reducción de la necesidad de una CT de diagnóstico de dosis completa [28].

Los resultados de una auditoría dosimétrica de pacientes para el establecimiento de los NRDs locales para CT de medicina nuclear se ilustran para un hospital del Reino Unido [29].

El valor del índice de dosis de CT informado en una exploración durante el examen de un paciente (es decir, CTDIvol) no representa la dosis absorbida por el paciente en el que se realizó el examen. Para abordar el deseo de la comunidad médica de estimar la dosis real del paciente, el Informe 204 de la AAPM, publicado en 2011, describió los métodos mediante los cuales el CTDIvol podría multiplicarse por un factor de conversión específico del tamaño del paciente para estimar la dosis absorbida en un paciente de un tamaño dado, esta es precisamente la cantidad que se conoce como Estimación de Dosis por Tamaño Específico (SSDE) [30].

Desde la publicación del Informe 204 de la AAPM, el concepto de SSDE y los factores de conversión específicos del tamaño asociados se han validado en una serie de maniqués, cadáveres y por estudios en Monte Carlo. Sin embargo, la adopción clínica a gran escala de la SSDE, sigue dependiendo de la implementación, por parte del fabricante, de métodos para calcular e informar automáticamente el SSDE, una tarea que se verá facilitada en gran medida por el estándar de la Comisión

Electrónica Internacional (por sus siglas inglés, IEC), recientemente completado sobre el cálculo y validación de la SSDE [30].

Sin embargo, los factores de conversión dependientes del tamaño del paciente, proporcionados en el Informe 204 de la AAPM, se desarrollaron específicamente para la obtención de imágenes por CT del abdomen y la pelvis, aunque se consideró aceptable el uso para tomografías computarizadas del tórax, ya que se preveía que los errores serían inferiores al 20 %. En dicho informe se utilizó el diámetro efectivo, D_{eff} , que se define como el diámetro de un círculo del área equivalente al área de la sección transversal del paciente, en una posición dada a lo largo de z , para describir el tamaño del paciente [30].

Los métodos para la estimación del diámetro equivalente al agua, D_w , se estandarizaron posteriormente y se describen en detalle en el Informe 220 de la AAPM, donde el D_w toma en consideración la atenuación del tejido, según lo evaluado por el proceso de exploración por CT, para estimar con mayor precisión la SSDE en las regiones del cuerpo que contienen una variedad de densidades y composiciones tisulares, como el tórax. El documento actual, que es una extensión del Informe 204 de la AAPM, se enfoca en el desarrollo de factores de conversión de la SSDE apropiados para exploraciones CT de la cabeza [30].

Se reporta la determinación del CTDIvol, DLP y SSDE para la CT de pecho sin contraste en adulto y su comparación con los del Colegio Americano de Radiología, basados en el D_w [31].

Para SPET/CT se refleja que el SSDE es un mejor estimado de la dosis con el tamaño del paciente que el CTDIvol, para el estudio de perfusión miocárdica en los sistemas que utilizan el control automático de la exposición [32].

El sistema de gestión de dosis puede facilitar la recopilación de datos y ayudar a establecer, actualizar y utilizar los NRDs [18].

Los repositorios de dosis y los sistemas de gestión de dosis se consideran herramientas importantes para respaldar el proceso de optimización de los procedimientos de adquisición de imágenes mediante el establecimiento de NRDs locales [18].

Introducir los datos en una hoja de cálculo es una decisión local (esto se puede realizar de forma manual, electrónica, etc.). Con la hoja de cálculo en Excel se emplean dos opciones: para los datos individuales de las dosis de los pacientes (generalmente la entrada es manual, y los números son más pequeños) y para los datos resumidos de una auditoría local (los valores de la media, la mediana, etc.), a menudo de una recopilación a gran escala de los datos a nivel local.

Los datos que se deben coleccionar para el establecimiento de los NRDs son como mínimo: los parámetros del estudio: la modalidad (por ejemplo, medicina nuclear), el procedimiento (por ejemplo la gammagrafía renal), la indicación clínica destinada al estudio (por ejemplo la sospecha de obstrucción del tracto urinario), los parámetros del paciente: sexo, edad, peso, índice de

masa corporal, diámetro, etc. y los parámetros de la adquisición: índices de dosis/valor del NRD (por ejemplo, actividad administrada o CTDI, DLP y SSDE para CT).

Para CT los parámetros de exposición son, por ejemplo: kV, mA, pitch (factor de paso), etc. [18].

La metodología utilizada para realizar la encuesta debe ser en papel con envío electrónico, basado preferiblemente en la web. Se emplean las hojas de cálculo y las consultas basadas en la web y la recopilación de los datos electrónicos, que comprende la plantilla del radiofármaco que se completó con DICOM y la captura de la dosis administrada de cualquier procedimiento de medicina nuclear [18].

Para una instalación se determinan estadísticamente los valores mínimo, máximo, promedio, la desviación estándar y la mediana de la muestra de pacientes. El valor de dosis típico es el valor de la mediana [18].

Para un solo servicio se indican los pasos siguientes para el establecimiento de los NRDs, a saber: crear el grupo de trabajo (definir al coordinador y al administrador de la base de datos), definir los protocolos a estudiar por imagen y los NRDs a establecer, seleccionar las magnitudes medibles que se utilizarán, definir la metodología a aplicar (tamaño de la muestra (cantidad de pacientes) y grupos de pacientes), preparar los registros estandarizados a emplear (electrónicos o en papel), recoger los datos del servicio en particular (de los estudios en pacientes en una sola tecnología híbrida PET/CT o SPECT/CT y de forma separada los valores para el CT), realizar su análisis estadístico (fijar la dosis típica y el valor de la mediana para cada NRD), fijar el NRD usualmente en el percentil 75, redondeando su valor [21].

Cada país debe desarrollar sus propios NRDs, porque cada país tiene diferentes equipos de imagenología instalados. Se calcula el valor típico (mediana) para cada instalación. Se determinan los valores mínimo, máximo, promedio, la desviación estándar y la mediana de las dosis típicas (medianas) de diferentes instalaciones. El NRD nacional es igual al valor del tercer cuartil redondeado (percentil 75) de los valores medianos. Se excluye la "cola" de la distribución de las dosis altas [18].

Este responde a la realización de una encuesta representativa de amplia difusión en términos de varios tipos y tamaños de instalaciones (rurales, urbanas, privadas, públicas), equipos y ubicaciones geográficas. El tamaño de la muestra (número de servicios) depende del tamaño del país y del número total de instalaciones. Con la encuesta a gran escala, se obtiene una instantánea de la práctica en curso en el estado o región, que refleja tanto las buenas como las malas prácticas, para ese procedimiento de imagen [18].

Existen muchos actores como son las instalaciones de imágenes, la autoridad sanitaria, los organismos profesionales y el organismo regulador. Existe una propiedad colectiva de los NRDs y se debe decidir sobre qué procedimientos, qué grupos de edad, cómo recopilar los datos, quién administrará los datos, y cuándo revisar y actualizar los NRDs. El administrador de la base de datos nacional debe pertenecer a un organismo gu-

bernamental nacional, a un organismo regulador o a un organismo profesional.

En la medicina nuclear se emplea la dosis alcanzable/ actividad administrada como NRD para ayudar a optimizar la calidad y la dosis de la imagen. Se fija en el percentil 50 del rango del cociente de la cantidad de dosis y las actividades administradas.

En el proyecto europeo DoseDatamed2 participaron 36 países. Los NRDs para estudios de medicina nuclear (NM) para adultos están establecidos en el 64%, el 33 % no tiene NRDs y el 3 % no había respondido. De los 23 países con NRDs, el 65 % se basan en las encuestas de dosis nacionales de los propios países [18].

En esta revisión se encontraron los NRDs nacionales reportados recientemente en el Reino Unido, Australia, Francia, Croacia, Irán, Sudán, Egipto, Italia, Japón, Suiza, Corea y EE.UU [33-47].

En medicina nuclear se reportan NRDs locales y nacionales, como en este último caso, en Brasil. [48-53, 54] Alemania recientemente dispone de sus NRDs a partir del estudio de 15 SPECT/CT y 13 PET/CT de 15 servicios de medicina nuclear [55].

Para PET existe la influencia de 12 años de diferencia en la instalación de los equipos, de su tiempo de vuelo, en una reducción del 30.6 % de la actividad administrada a los pacientes, lo cual influye en el establecimiento de los NRDs [36].

En Australia, existen valores de los NRDs reportados para seis instalaciones PET de cuerpo entero que no aplicaron la corrección por peso y utilizaron para el estudio a 697 pacientes. [34-35] Por otro lado, publicaron también sus resultados 13 servicios de PET/CT que utilizaron la actividad por peso, con una muestra de 2655 pacientes. Para PET de cuerpo entero (componente CT), 19 instalaciones establecieron la mediana del DLP para la instalación como 216.5 - 860.0 mGy.cm [34-35].

Se han publicado NRDs regionales SPECT/CT y PET/CT [56-57]. De igual forma, se disponen de NRDs locales para estas tecnologías [58-60].

Se presenta un ejemplo de la validación de la reconstrucción de la imagen en un sistema Mediso Any Scan SPECT/CT, equipo similar a los encontrados en tres hospitales cubanos [61].

Se presentan estudios de optimización para medicina nuclear e imagen híbrida [62-70].

Se recomienda la utilización del estudio europeo entre 23 países de los NRDs clínicos (EUCLID por sus siglas en inglés), que incluye la zona anatómica y el objetivo clínico para CT [71].

Resulta de utilidad la metodología de la Sociedad Americana de Físicos Médicos (AAPM por sus siglas en inglés) [72-73]. Se reporta que en Colombia y Chile se utilizó esta metodología recientemente [74-75]. En el caso de Chile, los autores de este estudio son parte de la iniciativa LatinSafe, y esta investigación se realizó en dicho contexto [75].

Como se conoce, LatinSafe es una alianza latinoamericana dedicada a abogar por "la reducción y optimización de las dosis de radiación en América Latina" y "promover, a través de la educación, la imagenología diagnóstica segura en América Latina, con énfasis en la protección radiológica".

Es útil para la comparación de los NRDs en CT con los publicados por otros países, emplear la codificación que realiza el Colegio Americano de Radiología por las siglas en inglés de American College of Radiology, ACR) para la designación de los protocolos de CT de forma abreviada, denominado código RadLex (por sus siglas en inglés) [76].

En las tablas 1-4 se pueden apreciar los valores de los NRDs establecidos en varios países para medicina nuclear, imagen híbrida y CT. Nótese que se describen los reportados más recientemente y que aparecen los NRDs de Brasil [18, 37, 43, 7-79, 54].

Tabla 1. Valores de los NRDs para medicina nuclear en diferentes países.

Tipo de estudio	Francia (2020)	UK ^a (2021)	Australia ^c (2019)	Brasil (2016)	Korea (2019)	Japón (2020)	EE.UU. (2020)
Hueso ^{99m} Tc MDP (cuerpo entero)	670 [9.5]	600	920 (840)	1110	-	950	988
Tiroides (cáncer)	-	400 (123l)	185	-	185	-	-
Tiroides ^{99m} Tc Pertecnetato	110	80 (imagen) 40 (incorporación)	215 (210)	-	-	240	407
Perfusión miocárdica con prueba de estrés ^{99m} Tc tetrofosmin-MIBI, 1 día 1era/2da inyección	285/785 [3.7/10.3]	300 800 SPECT ^b	1520 (1400)	444 1110 máx. total	648/504.1 ²⁰¹ Tl/ ^{99m} Tc-MIBI	900	1452 (MIBI)
Renografía ^{99m} Tc MAG3/DTPA	180/300	100/300	305/500 (270/400)	185 (estática, DMSA)	500/368.5 (PET/CT)	400/400	379 392.2 ^d
⁶⁸ Ga (DOTATATE/ PSMA)	-	250 (DOTATATE) 200 (PSMA)	190/150	-	-	-	-
PET/ ¹⁸ FDG (oncología, cuerpo entero)	260 [3.5]	400	310 (250) [2.5 x kg + 100]	370	370/356.1 (PET/CT)	240	555
PET- ¹⁸ FDG (cerebro)	PET- ¹⁸ FDG (cerebro)	250 (tumor)	250 (220)	350	370/282.9 (PET/CT)	240	414 411 (PET/CT, Florbetapir)

- Administración de Sustancias Radiactivas Administration of Radioactive (por las siglas en inglés de Substances Advisory Committee, ARSAC). (75)
- Para los protocolos combinados de estrés-descanso, llevados a cabo en un solo día, la actividad total administrada no debe exceder los 800 MBq para las imágenes planas. Para los protocolos de estrés-descanso con SPECT, la actividad administrada no debe exceder los 1600 MBq. Se recomiendan protocolos de dos días, sobre la base de una calidad de imagen superior, pero se reconoce que pueden no ser practicables. El NRD es seleccionado por el cálculo del percentil 75. Los valores medios son citados entre paréntesis cuando está disponibles, como el objetivo de comparación.
- Institutee Radioprotection et de Sureté Nucléaire (IRSN). (36)
- Comité Inter-social de Acreditación (por las siglas en inglés de Intersocietal Accreditation Committe Nuclear Laboratories). (76)

Tabla 2. Valores de los NRDs para CT híbrido en SPECT/CT en diferentes países.

Localización, propósito	Australia (2019)		Japón (2020)		Reino Unido (2017)	
	CTDI _{vol} (mGy)	DLP, mGy.cm	CTDI _{vol} (mGy)	DLP, mGy.cm	CTDI _{vol} (mGy)	DLP, mGy.cm
Cuerpo entero, AC+Dx	4.41	240 (axial) 415 (2 camillas) 474 (VT)	5.0	380	4.9	150
Cabeza y cuello, AC+Dx	-	-	5.8	210	-	-
Abdomen, AC+Dx	-	-	5.0	210	-	-
Corazón (miocardio) -MIBI, AC	-	-			2.1	36
Cerebro, AC+Dx	-	-	23.0	410	-	-
Cerebro, AC	-	255	13.0	330	-	-

AC- Corrección de la atenuación.
Dx- Localización anatómica básica.

Tabla 3. Valores de los NRDs para CT híbrido en PECT/CT en diferentes países.

Localización, propósito	Australia (2019)		Japón (2020)		Reino Unido (2017)	
	CTDI _{vol} (mGy)	DLP, mGy.cm	CTDI _{vol} (mGy)	DLP, mGy.cm	CTDI _{vol} (mGy)	DLP, mGy.cm
Cuerpo entero, AC+Dx	-	-	6.1	600	4.3 (tumor)	400 (tumor)
Corazón	-	-	9.1	380	-	-
Cerebro, AC+Dx	-	-	31.0	640	-	-
Cuerpo entero, AC+Dx	-	540 (ojos a muslos) 985 (coronilla a dedos de los pies)	5.5	550	-	-

Tabla 4. Valores de NDRs para CT diagnóstico en pacientes adultos en los EE.UU.^a

Localización, propósito	Dimensión paciente ^b (cm)	CTDI _{vol}	SSDE (mGy)	DLP, (mGy.cm)
Cabeza y cerebro sin contraste	14-16 (espesor lateral)	56	-	962
Espina cervical sin contraste	18-22	28	-	562
Cuello sin contraste		19	-	563
Pecho sin contraste	29-33	12	15	443
Pecho con contraste		13	15	469
Abdomen y pelvis sin contraste		16	19	781
Abdomen y pelvis con contraste		15	18	755
Abdomen, pelvis y riñón sin contraste		15	19	705
Pecho, abdomen y pelvis con contraste		15	18	947

- Colegio Americano de Radiología (por las siglas en inglés de American College of Radiology, ACR). (77)
- Diámetro equivalente en agua.

Para la perfusión miocárdica se reportan NRDs de actividad administrada para SPECT en cada una de las regiones del mundo, incluida Latinoamérica, correspondientes al estudio de cohorte INCAPS [80].

Se reportan diferencias entre los métodos para el establecimiento de los NRDs para estudios en SPECT/CT y PET/CT. Igualmente, se señala que existen variaciones en los reportes de estos a partir de las características de los pacientes, los métodos de reporte y el progreso tecnológico [7].

Empleo de los NRD para optimización

Los NRDs a nivel nacional se utilizan como punto de partida para la revisión de la práctica clínica en curso. En cada instalación de radiación médica se realizan evaluaciones de valores de dosis típicos para procedimientos comunes. El valor de dosis típico es el cociente del valor de la mediana y el valor medio de la distribución de los datos recopilados de una muestra representativa. Los resultados son comparados con los NRDs relevantes, y si estos los exceden o se encuentran sustancialmente por debajo de ellos, y/o se verifica que las imágenes no tienen la calidad de diagnóstico requerida para la tarea; entonces se realiza un análisis y se adopta la acción correctiva, si procede, como vía de optimización de la exposición médica [18].

Las encuestas locales sobre los valores de los NRDs deben realizarse en intervalos de tres años, siempre que no se hayan introducido cambios sustanciales en la tecnología o el software, que afecten la calidad de la imagen. Si es posible, se debe poseer la recopilación continua de datos y para el proceso de gestión de la dosis se puede adoptar una revisión periódica.

La tecnología de procesamiento de las imágenes con recuperación de la resolución perdida (resolution-recovery) puede reducir el tiempo de adquisición o bien la actividad administrada hasta en un 50 %, sin incrementar el tiempo de la exploración.

Algunas instituciones repiten las evaluaciones de dosis para el mismo tipo de examen en un período corto de tiempo (semanas/meses). Esto puede deberse a la identificación de una práctica sub-optimizada durante la primera evaluación de la implementación tecnológica. La segunda evaluación, poco tiempo después, se puede utilizar para medir la efectividad de las acciones implementadas. Un ejemplo de esto se reporta por Francia, lo que la demuestra efectividad del sistema de los NRDs para la optimización cuando se implementa en las instituciones [37].

El empleo de los NDRs nacionales para la optimización de las dosis de inyección en la PET/CT con ^{18}F -FDG se reporta por Japón. El estudio abarcó a 1231 pacientes [44]. El valor fijado de la actividad por inyección es 240 MBq, el que se les administró a 624 pacientes. Un valor ajustado de 3.7 MBq/kg de la actividad por peso corporal se les dio a 607 pacientes. El peso corporal por actividad inyectada de los pacientes se estableció posteriormente para cuatro grupos. El grupo 1 (≤ 49 kg), el grupo 2 (50–59 kg), el grupo 3 (60–69 kg), y el grupo 4 (≥ 70 kg). La dosis efectiva de radiación del FDG PET se

calculó con el factor de conversión de 0.019 mSv/MBq. [80–81] De esta forma, se contribuyó no solo a la reducción de la dosis efectiva, sino también a la mejora de la calidad de la imagen en pacientes con peso corporal entre 50 y 69 kg [44].

Como la optimización implica un equilibrio entre la dosis del paciente y la calidad de imagen, se requiere determinar si los valores de los indicadores de dosis determinados como los NRDs para el protocolo clínico y la región anatómica específicos, implican que la imagen obtenida permite el objetivo del diagnóstico.

Un ejemplo de esto se presenta para CT, donde la apreciación de la calidad de la imagen entre los radiólogos comprende mucha variabilidad, por lo que esta se midió a partir de las cuantificaciones siguientes: la precisión de unidades Hounsfield, la relación contraste-ruido, la uniformidad, la resolución de alto contraste, la función de transferencia de tareas (TTF), el espectro de potencia de ruido (NPS) y el índice de detectabilidad. Estas mediciones requirieron de maniqués y softwares adecuados [82].

Otro caso es la evaluación para PET/CT con maniqués del efecto de las variaciones del voltaje del tubo aplicado (kilovoltios, kV) y la corriente del tubo (miliamperios segundos, mAs) en la dosis por radiación de la CT y la calidad de la imagen de referencia definida por el usuario [66].

Aspectos de mejora en los NRDs

El concepto de NRD puede quedar obsoleto, a menos que se tengan en cuenta las lecciones extraídas de la experiencia de sus usuarios.

Si bien el establecimiento de los NRDs debe formar parte de la normativa, el mismo y la actualización de valores, deben regirse por organismos cuyo ciclo de toma de decisiones sea corto, como máximo un año. Esto significa que los valores de los NRDs no deben formar parte de la legislación del país en que se establezcan pues, de lo contrario, no podrán actualizarse en correspondencia con las necesidades y los ciclos de mejora continua.

Es necesario organizar un enfoque local en lugar de nacional, que tenga en cuenta el hábito de la organización y la calidad de la imagen. Los puntos claves son: la tecnología cambia más rápido que las regulaciones, el requisito del establecimiento de NRDs debe ser parte de las regulaciones; sin embargo, debería corresponder a las sociedades profesionales el establecimiento y la actualización de sus valores.

El concepto de NRDs destaca los valores del percentil 75 y está dedicado a adultos de tamaño estándar, por lo que se pierden oportunidades de optimización en la mayoría de los pacientes que están por debajo del valor del percentil 75 y fuera del rango de adultos de tamaño estándar.

Los NRDs no deben aplicarse a las personas de forma individual, sino para un grupo de pacientes promedio, no representan un valor ideal de dosis, no poseen datos que permitan personalizar las indicaciones clíni-

cas y tampoco poseen información sobre la calidad de la imagen.

Los NRDs locales permiten conocer la distribución de la dosis de un estudio o examen en específico en una institución. Las cantidades dosimétricas para reportar la dosis del paciente y compararlas con los NRDs deben ser conocidas por todos los implicados en el proceso, en analogía con lo que se expresa para CT solamente [83].

Conclusiones

En medicina nuclear e imagen híbrida existe la necesidad del establecimiento y uso de los NRDs, como herramientas importantes para optimizar la protección del paciente, favorecer la estandarización de las prácticas y fortalecer la cultura de seguridad, sin comprometer el propósito clínico de cada estudio. Para su actualización periódica se deben realizar auditorías de dosis en cada centro médico y compararse los valores típicos locales con los NRDs. Con la investigación local se debe determinar si las dosis son superiores o sustancialmente inferiores a cada NRD, lo cual conduce a una intervención u optimización de los protocolos clínicos. Sin embargo, establecer valores de NRDs requiere de personal capacitado, coordinación y colaboración entre todas las partes interesadas. Se necesita más conciencia sobre la configuración y el uso de los NRDs. La participación de organismos profesionales e individuos en el establecimiento de los mismos, ayuda a esta concientización. Se necesita más educación y las respuestas varían según el país y la especialidad profesional. Puede resultar de utilidad la participación de diferentes profesiones para acometer esta tarea. El OIEA realiza una labor importante en la preparación del personal en este tema.

Referencias bibliográficas

- [1]. BEBBINGTON NA, HADDOCK BT, BERTILSSON H, et. al. A nordic survey of CT doses in hybrid PET/CT and SPECT/CT examinations. *EJNMMI Physics*. 2019; 6(24): 2-16. [consulta 10/07/2021]. Disponible en: <https://doi.org/10.1186/s40658-019-0266-7>.
- [2]. VITOLONI AC, LANCIONI F, MELADO G. Aporte de las imágenes híbridas SPECT/CT para el diagnóstico diferencial de lesiones óseas malignas y benignas en pacientes con cáncer de mama. Nuestra experiencia. *Revista Argentina de Mastología*. 2020; 39(41): 34-46.
- [3]. KWON HW, KIM JP, LEE HJ, et. al. Radiation dose from whole-body F-18 fluorodeoxyglucose positron emission tomography/computed tomography: nationwide survey in Korea. *J Korean Med Sci*. 2016; 31Suppl 1(Suppl 1): S69-74. [consulta 10/07/2021]. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.3346/jkms.2016.31.S1.S69>.
- [4]. DAMILAKIS J, VASSILEVA J. The growing potential of diagnostic reference levels as a dynamic tool for dose optimization. *Phys Med*. 2021; 84:285-287. [consulta 10/07/2021]. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2021.03.018>.
- [5]. BERTOLINI V, PALMIERI A, BASSI MC, et. al. CT protocol optimisation in PET/CT: a systematic review. *EJNMMI Phys*. 2020; 7(1):17. [consulta 10/07/2021]. Disponible en: <https://doi.org/10.1186/s40658-020-00287-x>.
- [6]. PAULO G, DAMILAKIS J, TSAPAKI V, et. al. Diagnostic reference levels based on clinical indications in computed tomography: a literature review. *Insights Imaging*. 2020; 11(1): 96. [consulta 10/07/2021]. Disponible en: <https://doi.org/10.1186/s13244-020-00899-y>.
- [7]. ALKHYBARI EM, MCENTEE MF, BRENNAN PC, et. al. Determining and updating PET/CT and SPECT/CT diagnostic reference levels: a systematic review. University of Salford, United Kingdom, 2018. [consulta 10/07/2021]. Disponible en: <http://usir.salford.ac.uk/id/eprint/47455/>.
- [8]. ALHAILIY AB, BRENNAN PC, MCENTEE MF, et. al. Diagnostic reference levels in cardiac Computed Tomography angiography: a systematic review. *Radiat Protect Dosimetry*. 2018; 178(1): 63-72. doi: 10.1093/rpd/ncx075.
- [9]. UBEDA DE LA CARIDAD C, VAÑO E, RUIZ CRUCES R, et. al. Niveles de referencia para diagnóstico: una herramienta efectiva para la protección radiológica de pacientes. *Rev Chil Radiol*. 2019; 25(1): 19-25.
- [10]. GIMELLI A, AIMO A. The relativity of reference values for myocardial perfusion imaging. *JACC: Cardiovascular Imaging*. 2021; 14(3): 666-668. [consulta 20/08/2021]. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.jcmg.2020.06.028>.
- [11]. MONTANGIE L, SANZ V, ILLANES L. Imágenes en medicina nuclear: verificación de su validez en la práctica cotidiana. Universidad Nacional de La Plata, Facultad de Ciencias Exactas, 2019.
- [12]. SANZ V, MEDINA M, PALAU A, NAMÍAS M. Establecimiento de niveles de referencia institucionales para procedimientos de medicina nuclear. XXI Congreso Argentino de Medicina Nuclear. Buenos Aires, Argentina. 2018.
- [13]. LOZAIN IG. Implementación de un sistema de gestión de dosis en estudios de tomografía computada [tesis de Maestría en Física Médica]. Argentina: Instituto Balseiro, 2018.
- [14]. MARTÍNEZ GÓMEZ J, PÉREZ DÍAZ M, RUIZ GONZÁLEZ Y, FALCÓN RUIZ A. Análisis de calidad de imagen en PET/CT. *Revista Cubana de Ciencias Informáticas* 2017; 11(1): 29-40. [consulta 10/07/2021]. Disponible en: <http://rcci.uci.cu>.
- [15]. Ministerio de Ciencia, Tecnología y Medio Ambiente y Ministerio de Salud Pública CITMA/MINSAP). Normas básicas de seguridad radiológica. Resolución conjunta. La Habana, 2001.
- [16]. VAÑO E, MILLER DL, MARTIN CJ, et al. ICRP Publication 135: Diagnostic reference levels in medical imaging. *Ann ICRP*. 2017; 46(1): 1-144.
- [17]. Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA). Protección radiológica y seguridad de las fuentes de radiación: Normas básicas internacionales de seguridad. Requisitos de seguridad generales. Parte 3. Viena: OIEA, 2016.
- [18]. VASSILEVA J. DRLs in diagnostic NM and hybrid imaging. Patient exposure monitoring. Regional therapy center on radiation protection in diagnostic and therapeutic nuclear medicine regional training course. Valeta, Malta. 2019.
- [19]. International Atomic Energy Agency, International Labour Office, Pan American Health Organization and World Health Organization (IAEA/ILO/PAHO/WHO). Radiation protection and safety in medical uses of ionizing radiation. Safety Guide, SSG-46. Vienna: IAEA, 2018.
- [20]. VASSILEVA J. Joint ICTP-IAEA Workshop on establishment and utilization of diagnostic reference levels in medical imaging. Nov 2019. Vienna, Austria. 2019 [consulta 10/07/2021]. Disponible en: <https://www.iaea.org/newscenter/news/more-resources-are-needed-for-developing-and-using-diagnostic-referencelevels>.
- [21]. VASSILEVA J. Diagnostic reference levels (DRLs): the concept and use. 3th International Conference on Dosimetry and its Applications. ICDA 3. 27-31 May 2019. Lisbon, Portugal. [consulta 10/07/2021]. Disponible en: www.slideshare.net/diagnostic-reference-levels-drls-the-concept-and-use.
- [22]. Agency International Atomic Energy (IAEA). Webinar series on the establishment and utilization of diagnostic reference levels in medical imaging in Europe 2021 [consulta 25/08/2021]. Disponible en: <https://www.iaea.org/resources/webinar/webinar-series-on-the-establishmentand-utilization-of-diagnostic-referencelevels-in-medical-imaging-in-europe>.
- [23]. Agency International Atomic Energy (IAEA). IAEA Learning management system. Diagnostic reference levels in medical imaging [website]. 2021 [consulta 12/09/2021]. Disponible en: <https://elearning.iaea.org/m2/course/index.php?categoryid=148>.
- [24]. Agency International Atomic Energy (IAEA). Radiation protection of patients in nuclear medicine: diagnostic reference levels and accuracy of activity meters. [consulta 12/07/2022]. Disponible en: <https://www.iaea.org/resources/webinar/radiation-protection-of-patients-in-nuclear-medicine>.

- patients-in-nuclear-medicine-diagnostic-reference-levels-and-accuracy-of-activity-meters.
- [25]. VASSILEVA J. Diagnostic reference levels in diagnostic nuclear medicine. Patient exposure monitoring. Virtual Joint ICTP-IAEA Workshop on Radiation Protection in Diagnostic and Therapeutic Nuclear Medicine (SMR 3633). 11- 15 Oct 2021. Italy.
 - [26]. MAHESH M, MORIN RL. The DICOM radiation dose structured report: what it is and what it is not. *J Am Coll Radiol*. 2015; 12(7): 712-713. [consulta 10/07/2021]. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jacr.2015.04.002>:712-3.
 - [27]. Sociedad Española de Protección Radiológica. Requisitos básicos para los sistemas de registro y gestión de dosis en pacientes sometidos a exploraciones de diagnóstico por imagen. 2020 [consulta 10/07/2021]. Disponible en: <https://www.sepr.es/profesionales/descargables/download/29-control-de-calidad-en-radiodiagnostico/4380-requisitos-basicos-para-los-sistemas-de-registro-y-gestion-de-dosis-en-pacientes-sometidos-a-exploraciones-de-diagnostico-por-imagen>.
 - [28]. YASEEN A-BB, RADZI YMD, ALMOHIY HM, et. al. Strategies to improve CT dose optimization for hybrid PET/CT imaging. *Open Journal of Medical Imaging*. 2021 [consulta 20/08/2021]; 11:48-57. Disponible en: <https://www.scirp.org/journal/ojmi>.
 - [29]. GARDNER M, KATSIDZIRA NM, ROSS E, LARKIN EA. Patient dosimetry audit for establishing local diagnostic reference levels for nuclear medicine CT. *Br J Radiol*. 2017 [consulta 10/07/2021]; 90: 20160850. Disponible en: <https://doi.org/10.1259/bjr.20160850>.
 - [30]. American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Size-specific dose estimate (SSDE) for heat CT. AAPM REPORT NO. 293. July, 2019 [consulta 10/07/2021]. Disponible en: <https://www.aapm.org/pubs/reports/?s=204&submit=submit>.
 - [31]. HU X, GOU J, LIN W, ZOU C, LI W. Size-specific dose estimates of adult, chest computed tomography examinations: comparison of Chinese and updated 2017 American College of Radiology Diagnostic Reference Levels based on the water equivalent diameter. *PLoS ONE*. 2021; 16(9): e0257294 [consulta 10/07/2021]. Disponible en: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0257294>.
 - [32]. RAJARAMAN V, PONNUSAMY M, HALANAİK D. Size specific dose estimate (SSDE) for estimating patient dose from CT used in myocardial perfusion SPECT/CT. *Asia Ocean J Nucl Med Biol*. 2020; 8(1): 58-63. doi: 10.22038/aojnmb.2019.40863.1276.
 - [33]. IBALL GR, BEBBINGTON NA, BURNISTOND M, et. al. A national survey of computed tomography doses in hybrid PET-CT and SPECT-CT examinations in the UK. *Nucl Med Comm*. 2017; 38(6): 459-70. doi: 10.1097/MNM.0000000000000672.
 - [34]. ALKHYBARI EM, MCENTEE MF, BRENNAN PC, et. al. Diagnostic reference levels for ¹⁸F-FDG whole body PET/CT procedures: results from a survey of 12 centres in Australia and New Zealand. *Med Imaging Radiat Oncol*. 2019; 63(3): 291-299.
 - [35]. Agency Australian Government. Australian radiation protection and nuclear safety. Australian diagnostic reference levels (DRLs) for nuclear medicine. Technical report No. 180. 2019 [consulta 10/07/2021]. Disponible en: <https://www.arpansa.gov.au/research-and-expertise/surveys/national-diagnostic-reference-level-service/nm/in-more-detail>.
 - [36]. ROCH P, CELIER D, DESSAUD C, ETARD C. Patient exposure from nuclear medicine in France: National follow-up and influence of the technology through diagnostic reference levels data analysis. *Radiat Protect Dosim*. 2017; 1(179): 87-94. doi: 10.1093/rpd/ncx213.
 - [37]. Institutée Radioprotection et de Sureté Nucléaire (IRSN). Analysis of data for updating diagnostic reference levels in radiology and nuclear medicine. 2016-2018, Report. 2020.
 - [38]. DEBELJUH DD, JURKOVIC S, PRIBANIC I, et. al. National survey to set diagnostic reference levels in nuclear medicine single photon emission imaging in Croatia. *Phys Med*. 2020; 78: 109-116. [consulta 10/07/2021]. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.09.005>.
 - [39]. NIKSIRAT F, MONFARED AS, DEEVAND MR, et. al. Estimating the population dose from nuclear medicine examinations towards establishing diagnostic reference levels. *Indian J Nucl Med*. 2016; 31(1): 31-5. doi: 10.4103/0972-3919.172353
 - [40]. ALI WM, ELAWAD RM, IBRAHIM MAA. Establishment of dose reference levels for nuclear medicine in Sudan. *Open Journal of Radiology*. 2016; 6(4): 258-263 [consulta 10/07/2021]. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.4236/ojrad.2016.64034>.
 - [41]. SALAMA DH, VASSILEVA J, MAHDALY G, et. al. Establishing national diagnostic reference levels (DRLs) for computed tomography in Egypt. *Phys Med*. 2017; 39: 16-24. [consulta 10/07/2021]. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ejmp.2017.05.050>.
 - [42]. DE PONTI E. Exposure monitoring and DRLs in diagnostic nuclear medicine and hybrid imaging: quantities, procedures, methods. Italian experience with DRLs for nuclear medicine. 18-22 November 2019. Trieste, Italy.
 - [43]. ABE K, HOSONO M, IGARASHI T, et. al. The 2020 national diagnostic reference levels for nuclear medicine in Japan. *Ann Nucl Med*. 2020; 34(11): 799-806. [consulta 10/07/2021]. Disponible en: <https://doi.org/10.1007/s12149-020-01512-4>.
 - [44]. SAGARA H, INOUE K, YAKU H, et. al. Optimization of injection dose in ¹⁸F-FDG PET/CT based on the 2020 national diagnostic reference levels for nuclear medicine in Japan. *Ann Nucl Med*. 2021; 35(11):1177-1186. doi: 10.1007/s12149-021-01656-x.
 - [45]. LIMA TVM, GNESIN S, RYCKX N, et. al. Review Swiss survey on hybrid imaging CTs doses in Nuclear Medicine and proposed national dose reference levels. *Z Med Phys*. 2018; 28(4): 265-275. [consulta 10/07/2021]. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.zemedi.2018.01.005>.
 - [46]. SONG HC, NA MH, KIM J, et. al. Diagnostic Reference levels for adult nuclear medicine imaging established from the national survey in Korea. *Nucl Med Mol Imag*. 2019; 53(1): 64-70. [consulta 10/07/2021]. Disponible en: <https://doi.org/10.1007/s13139-019-00585-y>.
 - [47]. American College of Radiology (ACR)/American Association of Physicists in Medicine (AAPM)/American College of Nuclear Medicine (ACNM)/Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging (SNMMI). ACR–AAPM–ACNM–SNMMI practice parameter for reference levels and achievable administered activity for nuclear medicine and molecular imaging. ACR–AAPM–ACNM–SNMMI, 2020.
 - [48]. NARAWONG T, SINGUSAHA O, SISAI S, et. al. The survey of local diagnostic reference levels (DRLs) for administered activity in diagnostic nuclear medicine at Rajavithi Hospital. *Thai J Rad Tech*. 2021; 46(1): 1-7.
 - [49]. STEPHENS T. OP-610. Investigation into the impact manufacturers have upon syringe residues in different volumes of radiopharmaceuticals. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*. 2020; 47(1): S308.
 - [50]. SHAHZAD A, BASHIR S, ANWAR A. Establishment of age-specific reference levels and achievable doses for children and adults undergoing nuclear medicine exams. *Radioprotection*. 2019; 54(3):187-194 [consulta 10/07/2021]. Disponible en: <https://doi.org/10.1051/radiopro/2019019>.
 - [51]. SHAHZAD A, BASHIR S. Applications of diagnostic reference levels of standard doses in nuclear medicine. In: *Nuclear Medicine Physics*. London: IntechOpen; 2019. Available from: <https://doi.org/10.5772/intechopen.87966>.
 - [52]. FERREIRA GONÇALVES JM. Establishment of nuclear medicine diagnostic reference levels (DRL's) in a large oncology hospital. [thesis Mestrado em Física Médica]. Universidade de Porto, 2019.
 - [53]. BECKER MD, BUTLER PF, SIAM M, et. al. US PET/CT and gamma camera diagnostic reference levels and achievable administered activities for noncardiac nuclear medicine studies. *Radiology*. 2019; 293(1): 203-211. [consulta 10/07/2021]. Disponible en: <https://doi.org/10.1148/radiol.2019190623>.
 - [54]. WILLEGAIGNON J, BRAGA LFFF, SAPIENZA MT, COURA-FILHO GB, ARDONA MAR, ALVES CER, et. al. Diagnostic reference level: an important tool for reducing radiation doses in adult and pediatric nuclear medicine procedures in Brazil. *Nuclear Medicine Communications*. 2016; 37:525-33.
 - [55]. RINSCHIED A, JANZEN T, ALIKHANI B, et. al. Radiation doses from low-dose CT scans in SPECT/CT and PET/CT examinations: a survey in Germany. *Nuklearmedizin*. 2022; 61(4): 294-300. doi: 10.1055/a-1759-3900.
 - [56]. VERFAILLIE G, D'ASSELIER Y, BACHER K. European diagnostic reference levels for Computed Tomography applications in nuclear medicine: results from the MEDIRAD project. *Eur J Nucl Med Mol Imag*. 2020; 47(Suppl. 1): S79.
 - [57]. VERFAILLIE G, BACHER K. MEDIRAD. Deliverable 2.10 European DRLs for specific applications of CT in multi-modality systems. Project title: Implications of Medical Low Dose Radiation Exposure. Grant Agreement Number: 755523. 2020. doi: 10.1007/s00259-020-04988-4.

- [58]. DENNIS JL, GEMMELL AJ, NICOL AJ. Optimization of the CT component of SPECT-CT and establishment of local CT diagnostic reference levels for clinical practice. *Nucl Med Comm*. 2018; 39(6): 493-499. doi: 10.1097/MNM.0000000000000831.
- [59]. MANIVANNAN J, SHARMA R, GIRONELLA RM, PARTHIPUN A. Setting up local dose reference limits for orthopaedic bone SPECT-CT [website]. Trinity Medical Imaging, 2021. [consulta 15/10/2021]. Disponible en: <https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=&ved=2ahUKewiRsZSrmvfzAhWASTABHdmyDdY4FBAWegQICAB&url=https://www.nuclearmedicineblog.com/2Fwp-content/uploads/2F2021/2F05/2FSetting-Up-Local-Dose-Reference-Limits-For-Orthopaedic-Bone-SPECT-CT-small.pdf&usq=A0vVaw0UXpqDv7nzzlNaaF-kRLGz>.
- [60]. SAMARTZIS A, FOTEINA A, TZAMPAZIDOU E, et. al. Diagnostic reference levels of the combined whole-body PET/CT examinations in a large territory hospital of Greece. Congress ECR 2019. Poster Number: C-2578. [consulta 15/10/2021] 2019. Disponible en: <https://epos.myesr.org/poster/esr/ecr2019/C-2578/Aims%20and%20objectives#poster>.
- [61]. DEIDDA D, THOMAS BA, FERREIRA K, et. al. Validation of SPECT-CT image reconstruction for the Mediso AnyScan SCP scanner in STIR. 2019 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC). [consulta 10/07/2021]. Disponible en: <http://mrtdosimetry-empir.eu/>.
- [62]. POLI GL, COCA M, TORRES L, et. al. Developing and implementing an imaging optimization study in pediatric nuclear medicine: experience and recommendations from an IAEA Coordinated Research Project. *J Nucl Med*. 2021; 62(4): 570-576. doi: 10.2967/jnumed.120.244616.
- [63]. TULIK M, TULIK P, KOWALSKA T, KOWALSKA T. On the optimization of bone SPECT/CT in terms of image quality and radiation dose. *J Appl Clin Med Phys*. 2020; 21(11):237-46. Doi: 10.1002/acm2.13069.
- [64]. GROSSER OS, RUF J, KUPITZ D, et. al. Iterative CT reconstruction in abdominal low-dose CT used for hybrid SPECT-CT applications: effect on image quality, image noise, detectability, and reader's confidence. *Acta Radiologica Open*. 2019; 8(6): 1-9. [consulta 10/07/2021]. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1177/2058460119856266>.
- [65]. PRIETO E, GARCÍA-VELLOSO MJ, DÁMASO AQUERRETA J, et. al. Ultra-low dose whole-body CT for attenuation correction in a dual tracer PET/CT protocol for multiple myeloma. *Physica Medica*. 2021 [consulta 10/07/2021]; 84 1-9. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2021.03.019>.
- [66]. BEBBINGTON NA, JØRGENSEN T, DUPONT E, MICHEELSEN MA. Validation of CARE kV automated tube voltage selection for PET-CT: PET quantification and CT radiation dose reduction in phantoms. *EJNMMI Physics*. 2021 [consulta 10/07/2021]; 8(29):1-14. Disponible en: <https://doi.org/10.1186/s40658-021-00373-8>.
- [67]. POLFLIET G. Optimization of CT radiation dose and image quality in hybrid nuclear medicine imaging [thesis of Master of Biomedical Sciences]. Ghent University, Germany, 2019.
- [68]. SÖDERBERG M. Image quality optimisation and dose management in CT, SPECT/CT, and PET/CT. Thesis for the Degree of Doctor of Philosophy in Medical Science. Malmö, Sweden: Lund University; 2012. ISSN 1652-8220.
- [69]. SHON IH, REECE C, HENNESSY T, HORSFIELD M, MCBRIDE B. Influence of X-ray computed tomography (CT) exposure and reconstruction parameters on positron emission tomography (PET) quantitation. *EJNMMI Phys*. 2020; 7(62): 2-16. [consulta 10/07/2021]. Disponible en: <https://doi.org/10.1186/s40658-020-00331-w>.
- [70]. SOOKPENG S, MARTIN CJ, GENTLE DJ, LOPEZ-GONZALEZ MR. Relationships between patient sizes, dose and image noise under automatic tube current modulation systems. *J Radiol Prot*. 2014; 34: 103-23. doi: 10.1088/0952-4746/34/1/103.
- [71]. European Commission. European study on clinical diagnostic reference levels for X-ray medical imaging: EUCLID. Radiation Protection No. 195. Luxembourg; 2021.
- [72]. American Association of Physicists in Medicine (AAPM). The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT. Report No. 96. AAPM, 2008.
- [73]. American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Performance evaluation of Computed Tomography systems. Report No. 233. AAPM, 2019.
- [74]. AGUIRRE HURTADO CA. Dosis efectiva en pacientes adultos en tomografía computarizada [tesis de Maestría en Física Médica]. Pontificia Universidad Javeriana, Facultad de Ciencias, Departamento de Física Bogotá D.C, Colombia. Julio de 2021.
- [75]. FABRI D, SOFFIA P, SANGUESA J, CASTILLO R. Establishing dose reference levels for CT in a Chilean hospital including technologist performance. Congress EuroSafe Imaging 2019. [consulta 10/07/2021]. Disponible en: <https://epos.myesr.org/poster/eurosafe/eurosafeimaging2019/ESI-0101>.
- [76]. WANG KC, PATEL JB, VYAS B, et. al. Use of radiology procedure codes in health care: the need for standardization. *RadioGraphics*. 2017; 37(4):1099-1110. [consulta 20/08/2021]. Disponible en: <https://doi.org/10.1148/rg.2017160188>.
- [77]. Administration of Radioactive Substances Advisory Committee (ARSAC). Notes for guidance on the clinical administration of radiopharmaceuticals and use of sealed radioactive sources. ARSAC, 2021 [consulta 20/08/2021]. Disponible en: <http://www.gov.uk/arsac>.
- [78]. BANKS KP, GUNTHER RS, FARRELL MB, et al. U.S. Diagnostic reference levels and achievable administered activities for adult renal scintigraphy: an analysis of the Intersocietal Accreditation Committee Nuclear Laboratories. *J Nucl Med Technol*. 2021; 49(3): 246-249. [consulta 20/08/2021]. Disponible en: <https://doi.org/10.2967/jnmt.120.261552>.
- [79]. American College of Radiology (ACR)/American Association of Physicists in Medicine (AAPM)/American College of Nuclear Medicine (ACNM)/Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging (SNMMI). Practice parameter for diagnostic reference levels and achievable doses in medical X-Ray imaging. ACR-AAPM-SPR, 2018 [consulta 20/08/2021]. Disponible en: <https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Practice-Parameters/diag-ref-levels.pdf>.
- [80]. HIRSCHFELD C, DONDI M, PASCUAL T, et. al. Worldwide diagnostic reference levels for Single-Photon Emission Computed Tomography Myocardial Perfusion Imaging. *JACC: Cardiovasc Imaging*. 2020; 14(3): 657-665.
- [81]. International Commission of Radiation Protection (ICRP). Radiation dose to patients from radiopharmaceuticals: a compendium of current information related to frequently used substances. ICRP Publication 128. Ann. ICRP 44(2S).
- [82]. Red Latinoamericana de Protección Radiológica (LAPRAM). Webinar "Optimización en tomografía computada mediante el uso de DRL y la importancia de incorporar la cuantificación de la calidad de la imagen". 21 mayo, 2019. Santiago de Chile. [consulta: 10/07/2021]. Disponible en: <https://www.youtube.com/watch?v=tLNJYHxx9co>.
- [83]. VAÑO E, FRIJA G, LOOSE R, et. al. Dosimetric quantities and effective dose in medical imaging: a summary for medical doctors. *Insights into imaging*. 2021; 12: 99. [consulta: 20/08/2021]. Disponible en: <https://doi.org/10.1186/s13244-021-01041-2>.

Recibido: 16 de febrero de 2022

Aceptado: 22 de septiembre de 2022

Los autores declaran que no existen conflictos de intereses en la realización, ni la comunicación del presente trabajo.

CRedit / Conceptualización: Zayda H. Amador Balbona. **Curación de datos:** Zayda H. Amador Balbona, Adlin López Díaz. **Análisis formal:** Zayda H. Amador Balbona, Adlin López Díaz, Leonel A. Torres Aroche. **Investigación:** Zayda H. Amador Balbona, Adlin López Díaz, Leonel A. Torres Aroche. **Metodología:** Zayda H. Amador Balbona, Adlin López Díaz. **Supervisión:** Zayda H. Amador Balbona. **Validación:** Zayda H. Amador Balbona, Adlin López Díaz, Leonel A. Torres Aroche. **Visualización:** Zayda H. Amador Balbona, Adlin López Díaz. **Escritura – borrador original:** Zayda H. Amador Balbona, Adlin López Díaz. **Redacción – revisión y edición:** Zayda H. Amador Balbona, Adlin López Díaz, Leonel A. Torres Aroche.

Una mirada actualizada a las dificultades en la implementación y diseminación de los patrones dosimétricos secundarios

 Gonzalo Walwyn Salas¹,  Oscar Díaz Rizo²,  Niurka González Rodríguez¹

¹ Centro de Protección e Higiene de las Radiaciones (CPHR). La Habana, Cuba

² Instituto Superior de Tecnologías y Ciencias Aplicadas (InSTEC). Universidad de la Habana. La Habana, Cuba
gonzalo@cphr.edu.cu

Resumen

Un elemento básico para lograr la trazabilidad de las mediciones es la correcta implementación y diseminación de los patrones de medición. En el caso de la dosimetría, existen métodos armonizados de calibración a nivel internacional, sin embargo pueden presentarse dificultades en su introducción relacionadas con las características técnicas de los patrones y con los métodos descritos en los documentos técnicos. El uso de sistemas dosimétricos disponibles comercialmente como patrones secundarios impone un estudio personalizado de sus características técnicas. Los métodos recomendados no siempre se ajustan a la infraestructura disponible y se necesita entonces hacer modificaciones. En el artículo se realiza un análisis crítico de la implementación de patrones dosimétricos secundarios en el ámbito internacional a partir de las dificultades identificadas.

Palabras clave: dosimetría; calibración; patrones de calibrado; protección contra las radiaciones; radioterapia; detectores de radiaciones.

An updated overview at the difficulties in the implementation and dissemination of the dosimetry secondary standards

Abstract

A basic element to achieve the measurement traceability is the correct implementation and dissemination of the measurement standards. In the case of dosimetry, there are internationally harmonized calibration methods; however difficulties may arise in their introduction related to the technical characteristics of the standards and the methods described in the technical documents. The use of commercially available dosimetry systems as secondary standards requires the personalized studies of their technical characteristics. The recommended methods do not always compatible with the available infrastructure and modifications are needed. The article makes a critical analysis of the implementation of the dosimetry secondary standards in the international arena based on the identified difficulties.

Key words: dosimetry; calibration; calibration standards; radiation protection; radiotherapy; radiation detectors.

Introducción

La metrología es la ciencia de las mediciones y sus aplicaciones [1]. En el mundo actual la calidad se construye y se diseña bajo requisitos que se documentan en normas y se comprueban mediante mediciones. En dependencia del campo de aplicación se identifican tres ramas de la metrología, la científica, la industrial y la legal. Parte importante en la misma es la trazabilidad metrológica que implica el establecimiento de una cadena ininterrumpida y documentada de calibraciones cada una de las cuales contribuye a la incertidumbre de la medición. Un elemento básico para lograr la menciona-

da trazabilidad de las mediciones es la correcta implementación y diseminación de patrones de medición los cuales son la realización de la definición de una magnitud dada. Existen muchos factores que pueden afectar dicha cadena de trazabilidad y uno de ellos puede ser la irrupción de nuevas tecnologías en las cuales las mediciones necesarias no puedan ser comparadas con los patrones o porque los requisitos de incertidumbre de las mediciones a esos niveles no pueden ser asegurados.

La incertidumbre de las mediciones es parte fundacional de la metrología. Esta tiene varios métodos para su cálculo por lo que el resultado de una medición puede tener diferentes estimaciones de la incertidumbre si se realiza

por diferentes métodos. Para cada campo de uso de la instrumentación dosimétrica se determinan patrones que logren asegurar una trazabilidad metrológica adecuada de las mediciones según el campo de aplicación de las mismas y que cumplan con las expectativas de los usuarios. La investigación de los elementos que pueden estar afectando de manera sistemática las mediciones a todos los niveles puede ser de gran utilidad para la reducción de las incertidumbres y por consecuencia para la mejoría de la trazabilidad metrológica.

En el presente trabajo se realiza un análisis crítico de la implementación de patrones dosimétricos en el ámbito internacional y nacional a partir de las dificultades que pueden encontrarse relacionadas con las características de los patrones secundarios y los métodos de diseminación.

Dificultades relacionadas con las características de los patrones dosimétricos secundarios

Existen normas internacionales que refieren las características y los métodos de determinación de la conformidad de los instrumentos de referencia [2, 3, 4, 5]. Estos instrumentos son principalmente cámaras de ionización de diferentes tipos por lo que este principio de medición será el fundamental para la dosimetría de referencia a niveles secundarios.

A pesar de estar normalizada la fabricación de las cámaras de ionización se pueden encontrar problemas en el momento de la medición. El volumen de la cavidad de la cámara constituye un compromiso entre la necesidad de contar con suficiente sensibilidad y la capacidad de medir en un punto. Durante el uso, la cámara debe alinearse de forma tal que la fluencia de la radiación sea aproximadamente uniforme en toda la sección transversal de la cámara. Por lo tanto, la longitud de la cavidad de la cámara impone un umbral para el tamaño del campo en el que pueden ser realizadas las mediciones. La respuesta de la cámara de ionización para diferentes tamaños de campo puede variar por lo que es un elemento que debe ser evaluado con precisión si el patrón secundario va a ser usado en condiciones diferentes a las que fue calibrado.

Las cámaras de ionización con paredes de grafito usualmente tienen mejor estabilidad a largo plazo y una respuesta más uniforme que las cámaras con paredes de plástico; las cuales son más robustas y por consiguiente más adecuadas para las mediciones de rutina. La humedad del aire, por otra parte, puede afectar la respuesta de la cámara, especialmente para las cámaras con paredes de Nylon o de A-150. Debido a que una cámara de ionización es un instrumento de alta precisión, debe prestarse atención para adquirir un tipo de cámara cuyo desempeño haya sido suficientemente probado en haces para los cuales van a ser usados. Comúnmente los requisitos de estabilidad a largo plazo de las cámaras se definen por los fabricantes para 1 año [2-4]. Es necesario considerar que algunos problemas de fabricación pueden traer problemas de inestabilidad como los detectados en cámaras de ionización [6]. Teniendo en cuenta estas dificultades que pueden encontrarse con la fabricación de dosímetros se hace necesario hacer énfasis en el chequeo de la estabilidad de los mismos en 1 año para corroborar si

cumplen con los requisitos internacionales de fabricación [2-4]. En el caso de los patrones secundarios, estos deben ser usados por períodos de 3 a 5 años hasta su recalibración, por lo que el cumplimiento de este requisito de fabricación no es suficiente y entonces se hace necesario investigar si este requisito de estabilidad se cumple para estos plazos prolongados.

La construcción de la cámara debe ser lo más homogénea posible; pero por razones de orden técnico, el electrodo central es de un material distinto al de las paredes. En realidad, la elección de los materiales puede desempeñar un papel importante en lo que respecta a asegurar que la respuesta energética de la cámara no varíe considerablemente. Un patrón secundario tiene que mantener una adecuada respuesta energética en su rango de uso pero no basta con que estas características sean mencionadas en un manual sino que deben ser confirmadas en un laboratorio. Si se pretende calibrar otros instrumentos con dicho patrón entonces el mismo, de manera general, debe estar calibrado en la calidad de radiación de interés.

Dificultades en la implementación y diseminación de patrones dosimétricos secundarios

Un patrón de medición es la realización de la definición de una magnitud, con un valor determinado y una incertidumbre de medición asociada [1]. La elección, reconocimiento, uso, conservación y documentación de un patrón de medición se conduce por reglas descritas en un documento internacional de la OIML [7] aunque, dicho documento es una recomendación general que puede ser usado para patrones secundarios y no se refiere a patrones primarios, ni nacionales, ni incluye especificidades para cada campo de la metrología. Los patrones primarios son únicos y están fabricados por los laboratorios primarios, sus diseños son especialmente concebidos para la realización de la magnitud dosimétrica por lo que sus características y correcciones específicas tienen que ser publicadas en la literatura científica [8, 9, 10].

Los patrones secundarios generalmente son instrumentos de referencia disponibles comercialmente. La determinación del estatus de patrón secundario comienza por la calibración con respecto a un patrón primario en condiciones normalizadas. En ocasiones puede ser calibrado contra un instrumento intermedio de reconocida calidad metrológica calibrado contra un patrón primario, como por ejemplo el patrón internacional del OIEA quien calibra los patrones de la red de LSCDs.

La adquisición de estos instrumentos de manera comercial deduce un comportamiento de los mismos según las normas internacionales en condiciones normalizadas de calibración. Los ensayos de aprobación de modelo solo se hacen a los prototipos de instrumentos que incluye un número reducido de estos, así pues las características individuales de los que se compran no son ensayadas dado que se confía en las buenas prácticas de producción del fabricante, que generalmente es de un conocido prestigio. La implementación

de dicho instrumento como patrón debe incluir entonces los aspectos recomendados por la OIML [7] y de manera específica para dosimetría de las radiaciones ionizantes se siguen en muchos casos las recomendaciones del OIEA [11- 14]. Estos documentos técnicos son actualizados periódicamente debido al continuo desarrollo de las tecnologías de radiación y de los detectores usados para la medición.

Como parte de la implementación de patrones se necesita del establecimiento de condiciones normalizadas de calibración donde se pueda reproducir la magnitud dosimétrica de interés. En dosimetría se necesitan de instalaciones altamente especializadas y costosas donde se instalan los irradiadores, bancos de calibración, sistemas de medición, de posicionamiento y de seguridad, etc.; de acuerdo a criterios establecidos internacionalmente [15]. Los haces de radiación fotónica son producidos tanto por fuentes radiactivas contenidas en irradiadores como por equipos de rayos X de bajas, medias y altas energías. Específicamente los de altas energías son producidos por los aceleradores lineales de partículas. Para conocer las características de estos haces se tienen que hacer un sinnúmero de mediciones que se describen en varias normas internacionales según el tipo de instrumento a calibrar [16, 17, 18]. Igualmente el OIEA agrupa dichas recomendaciones en sus documentos técnicos [11, 12, 13, 14, 15] que actualiza periódicamente para hacer más viable la asimilación por sus estados miembros. Dichos documentos también refieren los métodos de calibración que son elementos esenciales en la diseminación de los patrones a través de la cadena de trazabilidad metrológica que relacionan un resultado de medición con una referencia.

A pesar de existir documentos técnicos normativos y recomendatorios que describen los métodos de calibración y verificación pueden encontrarse dificultades en la implementación práctica. Por ejemplo en braquiterapia, se han seguido desarrollado varios protocolos dosimétricos ajustados [19-23] a las necesidades de los países que lo implementan pero necesitan ser armonizados para un uso generalizado. El método más usado internacionalmente [24] es el recomendado por el OIEA [14] pero se basa en las fuentes que estaban en uso hasta el momento de emisión de este documento técnico. Gran parte de los patrones dosimétricos secundarios que están disponibles se basan principalmente en sistemas constituidos por cámaras de pozo, electrómetros y fuentes de ^{137}Cs de baja tasa de dosis, no obstante, las fuentes más usadas en la práctica clínica son de ^{192}Ir y ^{60}Co , así como los equipos de carga remota con fuentes de altas tasas de dosis para los cuales muy pocos laboratorios pueden ofrecer calibraciones de la instrumentación dosimétrica en esas condiciones. Considerando que los laboratorios primarios no cubren las particularidades de todos los tipos de fuentes y la poca disponibilidad de estos servicios a nivel internacional, se hace muy difícil el acceso a servicios de calibración que se adapten a las necesidades de cada país. Por otro lado, no existen protocolos dosimétricos armoni-

zados en todo el mundo lo que hace que sea más compleja la elección de los esquemas de diseminación [24].

El grado de implementación y diseminación de los patrones de kerma en aire y dosis absorbida en agua en haces de radioterapia externa con ^{60}Co es elevado a nivel internacional [25] y en nuestro país [26] también, pero, con la introducción de nuevas tecnologías en base a aceleradores lineales su diseminación ha empezado a presentar algunas dificultades. Las técnicas de radioterapia de intensidad modulada, radioterapia guiada por imágenes, radiocirugía estéreo-táctica y otras requieren del uso de campos de radiación pequeños y conformados de forma dinámica que se alejan de las condiciones de referencia establecidas en el laboratorio. Muchas publicaciones [27, 28, 29] han demostrado la incompatibilidad de los protocolos dosimétricos convencionales [30] en estas condiciones. Efectos como la perturbación causada por la densidad de la cavidad de la cámara, la promediación de la dosis en el volumen de la cámara, de conjunto con la ineficacia del equilibrio de las partículas cargadas parecen ser los principales responsables del fallo de los protocolos dosimétricos establecidos. Afortunadamente se ha trabajado aceleradamente en la búsqueda de nuevos protocolos dosimétricos [31] que recientemente han sido concretados como un código de práctica para campos estáticos [32]. No obstante, la implementación de este código de práctica, como cualquier otro, debe ser evaluada en cada país por lo que los laboratorios deberán investigar en mecanismos de confirmación metrológica de estos protocolos que brinden a la comunidad físico – médica mayor seguridad en su aplicación. Por otro lado, se necesita desarrollar otro protocolo para campos dinámicos y actualizar el TRS 398 [30] debido al uso de nuevos detectores en la práctica médica y cambios en datos de las magnitudes fundamentales [33] que impactan en la realización de la unidad Gray de los laboratorios primarios.

En el caso de los patrones usados en haces de rayos X de energías medias y bajas el grado de implementación es menor. Para estas aplicaciones la red del OIEA/OMS aún no ha establecido programas de ensayos de aptitud como es en el caso de haces de ^{60}Co . Este elemento constituye una desventaja a la hora de evaluar el desempeño del laboratorio en la reproducción de la magnitud. Algunos laboratorios, como el de Cuba, han buscado alternativas de comparaciones bilaterales y en otras organizaciones metrológicas [34] pero se tiene que señalar que no es una práctica internacional generalizada, ni sistemática.

En el campo de la radiología diagnóstica ya han sido probadas las metodologías recomendadas de calibración y diseminación a escala internacional [35], sin embargo, no siempre se adecuan a las situaciones prácticas de los laboratorios de calibración. Tal es el caso de la mamografía donde los haces de calibración recomendados se basan en equipos de rayos X con ánodo de molibdeno, sin embargo es poco frecuente encontrar un laboratorio con equipos de este tipo. La mayoría de los equipos de rayos X disponibles en los laboratorios tienen ánodos de tungsteno por lo que se hace difícil la

calibración de dosímetros en las condiciones recomendadas. El uso de calidades de radiación alternativas en base a ánodos de tungsteno ya está siendo establecido por varios laboratorios [36-38] los cuales han realizado comparaciones de primer nivel [34, 39-43] que crean las condiciones para una estandarización de estas calidades alternativas. No obstante, estos trabajos se basan en mediciones con patrones en base a cámaras de ionización que por lo general tienen muy buena respuesta energética en el rango de mamografía. En la práctica clínica son muy usados dosímetros semiconductores que tienen una dependencia energética más pronunciada y por tanto, pueden cambiar mucho su respuesta respecto a las calidades de radiación alternativas [44]. La generalización del uso de dichas calidades tendrá, entonces, que esperar por mayores investigaciones sobre la dependencia energética de los semiconductores disponibles en la actualidad y la inclusión de las calidades alternativas en el código de práctica [13].

Para la diseminación de patrones dosimétricos a niveles de protección radiológica se debe tener en cuenta que las calibraciones se realizan generalmente en campos de radiación continua y en la actualidad están en uso muchos campos pulsados de radiación en las técnicas de radiología diagnóstica y radioterapia. Se ha demostrado que muchos dosímetros no funcionan adecuadamente en estos campos [45] por lo que se debe asistir a los usuarios finales en su correcto uso [46]. Para la calibración en campos pulsados de radiación han empezado a crearse condiciones de referencia [47] pero aún son muy pocas capacidades para un uso generalizado de las mismas. Otros instrumentos han traído confusiones en su uso por los usuarios porque miden en magnitudes operacionales pero su uso es con fines de detección de material nuclear en fronteras por lo que están sometidos a otras normas de fabricación con requerimientos metrologicos diferentes a los comunes [48].

Conclusiones

Para la implementación y diseminación de patrones dosimétricos existen metodologías armonizadas a nivel internacional, pero pueden presentarse dificultades en su introducción relacionadas con las características técnicas de los patrones y con los métodos de calibración descritos en los documentos técnicos que entorpecen el correcto establecimiento de los esquemas de trazabilidad metrologica. Los métodos recomendados no siempre se ajustan a la infraestructura con que cuentan los laboratorios por lo que se deben estudiar métodos alternativos que deben ser validados y que arrojen resultados similares a los establecidos. Los métodos de calibración en braquiterapia de altas tasas de dosis y mamografía necesitan ser modificados, mientras que en radioterapia externa y protección radiológica se necesita evaluar la efectividad de los métodos existentes con el continuo desarrollo de las tecnologías de radiación y de los detectores usados para la medición.

El uso de sistemas dosimétricos disponibles comercialmente como patrones impone un estudio persona-

lizado de sus características técnicas, más allá de la calibración, que permita mantenerlo bajo control y se eviten errores sistemáticos que afecten la exactitud de las mediciones de referencia. Características de las cámaras de ionización como la respuesta en condiciones diferentes a aquellas en la que fue calibrada, la estabilidad a un plazo de 3 a 5 años y la dependencia energética, entre otras, pueden ser investigadas con mayor profundidad de ser necesario.

Referencias bibliográficas

- [1]. REYES PONCE Y. Metrología General. Fundamentos de metrología. Capítulo 1. La Habana: Editorial Pueblo y Educación, 2014. Parte I. p.1-21.
- [2]. International Electrotechnical Commission (IEC). Medical electrical equipment -dosimeters with ionization chambers as used in radiotherapy. IEC 60731. Edition 3.0. Geneva, 2011.
- [3]. International Electrotechnical Commission (IEC). Medical electrical equipment - dosimetric instruments as used in brachytherapy. Part 1: Instruments based on well-type ionization chambers. IEC 62467-1. Edition 1.0. Geneva, 2009.
- [4]. International Electrotechnical Commission (IEC). Medical electrical equipment - medical electrical equipment – dosimeters with ionization chambers and/or semiconductor detectors as used in X-ray diagnostic imaging. IEC 61674. Edition 2.0. Geneva, 2012.
- [5]. International Organization for Standardization (ISO). X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy. Part 2: Dosimetry for radiation protection over energy ranges 8 keV to 1,3 MeV and 4 MeV to 9 MeV. ISO 4037-2. Geneva, 1997.
- [6]. PTW. Long-term stability of PTW farmer type ionization chambers. PTW Technical Note D165.200.0/2. Freiburg: PTW, 1998.
- [7]. International Organization of Legal Metrology (OIML). Measurement standards. Choice, recognition, use, conservation and documentation. OIML D8. Paris, 2004.
- [8]. BÜERMANN L & BURNS DT. Air-kerma cavity standards. Metrologia. 2009; 46(2).
- [9]. BURNS DT & BÜERMANN L. Free-air ionization chambers. Metrologia. 2009; 46(2).
- [10]. SEUNTJENS J & DUANE S. Photon absorbed dose standards. Metrologia 2009; 46(2).
- [11]. International Atomic Energy Agency (IAEA). Calibration of dosimeters used in radiotherapy. Technical Report Series 374. Vienna: IAEA, 1999.
- [12]. International Atomic Energy Agency (IAEA). Calibration of radiation protection monitoring instruments. Safety Report Series No. 16. Vienna: IAEA, 2000.
- [13]. International Atomic Energy Agency (IAEA). Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice. Technical Report Series 457. Vienna: IAEA, 2007.
- [14]. Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA). Calibración de fuentes de fotones y rayos beta usadas en braquiterapia. Guía de procedimientos estandarizados en Laboratorios Secundarios de Calibración Dosimétrica (LSCD) y en hospitales. IAEA-TECDOC- 1274/S. Viena: OIEA, 2004.
- [15]. International Atomic Energy Agency (IAEA). SSDL network charter. The IAEA/WHO network of secondary standards dosimetry laboratories. Second edition. Vienna: IAEA, 2018.
- [16]. International Organization for Standardization (ISO). X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy. Part 1: Radiation characteristics and production methods. ISO4037. Geneva, 1996.
- [17]. Bureau International de Poids et Mesures (BIPM). Qualités de rayonnement. CCEMRI. Section I Rayons x et γ , electrons. 2me réunion, 1972. Page R15 - first - R16 .
- [18]. International Electrotechnical Commission (IEC). Medical diagnostic X-ray equipment. Radiation conditions for use in determination of characteristics. IEC 61267. Geneva, 2005.
- [19]. AWUNOR OA, LECOMBER AR, RICHMOND N, WALKER C. A practical implementation of the 2010 IPeM high dose rate bra-

- chytherapy code of practice for the calibration of 192Ir sources. *Phys. Med. Biol.* 2011; 56(16): 5397-5410.
- [20]. CARLSSON TEDGREN A, GRINDBORG JE. Audit on source strength determination for HDR and PDR 192Ir brachytherapy in Sweden", *Radiother. Oncol.* 2008; 86(1): 126-130.
- [21]. VAN DIJK E, KOLKMAN-DEURLOO, IK, DAMEN PM. Determination of the reference air kerma rate for 192Ir brachytherapy sources and the related uncertainty. *Med. Phys.* 2004; 31(10): 2826-2833.
- [22]. STUMP KE, DEWERD LA, MICKA JA. ANDERSON DR. Calibration of new high dose rate 192Ir sources. *Med. Phys.* 2002; 29(7): 1483-1488.
- [23]. NATH R, et. al. Code of practice for brachytherapy physics: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56. American Association of Physicists in Medicine. *Med. Phys.* 1997; 24(10): 1557-1598.
- [24]. International Atomic Energy Agency (IAEA). Status of brachytherapy dosimetry and the need for the development of an international protocol. *SSDL Newsletter*. Vol. 2, No.62, IAEA, Vienna (2013).
- [25]. International Atomic Energy Agency (IAEA). Implementation of the international code of practice of dosimetry in radiotherapy (TRS 398): review of testing results. IAEA-TECDOC-1455. Vienna: IAEA, June 2005.
- [26]. WALWYN G, GUTIERREZ S. Development and prospects on dosimetry at radiotherapy levels in the secondary dosimetry laboratory of Cuba. XI International IRPA Congress. España. Mayo, 2004.
- [27]. LAUB WU, WONG T. The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. *Med. Phys.* 2003; 30(3): 341-347.
- [28]. BOUCHARD H, SEUNTJENS J. Ionization chamber-based reference dosimetry of intensity modulated radiation beams. *Med. Phys.* 2004; 31(9): 2454-2465.
- [29]. DAS IJ, DING GX, AHNESJÖ A. Small fields: nonequilibrium radiation dosimetry. *Med. Phys.* 2008; 35(1): 206-215.
- [30]. International Atomic Energy Agency (IAEA). Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry. Technical Report Series 398. Vienna: IAEA, 2000.
- [31]. ALFONSO R, ANDREO P, CAPOTE R, et. al. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. *Med. Phys.* 2008; 35(11): 5179-5186.
- [32]. International Atomic Energy Agency (IAEA). Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy. An international code of practice for reference and relative dose determination. Technical Report Series 483, Vienna: IAEA, 2017.
- [33]. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). Report No. 90: Key data for ionizing-radiation dosimetry: measurement standards and applications. *ICRU. Journal of the ICRU.* 2014; 14(1).
- [34]. BÜERMANN L, WALWYN SALAS G, ROMERO ACOSTA AL. Comparison of the national standards of air kerma between the PTB and the CPHR for selected x-radiation qualities used in radiation protection, diagnostic radiology and radiation therapy. *Metrologia.* 2020; 57(1A).
- [35]. International Atomic Energy Agency (IAEA). Implementation of the international code of practice on dosimetry in diagnostic radiology (TRS 457): review of testing results. IAEA Human Health Series No.4. Vienna: IAEA, 2011.
- [36]. KESSLER C. Establishment of simulated mammography radiation qualities at the BIPM. Rapport BIPM-06/08. Pavillon de Breteuil. F-92312 SEVRES cedex. 2006.
- [37]. KESSLER C, ROGER P, BURNS D T. Establishment of reference radiation qualities for mammography. BIPM Rapport-2010/01. Pavillon de Breteuil. F-92312 SEVRES cedex. 2010.
- [38]. WALWYN SALAS G, HOURDAKIS C, MARTINEZ A, GONZALEZ N, VERGARA A. Assuring the quality of the mammography calibrations in Cuban laboratory by comparison with Greek dosimetry standard. Proceedings of an International Symposium. Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry (IDOS). 9-12 November 2010. Book of the extended synopses. pp. 245-246. Vienna: IAEA, 2011.
- [39]. KESSLER C, BURNS DT, BÜERMANN L. Key comparison BIPM.RI (I) -K7 of the air-kerma standards of the PTB, Germany and the BIPM in mammography x-rays. *Metrologia.* 2011; 48(1A): 06011.
- [40]. CSETEI I, BÜERMANN L, GOMOLA I, GIRZIKOWSKY R. Comparison of air kerma measurements between the PTB and the IAEA for x-radiation qualities used in general diagnostic radiology and mammography. *Metrologia.* 2013; 50(1A): 06008.
- [41]. KESSLER C, BURNS DT, CZAP L, et. al. Comparison of the air kerma standards of the IAEA and the BIPM in mammography x-rays. *Metrologia.* 2013; 50(1A): 06005.
- [42]. KESSLER C, BURNS DT, MC CAFFREY JP. Key comparison BIPM.RI(I)-K7 of the air-kerma standards of the NRC, Canada and the BIPM in mammography x-rays. *Metrologia.* 2011; 48(1A): 06022.
- [43]. KESSLER C, BURNS DT, STEURER A, et. al. Key comparison BIPM.RI(I)-K7 of the air-kerma standards of the BEV, Austria and the BIPM in mammography x-rays. *Metrologia.* 2015; 52(1A): 06003.
- [44]. WITZANI J, BJERKE H, BOCHUD F, et. al. Calibration of dosimeters used in mammography with different X ray qualities: Euromet Project No. 526. *Radiat. Prot. Dosimetry.* 2004; 108(1): 33-45.
- [45]. ANKERHOLD U, HUPE O, AMBROSI P. Deficiencies of active electronic radiation protection dosimeters in pulsed fields. *Radiat Protect Dosim.* 2009; 135(3): 149-153.
- [46]. GINZBURG D. Ionisation chamber for measurement of pulsed photon radiation fields. *Radiat Protect Dosim.* 2016; 174(3): 297-301.
- [47]. KLAMMER J, ROTH J, HUPE O. Novel reference radiation fields for pulsed photon radiation installed at PTB. *Radiat Protect Dosim.* 2012; 151(3): 478-482.
- [48]. International Atomic Energy Agency (IAEA). Technical and functional specification for border monitoring equipment, technical guidance. IAEA Nuclear Security Series No.1. Vienna: IAEA, 2006.

Recibido: 13 de septiembre de 2022

Aceptado: 22 de septiembre de 2022

Los autores declaran que no existen conflictos de intereses en la realización, ni la comunicación del presente trabajo.

CRedit / Conceptualización: Gonzalo Walwyn Salas, Oscar Díaz Rizo. **Fuentes:** Gonzalo Walwyn Salas, Oscar Díaz Rizo. **Curación de datos:** Gonzalo Walwyn Salas, Niurka González Rodríguez. **Análisis formal:** Gonzalo Walwyn Salas, Oscar Díaz Rizo, Niurka González Rodríguez. **Supervisión:** Gonzalo Walwyn Salas. **Adquisición de fondos:** Gonzalo Walwyn Salas. **Validación:** Gonzalo Walwyn Salas, Niurka González Rodríguez. **Investigación:** Gonzalo Walwyn Salas, Oscar Díaz Rizo, Niurka González Rodríguez. **Visualización:** Gonzalo Walwyn Salas, Oscar Díaz Rizo. **Metodología:** Gonzalo Walwyn Salas, Oscar Díaz Rizo, Niurka González Rodríguez. **Administración del proyecto:** Gonzalo Walwyn Salas. **Escritura – borrador original:** Gonzalo Walwyn Salas. **Redacción – revisión y edición:** Gonzalo Walwyn Salas, Oscar Díaz Rizo.

Resultados del servicio de vigilancia radiológica en metales en Santiago de Cuba durante el período 2012-2020

 Reinaldo Griñán Torres,  Celia A. Caveda Ramos,  Enma O. Ramos Viltre,  Dolores Alonso Abad
Centro de Protección e Higiene de las Radiaciones (CPHR).
cphrgrinan@ceniai.inf.cu

Resumen

El objetivo de este trabajo es mostrar los resultados alcanzados por el Servicio de vigilancia radiológica de chatarra en la empresa Desmanteladora de Equipos en la provincia de Santiago de Cuba durante el período 2012 – 2020. Para el logro de estos resultados se adoptaron una serie de medidas que permitieron elevar la eficiencia de la vigilancia radiológica. Todo ello permitió la reducción al mínimo de posibilidades que aparecieran en la chatarra exportada, fuentes o dispositivos con material radiactivo, cumpliéndose con el objetivo principal dictado por el órgano regulador que es, minimizar la posibilidad de que la chatarra contaminada con radiactividad sea procesada y se produzcan luego, productos de uso y consumo contaminados, además se evitó la comercialización de chatarra contaminada con material radiactivo.

Durante este periodo se midieron un total de 1660 contenedores (36 500 ton), y se detectaron 75 piezas contaminadas con material radiactivo, y sólo en un contenedor de chatarra se detectó material radiactivo en el país de destino, por lo que la eficacia de la vigilancia radiológica de la chatarra fue del 99.94 %. Los resultados del Servicio durante el período señalado demostraron que se cumplió con el objetivo principal dispuesto por el Órgano Regulador que es, minimizar la posibilidad de que la chatarra contaminada con radiactividad sea procesada y se produzcan luego, productos de uso y consumo contaminados, además contribuyó en la prevención del movimiento transfronterizo de material radiactivo.

Palabras clave: *vigilancia de la radiactividad; chatarra metálica; detección de la radiación; contaminación; gestión de residuos; Cuba.*

Results of the radiological surveillance service in metals in Santiago de Cuba during the period 2012-2020

Abstract

The present work shows the results achieved by the Service in DESEQUIP Santiago de Cuba during the period 2012 – 2020. In order to achieve these results, a series of measures were adopted to increase the efficiency of radiological surveillance.

During this period, a total of 1 660 containers (36 500 ton) were measured, and 75 pieces contaminated with radioactive material were detected, and only one scrap container was radioactive material detected in the destination country, therefore the effectiveness of surveillance radiological of the scrap was 99.94 %.

The results of the Service in Santiago de Cuba during the indicated period showed that the main objective set by the Regulatory Body was fulfilled, which is to minimize the possibility that the scrap metal contaminated with radioactivity is processed and then contaminated products for use and consumption are produced, and it also contributed to the prevention of transboundary movement of radioactive material.

Key words: *radiation monitoring; scrap metals; radiation detection; contamination; waste management; Cuba.*

Introducción

En ocasión de ser aprobado la "Resolución Conjunta entre el Ministerio de Ciencia, Tecnología y Medio Ambiente y el Ministerio de Comercio Exterior" [1] la cual dispone que todas las empresas que manipulen, importen, exporten o procesen chatarra, tienen la obligación de realizar los controles necesarios para detectar la presencia de contaminación radiactiva, se comienza en el año 2004 en la provincia de Santiago de Cuba el Servicio de Vigilancia Radiológica en metales con un mínimo de recursos, una metodología propia, un personal debidamente calificado, todo ello trajo consigo la reducción de riesgos de que fuentes o materiales contaminados sean encontrados en la chatarra que se exporta, evitando posibles situaciones de emergencias radiológicas que afecten a la población y el medio ambiente.

En el año 2011 con el objetivo de hacer más eficaz la Vigilancia Radiológica en Santiago de Cuba, especialistas y técnicos del CPHR se encargaron del montaje y puesta a punto de un sistema de detección de la firma Rad Comm del tipo denominado detectores de Pórtico, constituido por 1 micro procesador de datos y 2 paneles de detectores colocados a cada lado de la vía, el mismo está diseñado para el monitoreo radiológico de grandes volúmenes de material. Con esta mejora de la tecnología en el sistema de detección, los resultados de este servicio durante el periodo 2012 – 2020 han sido altamente satisfactorios. Se midieron un total de 1660 contenedores (36 500 ton), y se detectaron 75 piezas contaminadas con material radiactivo. Con estos resultados se cumplieron los siguientes objetivos propuestos:

- Disminuir la ocurrencia de accidentes radiológicos en los que se puedan ver involucrados los trabajadores del sector de reciclaje de metales y el público.
- Evitar la comercialización de chatarra contaminada con material radiactivo, y con ello efectos comerciales y económicos negativos.
- Disminuir el riesgo de fundir chatarra contaminada con material radiactivo en las acerías o en las empresas de fundición, evitando la contaminación radiactiva de los hornos de fundición, de los productos que se obtengan de ella y del medio ambiente

Desarrollo

Sistema de detección utilizado

Durante el periodo 2012-2020 en el marco de la Vigilancia Radiológica en metales, implementado en la Empresa Desmanteladora de Equipos (DESEQUIP) en Santiago de Cuba se monitorearon un total de 1660 contenedores (36500 ton) con chatarra metálica, para ello se contó con un sistema de detección basado en equipos de tipo fijo y portátil.

Los detectores fijos o de pórtico de la firma Rad Comm que se utilizaron se componen de 2 paneles de detección y 1 micro procesador de datos como unidad central de control. Cada panel cuenta con 2 detectores,

cuya área sensitiva de detección abarca la totalidad del vehículo, lo que permitió el control radiológico del vehículo en su totalidad.

Información que brindan los detectores fijos o de Pórtico.

- Tasa de dosis de radiación
- Velocidad
- Temperatura ambiental
- Número de escaneos
- Número de alarma

El equipo de detección portátil presenta las siguientes características técnicas:

- Marca: SCINTO
- Rango de energía a medir: 40Kev – 1.3 Mev para radiación gamma y beta
- Rango de la tasa de dosis: nSv/hora – mSv/hora

Además de contar con este sistema de detección se tuvieron en cuenta una serie de razones técnicas y prácticas por la que el material radiactivo pudiera no ser detectado, con vista a minimizar su eventual influencia, lo que pudiéramos denominar como "Desafíos de la detección":

- Fuente o material radiactivo de baja actividad
- Fuente o material radiactivo blindado o lejos del detector
- El instrumento puede no estar funcional en el momento de la medición, entre otras

El detector portátil se utilizó principalmente para localizar la posible presencia de contaminación radiactiva a partir de la señal obtenida en los detectores del pórtico.

Diseño del control radiológico de chatarras

Para el control radiológico de la chatarra se establecieron 3 escenarios de medición teniendo en cuenta las características del lugar y las exigencias regulatorias del país (ver figuras 1 y 2).

Además de contar con el sistema de detección para la medición de contenedores de chatarra y de vehículos con cargas de chatarra se utilizó también un detector de radiación portátil de la marca SCINTO para medir también los contenedores, la chatarra en camiones, la chatarra apilada y realizar la búsqueda de la pieza contaminada o de un dispositivo radiactivo.

Diferentes escenarios de medición

- chatarra en contenedores;
- chatarra en camiones;
- chatarra apilada en espacios abiertos;

Medición de la chatarra en contenedores

Las mediciones se realizaron en dependencia del tamaño de los contenedores; en los de 20 pies se realizan 84 mediciones y en los de 40 pies, 156, a una distancia de 5 cm de las paredes exteriores del contenedor y espaciadas a 50 cm tanto horizontal como verticalmente.



Figura 1. Vigilancia radiológica de chatarra en contenedores y camiones con detector estacionario.



Figura 2. Vigilancia radiológica de chatarra apilada y en contenedores con detector portátil.

Medición de chatarra en camiones

Se procedió de igual manera que para los contenedores, sólo se diferencia en que en este caso se mide la cama del camión por encima y por debajo, la cantidad de puntos a medir depende del tamaño del camión. Las mediciones se realizaron espaciadas a 50 cm unas de otras.

Medición de la chatarra apilada

La chatarra antes de ser introducida en los contenedores es apilada en el patio de la empresa. Para medir la chatarra apilada se realizan tantas mediciones alrededor de la pila, como sea el tamaño de la misma, espaciadas a una distancia de 50 cm.

Resultados

Durante el período 2012-2020, en DESEQUIP en Santiago de Cuba, el Servicio de Vigilancia Radiológica en Metales monitoreó un total de 1660 contenedores (36 500 ton) de chatarra metálica, para ello se contó con un sistema de detección basado en equipos de tipo fijo y portátil. En este período se detectaron un total de 75 entre piezas contaminadas y dispositivos radiactivos (ver tabla 1) y sólo en un contenedor de chatarra se detectó material radiactivo en el país de destino. Estos resultados muestran que la eficacia de la vigilancia radiológica de la chatarra fue en este período del 99.94 %.

Entre las principales piezas contaminadas y dispositivos radiactivos detectados se encuentran (figura 3):

- detectores de humo con fuentes de americio-241

- relojes y manómetros luminiscentes con pintura de radio-226
- tubos de acero inoxidable con incrustaciones de material radiactivo de origen natural
- chatarra electrónica contaminada
- pacas de aluminio contaminadas

En la tabla 1 se muestran detalles de las detecciones hechas. Las tuberías de acero detectadas contenían radiactividad de origen natural, se piensa que el origen de estas piezas es del proceso tecnológico que incrementó la concentración de radionúclidos respecto de los valores promedios naturales.

Aunque estas piezas detectadas no superaron los niveles de dispensa aplicables a la chatarra, si superaron el nivel de investigación durante la vigilancia radiológica por lo que no pueden ser comercializadas. También se detectaron relojes que contenían radio-226, el cual es un radionúclido que antiguamente se utilizaba para conseguir un efecto de luminiscencia en los números y las manecillas. Este tipo de dispositivo se considera que formaba parte de algún equipamiento que se desmanteló en nuestro país.

En el caso de los detectores de humo que se encontraron mezclados con la chatarra electrónica su origen es desconocido también pero se cree que pertenecieron a instalaciones que se desmantelaron y los mismos no fueron gestionados como desecho radiactivo, lo cual es un incumplimiento de lo regulado en la Resolución 96/2003 del CITMA [3]. La misma dispone que todas las entidades que posean detectores de humo iónicos en



Figura 3. Principales piezas encontradas contaminadas con material radiactivo.

desuso, deban realizar la correspondiente gestión como desecho radiactivo de tales detectores. De igual forma, se desconoce el origen del resto de las piezas contaminadas y la fuente radiactiva detectada en el 2013.

Conclusiones

El Servicio de Vigilancia Radiológica en Metales que brinda el CPHR en DESEQUIP Santiago de Cuba, en el

Tabla 1. Detecciones de contaminación radiactiva durante el periodo 2012-2020.

No.	Fecha de detección	Cantidad	Tipo de chatarra	Escenario	Descripción	Proveedor
1	Octubre/ 2012	1	Acero	Barco	Tubería	Venezuela
2	Octubre/ 2012	21	Electrónica	Apilada	Detectores de humo	ERMP Holguín
3	Diciembre/ 2012	1	Aluminio	Contenedor	Reloj	ERMP Holguín
4	Marzo/ 2013	1	Acero	Apilada	Tubería	ERMP Holguín
5	Junio/ 2013	1	Aluminio	Camión	Reloj	ERMP Santiago de Cuba
6	Septiembre/2013	2	Acero	Apilada	Tubería	ERMP Holguín
7	Noviembre/2013	1	Aluminio	Apilada	Fuente radiactiva	ERMP Holguín
8	Noviembre/2013	14	Electrónica	Apilada	Reloj e Interruptor	ERMP Holguín
9	Diciembre/ 2013	5	Aluminio	Apilada	Paca de Aluminio	ERMP Holguín
10	Enero/2014	1	Aluminio	Contenedor	Reloj	ERMP Granma
11	Marzo/ 2014	7	Electrónica	Apilada	Reloj, Interruptor y Detector de humo	ERMP Santiago de Cuba
12	Agosto/ 2016	3	Acero	Apilada	Tubería	ERMP Holguín
13	Abril/ 2017	1	Acero	Apilada	Tubería	ERMP Holguín
14	Mayo/2019	3	Acero	Contenedor	Tubería	ERMP Holguín
15	Agosto/ 2019	1	Aluminio	Apilada	Varilla de Aluminio	ERMP Tunas
16	Diciembre/ 2019	3	Acero	Apilada	Tubería	ERMP Holguín
17	Enero/ 2020	1	Aluminio	Apilada	Paca de Aluminio	ERMP Guantánamo
18	Marzo/2020	6	Acero	Apilada	Tubería	ERMP Holguín
Total		75				

período 2012-2020, ha hecho una considerable cantidad de detecciones de contaminación radiactiva. Ello ha contribuido en la prevención del movimiento transfronterizo de material radiactivo hacia otros países. Aunque en algunos casos se hayan detectados piezas contaminadas donde la concentración del material radiactivo sea inferior al nivel de dispensa a aplicar para la chatarra esta no se puede comercializar. Las medidas implementadas contribuyeron a elevar la eficacia de la vigilancia radiológica de la chatarra en Santiago de Cuba.

Los resultados del Servicio de la vigilancia radiológica de chatarra en Santiago de Cuba, durante el período señalado, demostraron que se cumplió con el objetivo principal dispuesto por el Órgano Regulador que es, minimizar la posibilidad de que la chatarra contaminada con radiactividad sea procesada y se produzcan luego, productos contaminados, además se evitó la comercialización de chatarra contaminada con material radiactivo.

Referencias bibliográficas

- [1]. Cuba. Ministerio de Justicia. Gaceta Oficial de la República de Cuba. Resolución conjunta Ministerio de Ciencia Tecnología y Medio Ambiente y Ministerio Comercio Exterior (CITMA-MINCEX). Edición Ordinaria. No. 28. del 6 de junio de 2002 [en línea]. Disponible en: <https://www.gacetaoficial.gob.cu/es/gaceta-oficial-no028-ordinaria-de-2002>.
- [2]. Centro Nacional de Seguridad Nuclear (CNSN). Guía para la vigilancia radiológica de Chatarra. Resolución 42/2011.
- [3]. Cuba. Ministerio de Justicia. Gaceta Oficial de la República de Cuba. Resolución Ministerio de Ciencia Tecnología y Medio Ambiente (CITMA) 96/2003. Edición Ordinaria. No. 006 del 16 de febrero de 2004 [en línea]. Disponible en: <https://www.gacetaoficial.gob.cu/es/gaceta-oficial-no006-ordinaria-de-2004>.

Recibido: 19 de enero de 2022

Aceptado: 22 de septiembre de 2022

Los autores declaran que no existen conflictos de intereses en la realización, ni la comunicación del presente trabajo.

CRedit / Gestión de proyectos: Reinaldo Griñán Torres, Celia A. Caveda Ramos. **Fuentes:** Reinaldo Griñán Torres. **Software:** Dolores Alonso Abad. **Análisis formal:** Reinaldo Griñán Torres. **Supervisión:** Reinaldo Griñán Torres, Celia A. Caveda Ramos. **Validación:** Reinaldo Griñán Torres. **Investigación:** Reinaldo Griñán Torres, Enma O. Ramos Viltre. **Visualización:** Reinaldo Griñán Torres. **Metodología:** Reinaldo Griñán Torres. **Escritura – borrador original:** Reinaldo Griñán Torres. **Redacción – revisión y edición:** Reinaldo Griñán Torres, Celia A. Caveda Ramos.

Protocolo para la realización de la gammagrafía de mamas con ^{99m}Tc -MIBI empleando un dispositivo de posicionamiento decúbiteo prono

Armando Del Pozo Almaguer¹, Rodolfo Suárez Iznaga², Adlin López Díaz³,
Consuelo Varela Corona⁴

¹ Instituto de Hematología e Inmunología. La Habana. Cuba.

² Hospital Docente Clínico Quirúrgico "Dr. Salvador Allende". La Habana. Cuba

³ Instituto Superior de Ciencias y Tecnologías Aplicadas (InSTEC-UH), La Habana, Cuba.

⁴ Centro para el Control Estatal de Medicamentos, Equipos y Dispositivos Médicos (CECMED).

aaguilar@cimeq.sld.cu

Resumen

El cáncer de mama es la segunda neoplasia más frecuente en la mujer cubana. Las técnicas de imagen juegan un papel fundamental para el diagnóstico, estadificación y seguimiento de la enfermedad. Este trabajo tuvo el objetivo de: implementar el protocolo clínico para el estudio gammagráfico de mamas con ^{99m}Tc -MIBI para la detección de lesiones tumorales palpables en mamas densas, lesiones de difícil valoración mamográfica y sospecha de ganglios metastásicos axilares empleando un dispositivo artesanal de posicionamiento decúbiteo prono. Se incluyeron 35 pacientes con un promedio de edad de 51 años, que acudieron a la consulta central de patología de mama del Hospital "Dr. Salvador Allende". Se diseñó y construyó de manera artesanal de un dispositivo que posibilitó la realización de los estudios desde una posición anatómica colgante o pendular de la mama, demostrando su utilidad en la valoración médica de las imágenes gammagráficas. De los estudios realizados el 17,1 % resultó positivo a tejido neoplásico maligno mamario, con una especificidad de un 100 %. Se disminuyó en un 82.9 % el número de biopsias innecesarias por mamografías falso positivo o no concluyentes en lesiones mayores de 10 mm de diámetro. Se implementó el protocolo clínico para el estudio gammagráfico de mamas con ^{99m}Tc -MIBI para la detección de lesiones tumorales palpables en mamas densas, lesiones de difícil valoración mamográfica y sospecha de ganglios metastásicos axilares empleando un dispositivo artesanal de posicionamiento decúbiteo prono. Demostró ser una prueba sencilla, reproducible y no invasiva, que puede facilitar y mejorar el diagnóstico del cáncer de mama.

Palabras clave: glándulas mamarias; tecnecio 99; escintilografía; carcinomas; optimización; colimadores.

Protocol for the realization of breast scintigraphy with ^{99m}Tc -MIBI using a prone decubitus positioning device

Abstract

Breast cancer is the second most frequent neoplasm in the Cuban woman. Image techniques play a fundamental role for the diagnosis, staging and monitoring of the disease. This work had the objective of: Implement the Clinical Protocol for the scintimammography with ^{99m}Tc -MIBI for the detection of palpable tumor lesions in dense breasts, difficult mammographic assessment and suspected axillary metastatic lymph nodes employing a craft device of prone decubitus positioning. 35 patients were included with an average age of 51 years, who attended the central consultation of breast pathology at Dr. Salvador Allende Hospital. It was designed and constructed an artisanal device that made it possible to carry out the studies from an anatomical position pendant or pendulum of the breast, demonstrating its usefulness in the medical assessment of the scintimammography images. Of the studies carried out 17.1 % was positive for malignant mammary neoplastic tissue, with a specificity of 100 %. The number of unnecessary biopsies by false positive mammograms or inconclusive in lesions greater than 10 mm in diameter was decreased by 82.9 %. The clinical protocol was implemented for the scintimammography with ^{99m}Tc -MIBI for the detection of palpable tumor lesions in dense breasts, difficult mammographic assessment and suspected axillary metastatic lymph nodes employing

a craft device of prone decubitus positioning. It proved to be a simple, reproducible and non-invasive test, which can facilitate and improve the diagnosis of breast cancer.

Key words: *mammary glands; technetium 99; scintiscanning; carcinomas; optimization; collimators.*

Introducción

En Cuba la mortalidad por tumores malignos es la segunda causa de muerte en el sexo femenino y el cáncer de mama ocupa el segundo lugar por localizaciones, con una tasa de incidencia de 30,4 por cada 100 000 mujeres [1]. Las técnicas de imagen juegan un papel fundamental para el diagnóstico, estadificación y seguimiento de la enfermedad. El método más extendido es la mamografía, con una sensibilidad y especificidad de $75,82 \pm 10,53$ y $59,58 \pm 22,79$ respectivamente. Sin embargo, la sensibilidad de la mamografía en pacientes con mamas densas es baja; y, en pacientes con cambios fibroquísticos de la mama, la especificidad se ve afectada al no poder distinguir entre procesos benignos o malignos. De ahí que en algunos casos resulta imposible detectar lesiones en la mama usando solamente la mamografía generando un alto número de biopsias negativas [2, 3].

En la bibliografía consultada se reportan altos valores de sensibilidad y especificidad del ^{99m}Tc -MIBI en pacientes con sospecha clínica-radiológica de patología mamaria, obteniéndose valores de sensibilidad de $86,64 \pm 8,84$ y de especificidad $83,42 \pm 10,74$ para lesiones mayores de 10 mm de diámetro [2, 3]. Y en el caso de lesiones palpables mayores de 20mm la sensibilidad es del 100 % [4]. En la detección ganglionar de la región axilar se reporta una reducción significativa en la sensibilidad, pero una alta especificidad [5]. Se reporta además la captación del ^{99m}Tc -MIBI (falsos positivos) en lesiones como los fibroadenomas, en tumores filodes benignos, en sitios con intervenciones quirúrgicas previas o inflamación [4, 6, 7].

La aparición de falsos negativos está dada por la baja resolución espacial de la gammagrafía y la atenuación por el tejido mamario en lesiones inferiores a 10 mm de diámetro [3-5]. También intervienen otros aspectos físicos que causan degradaciones en la imagen debido a los fenómenos de desintegración radiactiva y de interacción de la radiación con la materia. Su efecto en las imágenes se traduce en: la aparición de ruido debido a la naturaleza aleatoria de estos procesos y la inclusión de información errónea debido a la dispersión de fotones [8].

El ^{99m}Tc -MIBI (Tecnecio 99 metaestable 2-metoxiisobutil-isonitrilo) es un catión lipofílico utilizado principalmente en el diagnóstico de patología cardíaca, que ha mostrado su utilidad en el diagnóstico de patología maligna de mama. El radiotrazador se comporta como un marcador metabólico, concentrándose en el tejido neoplásico maligno mamario y ganglios metastásicos con alto grado de sensibilidad y especificidad. Por tanto, la gammagrafía de mamas con ^{99m}Tc -MIBI resulta útil en la detección de lesiones tumorales palpables en mamas densas, nodulares o de patrón mixto y se establece como un recurso más para la toma de decisiones en casos donde la mamografía es dudosa [2-7, 9, 10].

Para realizar los estudios gammagráficos de las mamas resulta muy útil el empleo de un aditamento especializado para colocar las mamas en una posición espacial constante. La paciente se acuesta de cúbito prono sobre este aditamento, lo que permite la relajación de los músculos pectorales. Las mamas colgantes quedan alejadas de los planos profundos, separando el tejido mamario de órganos con alta captación del radiofármaco como el hígado y el corazón. Esto reduce la dispersión de los fotones mejorando la visualización de la actividad tumoral en la mama [3-7, 10-14].

En el año 2016, González, et. al. [12] reportan la construcción de un dispositivo colgante de mama, sin embargo, en los servicios de medicina nuclear de Cuba, no está muy extendido el uso de estos aditamentos «artesanales» o «comerciales» para realizar las gammagrafías de mama.

Este trabajo tuvo el objetivo de: implementar el protocolo clínico para el estudio gammagráfico de mamas con ^{99m}Tc -MIBI para la detección de lesiones tumorales palpables en mamas densas, lesiones de difícil valoración mamográfica y sospecha de ganglios metastásicos axilares empleando un dispositivo artesanal de posicionamiento decúbico prono.

Materiales y métodos

Se incluyeron 35 pacientes con un promedio de edad de 51 años, que acudieron en la Consulta Central de Patología de mama del Hospital Docente Clínico Quirúrgico "Dr. Salvador Allende" con masas palpables, lesiones de difícil valoración mamográfica y sospecha de ganglios metastásicos axilares. Se empleó una Cámara Gamma Meridian Philips de un solo cabezal detector, usando colimador para bajas energías y propósitos generales. Ventana energética del 20 % centrada en 140 keV del ^{99m}Tc .

Para realizar el estudio gammagráfico de las mamas se llevó a cabo el diseño y construcción artesanal de un dispositivo que permitió una adecuada adquisición y evaluación de las imágenes gammagráficas a partir del posicionamiento de la mama en péndulo o colgante.

Su construcción se realizó a partir de un colchón de espuma estándar 90 cm de ancho, 190 cm de largo y 18 cm de espesor, con recubrimiento lavable e impermeable y una densidad de espuma de 25 Kg/m^3 . En la figura 1 se presenta el esquema del colchón de espuma, donde se representan los cortes que se le realizaron al mismo para crear tres secciones independientes: (1), (2) y (3). Cada una de estas secciones quedaron conformadas uniando las partes simétricas correspondientes y forrándolas usando el recubrimiento original del colchón.

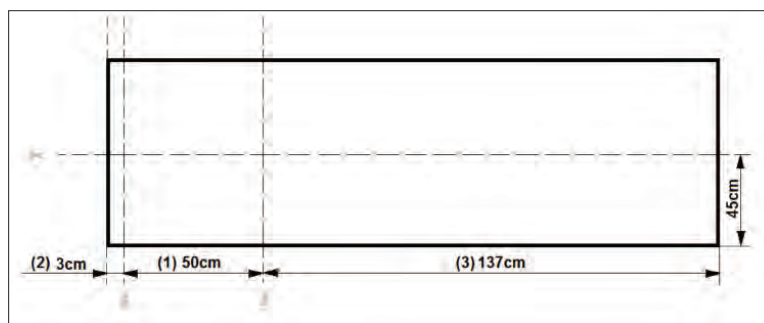


Figura 1. Esquema (no a escala) del colchón de espuma estándar. Se indican (en líneas discontinuas) los cortes realizados al colchón para conformar las secciones: (1), (2) y (3).

La paciente se acuesta en posición decúbito prono hacia el gantry de la cámara gamma sobre la sección del colchón (3). Apoyará los brazos entrelazados por encima de los hombros y la cabeza sobre el colchón (1) y las mamas quedarán suspendidas en el espacio entre los colchones (1 y 3). El separador (2) se ubica entre las mamas, consiste en una almohadilla fina del mismo material del colchón a la cual se le ha insertado una lámina de plomo de 5 mm de espesor que evitará la superposición de la actividad proveniente de la mama contralateral [3, 6, 12]. (figura 2).



Figura 2. Dispositivo para realizar estudios Gammagráficos de mamas colgantes. 1. Apoyo de los brazos y la cabeza. 2. Separador plomado de las mamas. 3. Apoyo del cuerpo.

Todas las preparaciones del radiofármaco ^{99m}Tc -MIBI (MultiGBT-Sn para marcaje con ^{99m}Tc) se realizaron siguiendo las especificaciones del fabricante (Centro de Isótopos, Cuba). Se administraron dosis entre 740 – 1110 MBq (20 – 30 mCi) de ^{99m}Tc -MIBI, dependiendo de la talla y peso de la paciente. La vía de administración fue intravenosa, usando una vena dorsal del pie [3] y en los casos donde no fue posible la administración por esta vía, se inyectó en forma de bolo en una vena del brazo contralateral a la mama afectada [4, 5, 12].

Las imágenes se adquirieron a los 15 min y 2 h después de la inyección siguiendo la siguiente secuencia: vista lateral mama sospechosa, vista lateral mama contralateral y vista anterior (visualizando las axilas en todas las proyecciones); con un tiempo de adquisición de 5 minutos por vista, sin factor de aumento y almacenadas en una matriz digital de 256 x 256 píxeles.

Las imágenes fueron valoradas por un Médico Nuclear, procesadas por un Físico Médico y Tecnólogos en Radiofísica Médica. Los patrones usados para informar los estudios fueron los siguientes:

- Patrón de normalidad: captación difusa simétrica y ligera del radiofármaco en la mama, con distribución uniforme.
- Patrón de malignidad: toda captación focal o multifocal del radiofármaco independientemente de su grado de captación en la mama y/o en la axila.

Resultados y discusión

De los 35 estudios de gammagrafía de mama realizados, 6 (17,1 %) resultaron positivos [15]. Se confirmaron mediante biopsia por aspiración con aguja fina (BAAF) 5 lesiones correspondientes a tejido neoplásico maligno mamario y una lesión axilar (metástasis ganglionar). Esto logró disminuir en un 82.9 % el número de biopsias innecesarias por mamografías falso positivo o no concluyentes en lesiones mayores de 10 mm de diámetro. La especificidad de los estudios gammagráficos de mamas en esta serie de casos fue de un 100 %, este resultado está en correspondencia con una adecuada selección de los pacientes para hacer este tipo de examen.

En la figura 3 se muestra el compendio de imágenes gammagráficas con ^{99m}Tc -MIBI obtenidas desde la posición decúbito prono empleando el dispositivo desarrollado; adquiridas 2 horas después de la inyección del radiofármaco, las imágenes corresponden a una paciente de 64 años de edad con una lesión palpable (4,5 cm de diámetro), ubicada en el cuadrante inferior externo de la mama izquierda. Mamografía dudosa. Estudio gammagráfico positivo.

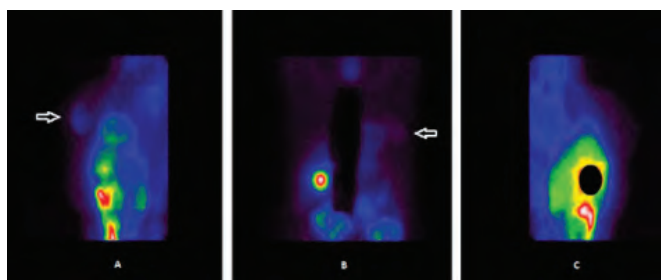


Figura 3. Gammagrafía de mamas con ^{99m}Tc -MIBI 2 horas después de la inyección, (A) Vista lateral izquierda, (B) Vista anterior y (C) Vista lateral derecha. La flecha indica captación del radiofármaco en cuadrante inferior externo de la mama izquierda.

Ventajas y desventajas del aditamento

Ventajas:

- Fácil construcción.
- Materiales económicos y disponibles.
- No supone un peso excesivo adicional a la camilla de la Cámara Gamma.
- Puede ser replicable en cualquier servicio de medicina nuclear.
- Materiales con bajo coeficiente de atenuación de la radiación gamma que no afectan la calidad de la imagen gammagráfica.
- Mejor separación de las estructuras profundas y del miocardio en la mama izquierda, la separación del tejido mamario derecho del hígado y una mejor visualización de toda la mama [14].
- El diseño no limita el volumen de las mamas por lo que permite que se pueda realizar el estudio a pacientes con mamas grandes.

Desventajas

- Pudiera no ser viable en pacientes extremadamente obesas y/o con limitación de movimientos.

Conclusiones

Se implementó el protocolo clínico para el estudio gammagráfico de mamas con ^{99m}Tc -MIBI para la detección de lesiones tumorales palpables en mamas densas, lesiones de difícil valoración mamográfica y sospecha de ganglios metastásicos axilares empleando un dispositivo artesanal de posicionamiento decúbico prono. Demostró ser una prueba sencilla, reproducible y no invasiva, que puede facilitar y mejorar el diagnóstico del cáncer de mama.

Agradecimientos

Los autores agradecen colaboración de los Tecnólogos en Radiofísica Médica del Servicio de Medicina Nuclear y al Grupo de Patología de mama del HDCQ "Dr. Salvador Allende", cuya participación fue determinante en la realización de este trabajo.

Referencias bibliográficas

- [1]. Cuba. Ministerio de Salud Pública (MINSAP). Anuario Estadístico de Salud 2020 [en línea]. Disponible en: www.salud.msp.gob.cu
- [2]. HEYDARHEYDARI S, REZAEIJO SM, CHEKI M, et. al. Diagnostic efficacy of technetium-99m-sestamibi scintimammography in comparison with mammography to detect breast lesions: a systematic review. Arch Breast Cancer. 2018; 5(3): 98-105.
- [3]. NIKOLAEVICH S, VIKTOROVNA A, IVANOVICH P, et. al. ^{99m}Tc -MIBI scintimammography and digital mammography in the diagnosis of multicentric breast cancer. Hell J Nucl Med. 2019; 22(3): 172-178.
- [4]. AGUILAR E, CARRERAS JL, MEROÑO E, AGUILAR A. Tecnecio MIBI y patología mamaria. Su utilidad en el diagnóstico. Rev. Senología y Patol. Mam. 1998; 11(4): 191-199.
- [5]. FLIQUETE MV, GIMENEZ J, VÁZQUEZ FC, et. al. Papel del ^{99m}Tc -Sestamibi en el diagnóstico del cáncer de mama. A propósito de 100 casos. Rev. Esp. Med. Nuclear. 1999; 18(6): 436-441.
- [6]. DE LOS REYES A, LLAMAS A. La gammagrafía mamaria con tecnecio-99m sestamibi puede mejorar la capacidad diagnóstica de la mamografía en pacientes con masas palpables. Rev. Col. Cancerología. 2005; 9(1): 12-18.
- [7]. GREENE LR, WILKINSON D. The role of general nuclear medicine in breast cancer. J Med Radiat Sci. 2015; (62): 54-65.
- [8]. BROSE A, PUCHAL R. Fundamentos de Física Médica. Volumen 6: Medicina Nuclear: bases físicas, equipos y control de calidad. Sociedad Española de Física Médica, 2014.
- [9]. CHAIN Y, ILLANES L. Radiofármacos en medicina nuclear: fundamentos y aplicación clínica. Universidad Nacional de La Plata, 2015.
- [10]. NOVER AB, JAGTAP S, ANJUM W, et. al. Modern breast cancer detection: a technological review. Int J Biomed Imaging. 2009; 2009: 902326.
- [11]. VIEIRA AG, PEREIRA EN, CHOJNIAK R, et. al. Correlation between PET/CT results and histological and immunohistochemical findings in breast carcinomas. Radiol Bras. 2014; 47(2): 67-73.
- [12]. GONZÁLEZ DE, INFANTE JR, PAUMIER Y, et. al. Construcción de un dispositivo para el posicionamiento óptimo del paciente en estudios de gammagrafía mamaria. Nucleus. 2016; (59): 5-8.
- [13]. GILBERT FJ, HICKMAN SE, BAXTER GC, et. al. Opportunities in cancer imaging: risk-adapted breast imaging in screening. Clinical Radiology. 2021; 76: 763-773.
- [14]. VIDAL-SICART S, AUKEMA TS, VOGEL WV, et. al. Valor añadido de la técnica en decúbico prono para el estudio con tomografía por emisión de positrones-tomografía computarizada en las pacientes con cáncer de mama. Rev Esp Med Nucl. 2010; 29(5): 230-235.
- [15]. Hospital Docente Clínico Quirúrgico "Dr. Salvador Allende". Informes de estudios gammagráficos del Servicio de Medicina Nuclear, 2017-2020.

Recibido: 06 de octubre de 2022

Aceptado: 18 de octubre de 2022

Los autores declaran que no existen conflictos de intereses en la realización, ni la comunicación del presente trabajo.

Credit / Conceptualización: Armando Del Pozo Almaguer, Rodolfo Suárez Iznaga. **Fuentes:** Armando Del Pozo Almaguer. **Análisis formal:** Armando Del Pozo Almaguer, Rodolfo Suárez Iznaga. **Supervisión:** Adlin López Díaz, Consuelo Varela Corona. **Validación:** Adlin López Díaz, Consuelo Varela Corona. **Investigación:** Armando Del Pozo Almaguer, Rodolfo Suárez Iznaga. **Visualización:** Armando Del Pozo Almaguer. **Metodología:** Rodolfo Suárez Iznaga. **Escritura – borrador original:** Rodolfo Suárez Iznaga. **Redacción – revisión y edición:** Rodolfo Suárez Iznaga, Adlin López Díaz, Consuelo Varela Corona.

Evaluación de un método para estudios de optimización de la exposición médica en medicina nuclear

 Karla Batista García- Ramó,  Yudmila Reyes González,  Leonel A. Torres Aroche,
 Yolaine Sánchez González
Centro de Isótopos (CENTIS). Mayabeque, Cuba.
kbatista.gr@gmail.com

Resumen

La práctica de la medicina nuclear (MN) diagnóstica utiliza radiaciones ionizantes y es necesario garantizar que la cantidad de actividad administrada prescrita sea tan baja como sea razonablemente posible. La optimización de estos procedimientos, uno de los mayores retos que enfrenta la Medicina Nuclear, se basa en lograr un equilibrio entre la calidad de imagen y la dosis de radiación. El objetivo del presente artículo es establecer y validar un método para estudios de optimización de la exposición médica en MN simulando distintos niveles de actividad que pueda aplicarse en pacientes sin violar los principios éticos y de protección radiológica. El método se basa en la recombinación de datos obtenidos en adquisiciones gatilladas para simular diferentes niveles de actividad. Para ello se realizaron mediciones utilizando distintos maniquíes y un generador de señal. Se desarrolló un código en Python que permite de forma automática simular los distintos niveles de actividad a partir de una única adquisición gatillada y devuelve los estudios en igual formato dicom para ser reconstruidos con el programa de procesamiento registrado proporcionado por el fabricante. Para validar el método propuesto se demostró la dependencia lineal del número de cuentas totales con los niveles de actividad simuladas y se evaluó cualitativamente la calidad de las imágenes reconstruidas vs los niveles de actividad simulados. Este método constituye una propuesta válida y aplicable en la mayoría de los servicios de medicina nuclear del país para implementar procedimientos de optimización de estudios SPECT contribuyendo a una reducción de la exposición poblacional a las radiaciones, debida a exámenes diagnósticos de alta tecnología.

Palabras clave: medicina nuclear; pacientes; optimización; protección contra las radiaciones; dosis de radiación; tomografía de emisión computerizada de fotón único.

Evaluation of a method for medical exposure optimization studies in nuclear medicine

Abstract

Nuclear medicine (NM) diagnostic procedures use ionizing radiation and it is necessary to ensure that the amount of prescribed activity is as low as reasonably achievable. Optimizing these procedures, one of the greatest challenges facing Nuclear Medicine today, is based on achieving a balance between image quality and radiation dose. The objective of this article is to establish and validate a method for optimization studies of medical exposure in NM simulating different levels of activity that can be applied in patients without violating the ethical and radiological protection principles. The method is based on the recombination of data obtained in gated acquisitions to simulate activity levels. For this, measurements were made using different phantoms and a signal generator. A Python code was developed that allows the different activity levels to be simulated automatically from a single gated acquisition and returns the studies in the same dicom format to be reconstructed in the registered processing program provided by the manufacturer. To validate our method, the linear dependence of the number of total counts with the simulated activity levels was demonstrated and the quality of the reconstructed images vs the simulated activity levels was qualitatively evaluated. This method constitutes a valid and applicable proposal in the majority of nuclear medicine services in the country to implement optimization procedures for SPECT studies, contributing to a reduction in population exposure to radiation, due to high-tech diagnostic tests.

Key words: nuclear medicine; patients; optimization; radiation protection; radiation doses; single photon emission computed tomography.

Introducción

La medicina nuclear emplea técnicas seguras que permiten obtener información funcional o metabólica para detectar alteraciones antes de que las enfermedades presenten síntomas visibles, repercutiendo significativamente en tratamientos tempranos, más efectivos y pronósticos más favorables. Cada año en Cuba se incrementa el número de estudios de medicina nuclear, y este número seguirá aumentando a partir de la instalación de nuevos equipos híbridos en las distintas instalaciones del país. Por consiguiente, al igual que ha ocurrido a nivel global, la dosis poblacional muestra una tendencia ascendente, que requiere de acciones inmediatas encaminadas a fortalecer el principio de optimización de las exposiciones médicas en nuestro medio. Los procedimientos de diagnóstico de la medicina nuclear implican la administración de niveles de actividad de radiofármacos que consideren los niveles de referencia locales y que sean los óptimos para las condiciones específicas de cada servicio; o sea, es esencial que se aplique el procedimiento apropiado con la dosis correcta en el paciente correcto en el momento correcto [1]. Los exámenes de medicina nuclear deben realizarse de la manera más óptima para garantizar que se mantenga la dosis de radiación al paciente lo más baja posible y, al mismo tiempo, proporcione al médico la información necesaria para realizar un diagnóstico seguro [2].

Precisamente, el objetivo de la optimización en Medicina Nuclear es hallar el equilibrio entre la calidad de la imagen y la dosis de radiación.

Las características del equipo y colimadores, los distintos radiofármacos, los protocolos de adquisición y procesamiento son diversos factores que influyen en la determinación de la actividad necesaria a administrar para cumplir con el principio de optimización.

El presente trabajo tiene como objetivo establecer y validar un método para estudios de optimización de la exposición médica en MN simulando distintos niveles de actividad que pueda aplicarse en pacientes sin violar las buenas prácticas clínicas, acorde a los principios de ética médica y de protección radiológica. El método propuesto está dirigido a optimizar los niveles de actividad que se administran en estudios tomográficos (SPECT) y se basa en la recombinación de adquisiciones gatilladas para simular distintos niveles de actividad, tras la administración de una dosis única del radiofármaco. Este trabajo se realizó como parte de las actividades del proyecto ramal del programa PNOULO (PS211LH02-005) cuya finalidad es crear capacidades para la optimización de las exposiciones médicas durante los procedimientos diagnósticos de la medicina nuclear.

Materiales y métodos

Método propuesto para la simulación de distintos niveles de actividad a partir de adquisiciones gatilladas

El modo de adquisición de estudios tomográficos gatillados, empleado para evaluar simultáneamente la

función y la perfusión cardiaca, permite coleccionar datos primarios alrededor del paciente en los que se adquieren set de 8 y hasta 16 imágenes por cada proyección (figura 1). La adquisición de estas imágenes está sincronizada con el electrocardiograma del paciente de manera que en cada intervalo R-R se coleccionará un número fijo de imágenes correspondientes a diferentes segmentos del proceso de contracción y dilatación del ventrículo izquierdo desde la sístole hasta la diástole final. El número total de imágenes coleccionadas es el producto del número de proyecciones por el número de segmentos empleados en que se divide el ciclo R-R (8 o 16).

Una vez concluido el estudio los datos se organizan y reconstruyen 8 o 16 tomografías (correspondientes a cada segmento del intervalo R-R) para el análisis tridimensional de la función cardiaca. Simultáneamente se suman las imágenes de todos los segmentos que pertenecen a una proyección para obtener y reconstruir la tomografía que permite realizar el análisis de la perfusión miocárdica del paciente.

En el presente trabajo se propone emplear este modo de adquisición (gatillado) para simular diferentes niveles de actividad administrada en estudio de SPECT no gatillados. Para ello se propone reconstruir o simular proyecciones tomográficas correspondientes a diferentes niveles de la actividad administrada a partir de diferentes combinaciones de los segmentos adquiridos para conformar las proyecciones del estudio tomográfico que se requiere optimizar.

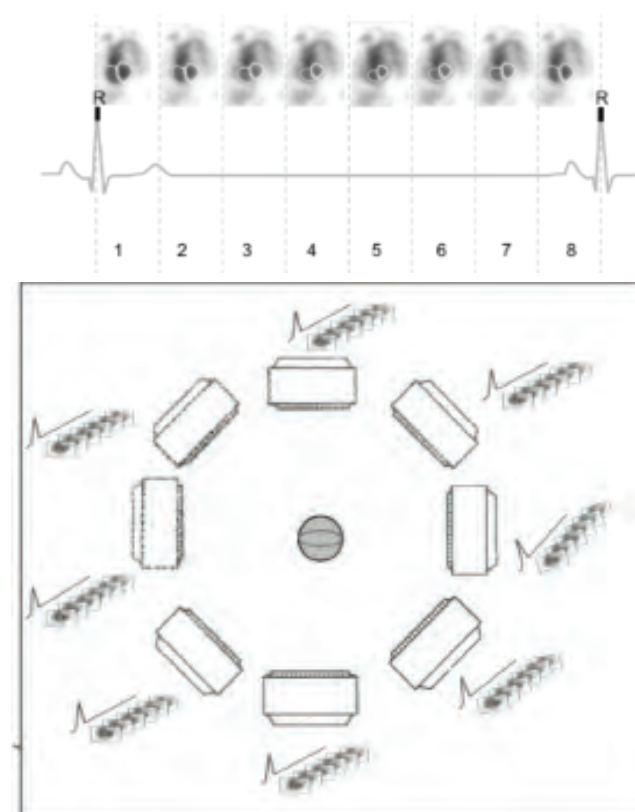


Figura 1. a) Intervalo R-R dividido en 8 frames. b) En cada proyección se coleccionan un conjunto de 8 matrices.

Para ello se propone adquirir los estudios de SPECT que se desea optimizar empleando el modo de SPECT gatillado con un generador de señal que proporcione un ciclo R-R fijo y estable para construir segmentos fijos y coleccionar 8 imágenes/ciclo que permitan recombinar las matrices acordes a niveles de actividad a simular. Este método puede aplicarse a estudios tomográficos de MDP, cerebro, cardiología, DMSA, inmunogammagrafías, etc.

Evaluación del método en maniquíes: simulación de la adquisición y procesamiento de datos en condiciones similares a la clínica

Para evaluar en maniquíes el método propuesto, se realizaron dos adquisiciones gatilladas que simulan distintos niveles de actividad a partir de una dosis única; en específico se simulaban las etapas y procedimientos de optimización de dos tipos de exámenes tomográficos comunes en la práctica clínica, los estudios de perfusión miocárdica y los de perfusión cerebral.

Para simular los estudios de perfusión cardíaca se empleó un maniquí de corazón (figura 2a) con actividad

incorporada, medido al aire y dentro de un medio que simula condiciones clínicas, en este caso maniquí de Carlson (figura 2b).

Teniendo en cuenta que la captación miocárdica, que es dependiente del flujo coronario, está alrededor del 3.5 % de la dosis inyectada (30 mCi) [3] se utilizó una dosis de 1.05 mCi en el inserto y una dosis de 13.0 mCi en el Carlson, con una relación de actividad de corazón/medio de 0.15. Esta última proporción es el resultado del procesamiento y análisis de las imágenes de 30 estudios realizados en el servicio.

Por su parte para evaluar la optimización de los protocolos de cerebro se empleó el maniquí de Derenzo con una actividad equivalente al porciento que se acumula en cerebro durante los estudios de perfusión cerebral. Este valor oscila alrededor de 1 mCi de ^{99m}Tc . El maniquí de Derenzo (figura 2c-d) utilizado tiene un diámetro de $D = 15$ cm, una altura de $h = 10$ cm.

Las mediciones de ambos maniquíes se adquirieron en una Cámara-Gamma/SPECT Spirit MEDISO con colimadores de baja energía y alta resolución (LEHR). Para la adquisición con el Derenzo, se utilizó el proto-

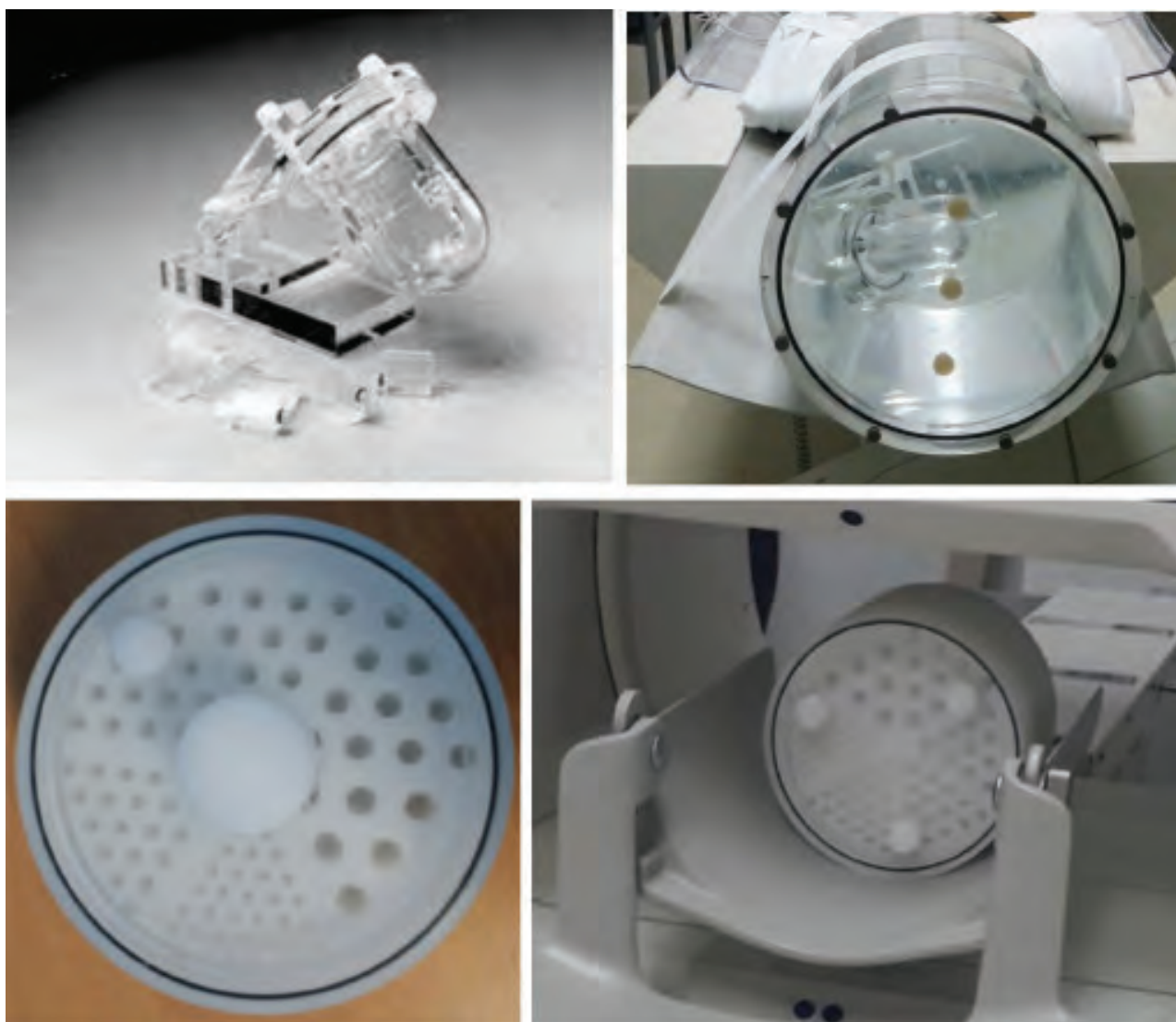


Figura 2. a) Maniquí de corazón. b) Adquisición del inserto de corazón dentro de maniquí Carlson para simular estudios de perfusión miocárdica. c) Maniquí Derenzo con diámetro de $D = 15$ cm, una altura de $h = 10$ cm. d) Adquisición del Derenzo con protocolo clínico de perfusión cerebral.

colo para perfusión cerebral pero gatillado: matriz de 128x128x16, órbita circular de 360°, tamaño de pixel de 4.12, 35 segundos por proyección, radio de rotación de 15 cm y con una ventana energética del 20 % centrada en el fotopico del ^{99m}Tc .

Para las adquisiciones con el maniquí de corazón se empleó matriz de 64x64x16, 30 segundos por proyección, órbita de 180° con tamaño de pixel de 8.25 y radio de rotación de 28 cm.

Las reconstrucciones de la adquisición con el maniquí de corazón y de los estudios simulados con distintos niveles de actividad se realizó utilizando el método de reconstrucción iterativa OSEM (del inglés Ordered subsets Expectation Maximization) con 16 iteraciones y 4 subsets. Para las reconstrucciones de las adquisiciones con el maniquí Derenzo y de las simuladas se utilizó el método OSEM con 32 iteraciones y 4 subsets.

Código en software libre para recombinar las adquisiciones de estudios gatillados

Para la recombinación de las matrices del estudio gatillado se desarrolló un código en Python (Anexo 1) que permite leer el dicom, recombinar las proyecciones para simular distintos niveles de actividad y volver a salvar cada recombinación en formato dicom para reconstruir las distintas simulaciones en el programa certificado, registrado y proporcionado por el fabricante con este fin.

Validación del método

Para la validación del método se propone evaluar la relación entre el número de cuentas totales y el nivel de actividad simulado. La hipótesis es que debe existir una relación lineal entre estas dos variables: número de cuentas y nivel de actividad. Adicionalmente, se propone verificar de forma cualitativa que las imágenes obtenidas no presenten artefactos, distorsiones u otras modificaciones que sugieran una alteración del contenido esperado; igualmente se prevé la obtención de un patrón de degradación en la calidad de las imágenes al disminuir los niveles de actividad.

Resultados

Obtención de estudios con distintos niveles de actividad a partir de adquisición gatillada

Utilizando el código desarrollado en python se simuló siete niveles distintos de actividad a partir de la adquisición gatillada de ambos maniquíes. Las proyecciones creadas se reconstruyeron con los protocolos de procesamiento descritos en la sección de materiales y métodos, para la obtención de cortes transversales, coronales y sagitales. Los distintos niveles de actividad corresponden al rango entre el valor de actividad administrado disminuyendo con un paso de un $\frac{1}{8}$ de la actividad. En la tabla 1 se muestran los valores de cuentas totales en la imagen original con el maniquí de corazón y para cada una de las simulaciones obtenidas. En dicha tabla se aprecia una disminución de las cuentas a medida que se simulan niveles inferiores de actividad.

Tabla 1. Valores totales de cuentas en la imagen original y en las simulaciones realizadas con el inserto de corazón en maniquí Carlson

Imagen	Cuentas totales
Original	2.11721e+07
Simulación del 87.5% de actividad	1.85247e+07
Simulación del 75% de actividad	1.588e+07
Simulación del 62.5% de actividad	1.32322e+07
Simulación del 50% de actividad	1.05822e+07
Simulación del 37.5% de actividad	7.93615e+06
Simulación del 25 % de actividad	5.29025e+06
Simulación del 12.5% de actividad	2.64342e+06

En la figura 3 se muestran algunos cortes de las reconstrucciones de la imagen original (fila superior) del maniquí Carlson y para dos simulaciones de niveles distintos de actividad: $\frac{1}{4}$ A (fila del medio) y $\frac{1}{8}$ A (fila inferior). En la figura se puede apreciar que no existieron artefactos en las imágenes simuladas y se observa la degradación de la calidad de las imágenes (mayor ruido) al disminuir la actividad.

La tabla 2 muestra los valores de cuentas totales en la imagen original con el maniquí de Derenzo y para cada una de las simulaciones obtenidas. En dicha tabla también se aprecia una disminución de las cuentas a medida que se simulan niveles inferiores de actividad.

Tabla 2. Valores totales de cuentas en la imagen original y en las simulaciones realizadas con el maniquí de Derenzo

Imagen	Cuentas totales
Original	5.7953e+06
Simulación del 87.5% de actividad	5.07091e+06
Simulación del 75% de actividad	4.34558e+06
Simulación del 62.5% de actividad	3.6228e+06
Simulación del 50% de actividad	2.89856e+06
Simulación del 37.5% de actividad	2.17489e+06
Simulación del 25 % de actividad	1.44863e+06
Simulación del 12.5% de actividad	724563

En la figura 4 se muestran algunos cortes de las reconstrucciones de la imagen original (fila superior) del maniquí de Derenzo y para dos simulaciones de niveles distintos de actividad: $\frac{1}{4}$ A (fila del medio) y $\frac{1}{8}$ A (fila inferior). También se puede apreciar que no existieron artefactos en las imágenes simuladas e igualmente se observa la degradación de la calidad de las imágenes con la disminución de la actividad.

Validación del método

Dependencia lineal del número de cuentas totales del nivel de actividad

Un resultado esperado es que exista una relación lineal entre el nivel de actividad en cada una de las simulaciones y el número de cuentas totales. Por tan-

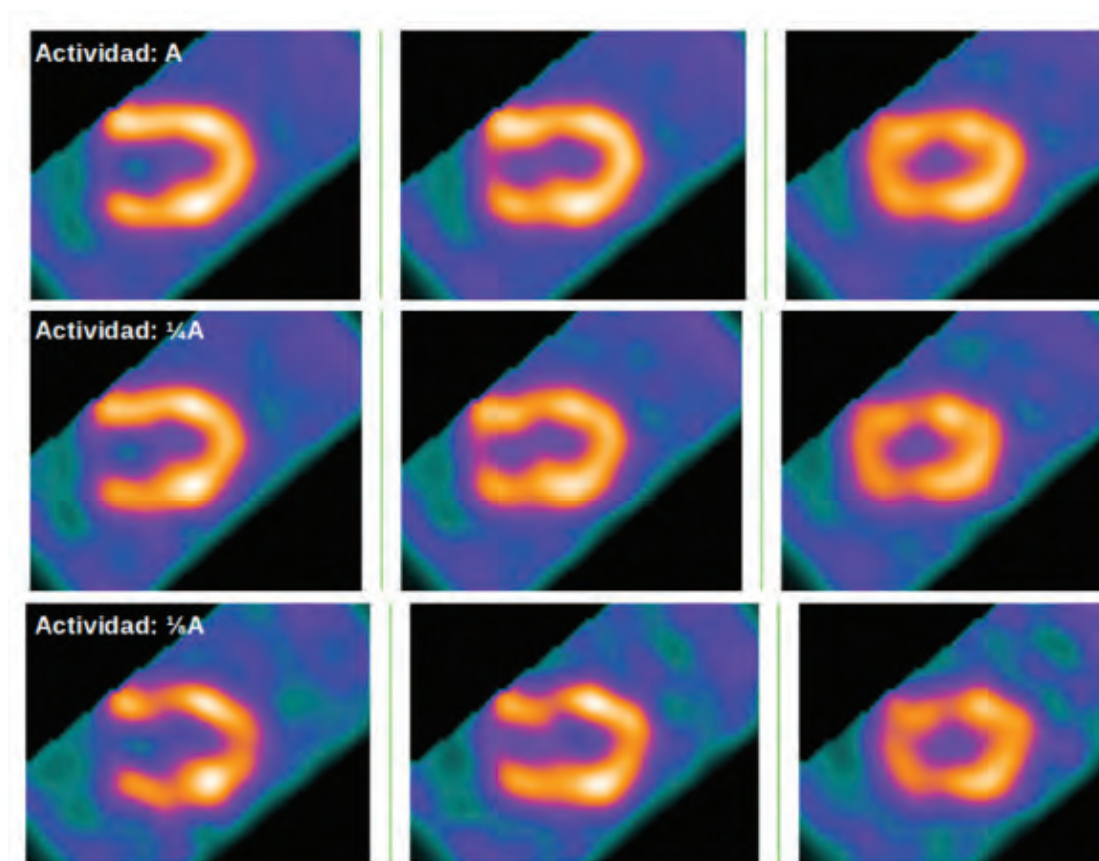


Figura 3. Cortes de las reconstrucciones del Carlson con el inserto de corazón para distintos niveles de actividad: A (fila superior), $\frac{1}{4}A$ (fila del medio) y $\frac{1}{8}A$ (fila inferior).



Figura 4. Cortes de las reconstrucciones del Derenzo para distintos niveles de actividad: A (fila superior), $\frac{1}{4}A$ (fila del medio) y $\frac{1}{8}A$ (fila inferior).

to, se graficaron los distintos niveles de actividad con el número de cuentas total de cada estudio, tanto para el maniquí de corazón (figura 5a) como para el Derenzo (figura 5b).

En la figura 5 se observa que se cumple la hipótesis planteada, o sea, que existe una relación lineal entre las dos variables evaluadas. Adicionalmente, el análisis visual de las imágenes reconstruidas mostró patrones esperados, como se describió anteriormente.

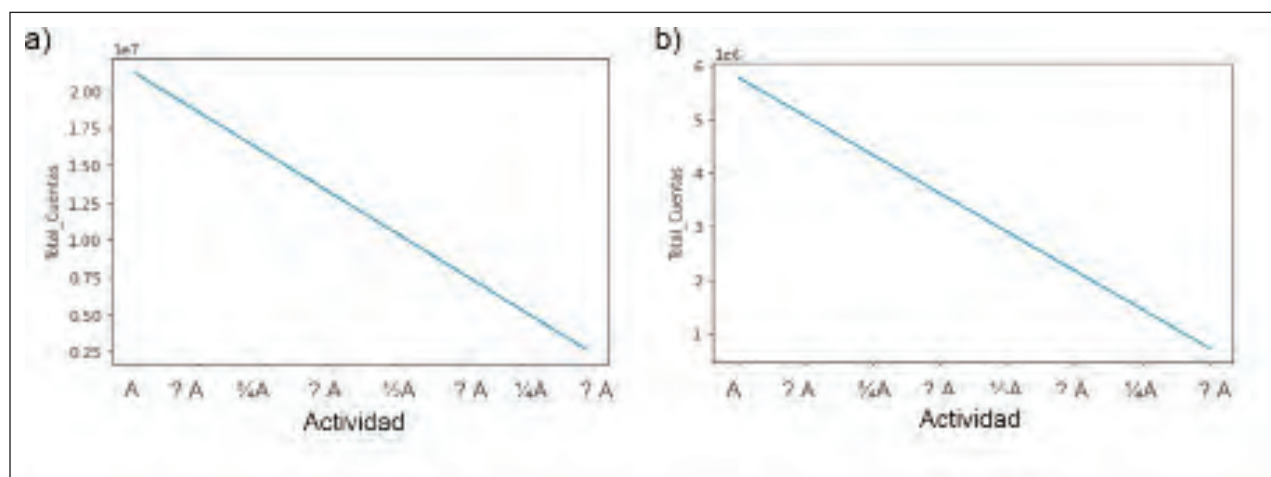


Figura 5. Dependencia lineal del número total de cuentas de los niveles de actividad a) del inserto de corazón dentro de maniquí Carlson y b) maniquí Derenzo.

Discusión

La evolución tecnológica de los equipos, tanto en hardware y software para la adquisición y reconstrucción de imágenes, ha permitido una mejora en la calidad de las imágenes en Medicina Nuclear, pero se requiere que en cada servicio se implemente el principio de optimización de las exposiciones médicas y se preste especial atención a la definición de los niveles mínimos de actividad que garanticen una adecuada eficacia diagnóstica [2, 4].

Es necesario revisar y evaluar periódicamente todos los procedimientos de medicina nuclear para asegurarse de que la cantidad de actividad administrada prescrita sea tan baja como sea razonablemente posible (ALARA del inglés *as low as reasonably achievable*). De ahí la necesidad de metodologías que permitan optimizar la dosis teniendo en cuenta la instrumentación y las técnicas de procesamiento disponibles, la población de pacientes y los requisitos clínicos del estudio. Por lo que la optimización de las exposiciones médicas, enfatizando en los niveles de actividad a administrar a los pacientes, constituye un continuo desafío para la práctica de la medicina nuclear [5, 6] y en particular para el empleo seguro y eficaz de los equipos híbridos [4, 7].

En el presente artículo se propone y valida un método para simular distintos niveles de actividad a partir de adquisiciones gatilladas. En la bibliografía consultada no se encuentra reportes de métodos similares. El código desarrollado en Python permite de forma automática simular los distintos niveles de actividad a partir de una única adquisición gatillada y devuelve los estudios en igual formato dicom para ser reconstruidos en el programa de procesamiento registrado proporcionado por el fabricante. Esta herramienta es útil en los casos en que el equipo no tenga la opción de modo lista. Para el diagnóstico clínico se utilizará solamente el SPECT no gatillado que genera el sistema de adquisición. Estos aspectos garantizan el cumplimiento de los principios de buenas prácticas clínicas, teniendo en cuenta elementos fundamentales de ética médica y de protección radiológica de los pacientes.

Los resultados obtenidos en ambos maniqués y las simulaciones a partir del código python demuestran su fácil implementación en cualquier servicio de Medicina Nuclear. Para la puesta en práctica sólo se requiere de un generador de señal y de una computadora con Python (software libre) instalado. La aplicación del método permitirá simular distintos niveles de actividad en un mismo paciente sin aumento de la dosis ni aumento del tiempo de adquisición. A partir de las simulaciones en pacientes se podrán evaluar diversos parámetros de calidad de imagen para alcanzar una reducción de la dosis garantizando la calidad de imagen y su valor diagnóstico.

Se han publicado distintos estudios que optimizan la dosis para determinados procedimientos de cardiología [8-10], neurología [11], hueso [12], y otros [13]. Algunos de estos estudios se basan únicamente en adquisiciones en maniqués, o en variación de parámetros y métodos de procesamiento en estudios retrospectivos. Precisamente la novedad del presente artículo radica en la propuesta de utilizar estudios de SPECT gatillados para simular distintos niveles de actividad a partir de estudios en pacientes. En la revisión realizada no se encontró método similar.

Conclusiones

El presente artículo propone un método para estudios de optimización de la exposición médica en Medicina Nuclear a partir de la simulación de distintos niveles de actividad que pueda replicarse en pacientes sin violar los principios éticos y de protección radiológica. La implementación del método a partir de dos adquisiciones gatilladas en maniqués con protocolos clínicos para estudios cardíacos y de perfusión cerebral y el código desarrollado en Python permitió demostrar su factibilidad y viabilidad para aplicar en cualquier servicio de Medicina Nuclear. Este método contribuirá a la optimización de las dosis en los distintos servicios de Medicina Nuclear del país. Su implementación forma parte de una estrategia que permitirá evaluar los niveles de exposición a las radiaciones en

Cuba, producto de los procedimientos diagnósticos de medicina nuclear, así como al control y reducción de las exposiciones médicas, garantizando a los pacientes exámenes de alta tecnología con riesgos controlados.

Anexo I

```

1  #!/usr/bin/env python3
2  # -*- coding: utf-8 -*-
3  """
4  Created on Sat Jun 12 14:22:01 2021
5  @author: karla
6  """
7  import pydicom
8  import numpy as np
9  import os
10
11  def reorder_gated(dicompath_gated, dicompath_nongated, folder_save):
12      """
13      Funcion para leer, reordenar y salvar dicom de adquisición gatillada
14      simulando distintos niveles de actividad
15      dicompath_gated: dicom gatillada
16      dicompath_nongated: dicom no gatillada
17      folder_save: carpeta donde salvar las simulaciones
18      """
19      ##### leyendo el dicom #####
20      ds_gated = pydicom.filereader.dcmread(dicompath_gated)
21      ds_nongated = pydicom.filereader.dcmread(dicompath_nongated)
22      pixel_array_gated = ds_gated.pixel_array
23      frames = ds_gated[0x54, 0x52][0][0x54, 0x53].value
24      rows = ds_gated[0x28, 0x10].value
25      columns = ds_gated[0x28, 0x11].value
26      sets = ds_gated[0x54, 0x71].value
27      ##### definiendo matrices #####
28      pixel_array_reorder = np.empty((frames, rows, columns), np.uint16)
29      array2sum = np.empty((sets, rows, columns), np.uint16)
30      ##### ciclo para reordenar #####
31      end = np.arange(len(pixel_array_gated), 0, -frames)
32      frames_step = np.arange(sets, 0, -1)
33      for k in np.arange(0, len(frames_step)):
34          pixel_array_reorder = np.empty((frames, rows, columns), np.uint16)
35          array2sum = np.empty((sets, rows, columns), np.uint16)
36          for i in np.arange(0, frames):
37              for z, j in zip(np.arange(i, end[k], frames), np.arange(0, frames_step[k])):
38                  array2sum[j, :, :] = pixel_array_gated[z, :, :]
39                  pixel_array_reorder[i, :, :] = np.sum(array2sum, axis=0)
40                  ds_nongated.PixelData=pixel_array_reorder.tostring()
41                  dirName = 'Set{0:02d}'.format(frames_step[k])
42                  if (os.path.isdir(os.path.join(folder_save, dirName)) == 0):
43                      os.mkdir(os.path.join(folder_save, dirName))
44                      ds_nongated.save_as(os.path.join(folder_save, dirName, str(frames_step[k])))
45                  else:
46                      ds_nongated.save_as(os.path.join(folder_save, dirName, str(frames_step[k])))
47      return

```

Referencias bibliográficas

- [1]. Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging (SNMMI). Position statement on dose optimization for nuclear medicine and molecular imaging procedures. SNMMI, 2012.
- [2]. International Atomic Energy Agency (IAEA). Protection and Safety in Medical Uses of Ionizing Radiation. Vienna: IAEA, 2018.
- [3]. SAVI A, GERUNDINI P, ZOLI P, et. al. Biodistribution of Tc-99m methoxy-isobutyl-isonitrile (MIBI) in humans. Eur J Nucl Med. 1989; 15(9): 597-600.
- [4]. VAÑÓ E, MILLER DL, MARTIN CJ, et. al. ICRP publication 135: diagnostic reference levels in medical imaging. Ann ICRP. 2017; 46(1): 1-144.
- [5]. LE GULUDEC D, AIGUEPERSE J. Dose optimization: a major challenge for acceptability of nuclear medicine. Clin Transl Imaging. 2016;4 (1): 73-4.

- [6]. LASSMANN M, PEDROLI G. Dose optimization in nuclear medicine. Clin Transl Imaging. 2016; 4(3-4). doi.org/10.1007/s40336-015-0154-7.
- [7]. FAHEY FH. Dose optimization of hybrid imaging. Health Phys. 2019; 116(2): 179-183.
- [8]. GIMELLI A, ACHENBACH S, BUECHEL RR, et. al. Strategies for radiation dose reduction in nuclear cardiology and cardiac computed tomography imaging: a report from the European Association of Cardiovascular Imaging (EACVI), the Cardiovascular Committee of European Association of Nuclear Medicine (EANM), and the European Society of Cardiovascular Radiology (ESCR). Eur Heart J. 2018; 39(4): 286-296.
- [9]. RAMON AJ, YANG Y, PRETORIUS PH, et. al. Investigation of dose reduction in cardiac perfusion SPECT via optimization and choice of the image reconstruction strategy. J Nucl Cardiol. 2018; 25(6): 2117-2128.
- [10]. VAN DIJK JD, BORREN NM, MOUDEN M, et. al. Effect of a patient-specific minimum activity in stress myocardial perfusion imaging using CZT-SPECT: Prognostic value, radiation dose, and scan outcome. J Nucl Cardiol. 2018; 25(1): 26-35.
- [11]. STEFANOYIANNIS AP, GEROGIANNIS I, GERONIKOLA-TRAPALI X, et. al. Justification of administered dose level in brain perfusion imaging with ^{99m}Tc-HMPAO. J Phys Conf Ser. 2011; 317:012003. https://doi.org/10.1088/1742-6596/317/1/012003.
- [12]. TULIK M, TULIK P, KOWALSKA T. On the optimization of bone SPECT/CT in terms of image quality and radiation dose. J Appl Clin Med Phys. 2020; 21(11): 237-46.
- [13]. TSAPAKI V. Radiation dose optimization in diagnostic and interventional radiology: current issues and future perspectives. Physica Medica. 2020; 79: 16-21. https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.09.015.

Recibido: 06 de octubre de 2022

Aceptado: 18 de octubre de 2022

Los autores declaran que no existen conflictos de intereses en la realización, ni la comunicación del presente trabajo.

Credit / Conceptualización: Karla Batista García-Ramó. **Fuentes:** Karla Batista García-Ramó y Yudmila Reyes González. **Curación de datos:** Karla Batista García-Ramó, Yudmila Reyes González y Yolaine Sánchez González. **Software:** Karla Batista García-Ramó. **Análisis formal:** Karla Batista García-Ramó y Leonel A. Torres Aroche. **Supervisión:** Leonel A. Torres Aroche. **Adquisición de fondos:** Leonel A. Torres Aroche y Yolaine Sánchez González. **Validación:** Karla Batista García-Ramó y Yudmila Reyes González. **Investigación:** Karla Batista García-Ramó y Yudmila Reyes González. **Visualización:** Karla Batista García-Ramó. **Metodología:** Karla Batista García-Ramó. **Administración de proyecto:** Leonel A. Torres Aroche. **Escritura – borrador original:** Karla Batista García-Ramó. **Redacción – revisión y edición:** Karla Batista García-Ramó.

Aporte de la corrección de dispersión por Tomografía para la estimación de actividad en estudios híbridos del tiroides con ^{131}I

Katlyn Machado López¹, Adlin López Díaz¹, Yalaina Robaina León²,

Juan Miguel Martín Escuela², Viviana M. Fernández Rodríguez²

¹ Instituto Superior de Tecnologías y Ciencias Aplicadas (InSTEC). Universidad de La Habana, La Habana, Cuba.

² Hospital Clínico-Quirúrgico "Hermanos Ameijeiras" (HHA). Departamento de Medicina Nuclear. La Habana, Cuba

mkatlyn785@gmail.com

Resumen

El hipertiroidismo es uno de los tratamientos más frecuentes de MN, sin embargo la cuantificación de la actividad del empleando técnicas Tomografía por Emisión de Fotón Único (SPECT) y combinadas con Tomografía Computarizada (SPECT/CT) no tiene antecedentes bibliográficos amplios. Este trabajo estudió el impacto de las correcciones de dispersión por CT en la cuantificación de la actividad de ^{131}I en la tiroides. Se emplearon para la calibración 3 fuentes de actividad conocida (1.06 MBq, 2.61 MBq y 4.66 MBq) con incertidumbre típica del 2.4 % y el maniquí clásico de tiroides. Se calcularon los factores de calibración y su incertidumbre para cada caso. Para analizar la exactitud del sistema se estimaron las actividades de un conjunto de 11 fuentes (1.37 MBq-3.92 MBq) y la incertidumbre en cada caso. Se compararon las discrepancias entre la actividad calculada versus referencia por los diferentes métodos de corrección de dispersión por CT que provee el equipo (valor de significación estadística $p < 0.05$). La menor discrepancia promedio encontrada fue de 3 % (de -5 a 7 %), sin corrección alguna. Las incertidumbres se encontraron en el rango de 9 a 11 %, siendo consistentes con las discrepancias halladas. Conclusiones: Las correcciones de atenuación y dispersión por Monte Carlo empleando CT no mejoraron la exactitud de la cuantificación de actividad en la geometría clásica del maniquí, aunque se recomienda ampliar el rango de masas del tiroides para representar mejor la situación clínica paciente específica y confirmar estos resultados.

Palabras clave: medicina nuclear; tomografía de emisión computerizada de fotón único; tomografía computerizada con positrón; hipertiroidismo; calibración; yodo 131; dispersión.

CT scatters correction impact on quantification of ^{131}I activity in thyroid studies using SPECT/CT hybrid equipment

Abstract

Hyperthyroidism is one of the most frequent MN treatments; however, quantification of ^{131}I activity in thyroid using Single Photon Computer Tomography (SPECT) and combined with Computer Tomography (SPECT/CT) techniques has almost no bibliographic history. This work studied the impact on ^{131}I activity accuracy quantification of scatter corrections using CT information. Three sources of known activity were used for the calibration process (1.06 MBq, 2.61 MBq and 4.66 MBq) with a typical uncertainty of 2.4 % and the classic thyroid phantom. The calibration factors and their uncertainty were calculated for each case. To analyze the accuracy of the system, a set of 11 sources (with activities between 1.37 MBq-3.92 MBq) were calculated and the uncertainty was estimated in each case. The relative discrepancies of the calculated activity versus reference were compared ($p < 0.05$). The lowest average discrepancy resulted was 3 % (from 5 to 7 %) corresponding with any correction using CT. The uncertainties were found in the range of 9 to 11 %, being consistent with the discrepancies already found. Conclusions: The corrections of attenuation and dispersion by MC using CT information did not improve the ^{131}I activity quantification accuracy in the geometry of classical thyroid phantom; although it is recommended to expand the range of masses of the thyroid to better represent the wide specific patient clinical situation and confirm these results.

Key words: nuclear medicine; single photon emission computed tomography; positron computed tomography; hyperthyroidism; calibration; iodine 131; scattering.

Introducción

El hipertiroidismo constituye una enfermedad frecuente, caracterizada por el conjunto de signos y síntomas secundarios a la exposición de niveles aumentados de hormonas tiroideas, producto del incremento de su síntesis y/o liberación por parte de la glándula tiroides. El ^{131}I - Yoduro de Sodio se usa como medio terapéutico desde 1941, y es en la actualidad una herramienta utilizada como primera o segunda línea en el tratamiento de esta enfermedad por su eficacia terapéutica, su bajo costo, facilidad de administración y seguridad. Estos tratamientos se realizan utilizando actividades fijas o estimadas por cálculos dosimétricos paciente-específicos basados en técnicas planares de cuantificación y/o estudios de captación de yodo; aunque en últimas fechas se han propuesto metodologías que tienen en cuenta la distribución tridimensional de actividad para el proceso de planificación [1]. En este caso la exactitud de la cuantificación de la actividad en la Tomografía por Emisión de Fotón Único (SPECT) de tiroides con ^{131}I juega un papel crucial.

La cuantificación de imágenes en medicina nuclear se ve afectada por varios fenómenos físicos, entre los más significativos se encuentran la dispersión y la atenuación.

Las incorporaciones de los equipos híbridos SPECT con Tomografía Computarizada (CT) (SPECT/CT) brindan una posibilidad de incrementar la exactitud de la estimación de actividad a través de correcciones de atenuación y dispersión más eficientes, por lo que este trabajo estudió el impacto que tienen las correcciones de atenuación y dispersión por CT para la exactitud de la cuantificación de la actividad de ^{131}I en la tiroides.

Materiales y Métodos

Para evaluar el impacto del CT en la exactitud de la cuantificación de actividad en técnica SPECT/CT en geometría del tiroides en estudios con ^{131}I se estimó el aporte de las correcciones de atenuación, dispersión y de la respuesta del sistema a la distancia fuente-colimador-detector, empleando técnicas iterativas de reconstrucción basadas en la información proveniente de la imagen del CT en las condiciones clínicas correspondientes al Hipertiroidismo, en el sistema MedisoAnyScan SC (número de serie: AS-501159-SC), disponible en el Departamento de Medicina Nuclear del Hospital Hermanos Ameijeiras.

La calibración del sistema en la geometría del tiroides se desarrolló empleando un maniquí de tiroides construido con el objetivo de simular el cuello humano y con un orificio donde introducir las fuentes radiactivas para simular la geometría efectiva del tiroides, con un sets de 3 muestras de que corresponde a las actividades típicas de la etapa diagnóstica, con volumen de $18,5 \text{ ml} \pm 0,15 \text{ ml}$.

Las actividades fueron medidas en el calibrador de dosis CAPINTEC y verificadas en el PTW que poseen una incertidumbre del factor de calibración de 2.24 %,

2.41 % respectivamente para las mediciones con ^{131}I . Estas actividades y su incertidumbre se resumen en la tabla 1.

Tabla 1. Actividad aparente e incertidumbres de los dos conjuntos de fuentes empleados para calibrar y verificar la linealidad del sistema, y para la estimación de la exactitud de la cuantificación actividad.

Fuente	Actividad	Incertidumbre (%)	Fuente	Actividad	Incertidumbre (%)
Calibración			Estimación de actividad		
Fte 1	1.06	2.40	Fte 7	2.15	2.4
Fte 2	2.61	2.40	Fte 8	2.27	2.4
Fte 3	4.66	2.40	Fte 9	2.37	2.4
Estimación de actividad			Fte 10	2.57	2.4
Fte 4	1.37	2.4	Fte 11	2.60	2.4
Fte 5	1.67	2.4	Fte 12	2.83	2.4
Fte 6	2.05	2.4	Fte 13	3.00	2.4
			Fte 14	3.92	2.4

Se empleó el protocolo "LowDose CT", matriz de 128×128 , con 64 proyecciones y zoom = 1.14; órbita helicoidal y tiempos de adquisición de 50 segundos/proyección. Luego estos estudios adquiridos se procesaron mediante reconstrucción iterativa empleando el software InterView™ XP, utilizando la herramienta TeraTomo Q, con 48 iteraciones y 4 subset y con la corrección de respuesta fuente-colimador-detector, a partir de la calibración de para colimadores alta energía propósitos generales (del inglés *highenergy general purpose* -HEGP).

Se realizó el procesamiento de cuatro formas: 1) sin corrección de dispersión-atenuación alguna, 2) con corrección de atenuación por CT, 3) con corrección de atenuación por CT, dispersión con CT y simulación por Monte Carlo calidad baja y 4) con corrección de atenuación por CT, dispersión con CT y simulación por Monte Carlo calidad media. No se empleó con corrección de dispersión con CT y simulación por Monte Carlo calidad alta, por los altos tiempos de procesamiento requeridos que lo hacen poco práctico para la rutina clínica. Como parte del protocolo de cuantificación, para evitar la dependencia del operador, se implementó un método semi-automático de detección de bordes denominado método de los umbrales, que denominamos valor de corte, que facilitó la selección del volumen de interés (del inglés *volumen of interest* VOI), para ello se utilizó la subrutina *caldima.m* desarrollada en MATLAB R2015a (lic.8.5.0.197613). Se calculó el error en la estimación de volumen de cada valor de corte teniendo en cuenta el volumen real de la fuente conocido de antemano ($18,5 \pm 0,15 \text{ ml}$). Se seleccionó el valor umbral óptimo como aquel que arrojó la mínima diferencia cuadrática media (del inglés *root mean square error* -RMSE) del volumen real para todas las fuentes empleadas [2]:

La incertidumbre típica del factor de calibración U_{rel} para el método del valor promedio se evaluó como [3]:

$$u_{rel}^2(FC) = u_{rel}^2(C_{VOI}) + u_{rel}^2(V) \quad (1)$$

dónde: $U(C_{VOI})$ es la incertidumbre típica de la sensibilidad del conjunto de mediciones y $u^2_{rel}(V)$ es la incertidumbre tipo B de la estimación del volumen de interés, estimada a partir de la máxima desviación del volumen de referencia obtenido durante la calibración.

Para evaluar el impacto en la exactitud de la cuantificación de actividad de las diferentes correcciones empleadas, se prepararon y midieron bajo los protocolos de adquisición descritos anteriormente, un conjunto de 11 fuentes de actividades entre 36.95 - 81.10 μCi (1.37 MBq - 3.00 MBq), similares al problema clínico que abordamos. Sus actividades e incertidumbres típicas se reportan en la tabla 1.

La incertidumbre típica de la actividad calculada se estimó de forma general como la raíz de la suma cuadrática de las contribuciones de todas las componentes de incertidumbre, expresadas como desviaciones típicas en porcentaje del mesurando [3], descrito matemáticamente como:

$$u_r(A_{cal}) = \sqrt{(u_r^2(C_{VOI}) + u_r^2(FC))} \quad (2)$$

dónde:

$U_r(FC)$, $U_r(C_{VOI})$, es la incertidumbre típica del coeficiente de calibración y del número de cuentas reconstruidas en el VOI.

$U_r(C_{VOI})$ se calcula como la incertidumbre combinada del número de cuentas en el VOI (desviación típica de la media) y la incertidumbre de su trazado, estimada a partir de $r_{pixel}/r_{equivalente}$

Se calcularon las discrepancias relativas de la actividad calculada vs. actividad para las diferentes correcciones empleadas. Para el análisis estadístico de todas las variables de estudio, se empleó el programa IBM-SPSS Statistics 2011, versión 20. La significación estadística de las variables numéricas cuantitativas como la actividad, las cuentas totales reconstruidas en las diferentes ventanas de adquisición, los promedios de cuenta, los volúmenes, etc. que poseen valores de referencia, se evaluaron empleando la prueba de Wilcoxon de rangos con signo, para muestras relacionadas, considerando un nivel de significación de $\alpha = 0.05$. Todo resultado por debajo de 0.05, se consideró significativo de acuerdo al nivel de significación fijado.

Resultados y discusión

Los resultados de la calibración del sistema para los diferentes métodos de corrección (de atenuación, atenuación + dispersión con MC bajo, atenuación + dis-

persión con MC medio y sin corrección) se muestran en la tabla 2.

Tabla 2. Resultados de la calibración, valor de corte óptimo (%) con su respectivo RMSE y las diferencias máximas porcentuales [DVmax(%)] del volumen. Coeficientes de calibración estimados (FC) y su incertidumbre típica.

Parámetro	Métodos de corrección empleado			
	Sin corrección	Con CA	CA+CD MC _{baj}	CA+SC MC _m
Valor de corte	25	25	23	23
RMSE	0.37	0.42	0.32	0.37
DVmax(%)	11	-9	7	-6
FC	2.08381E-05 (±9%)	1.9019E-05 (±11%)	1.7923E-05 (±4%)	1.9181E-05 (±6%)

Las diferencias en el volumen del VOI calculado teniendo en cuenta el valor de referencia de la fuente de 18.5 ml variaron entre -9 % y 11 % para todos los métodos de corrección y todos los tiempos de adquisición. Esta discrepancia representa el problema clínico en su caso típico más desfavorable, pues los volúmenes del tiroides hiperfuncionante muestran una tendencia a volúmenes mayores [4, 5].

Este resultado es esperable por la baja resolución del sistema SPECT, el tamaño del pixel 4.14 mm y porque la afectación producida en la cuantificación de actividad, por el efecto del volumen parcial, tiene una dependencia compleja con la actividad y su entorno, y el valor umbral es calculado teniendo en cuenta la respuesta en todo el rango clínico, por lo que puede introducir errores en los volúmenes de interés. Este resultado es concordante con los encontrados para SPECT de tiroides con ^{131}I por los autores Ramos y López [6, 7] y reafirman la importancia de obtener los coeficientes de calibración en los escenarios clínicos más probables; y establecer sus límites "aceptables" para evitar errores significativos (más allá de la incertidumbre prevista). Esta problemática está ampliamente abordada en la literatura y queda claramente establecida en este análisis [8, 9].

Influencia de los métodos de corrección en la exactitud del cálculo de actividad.

La estimación de actividad mostró discrepancias promedio entre 3-7 % (para el estudio sin corrección, con corrección de atenuación y con corrección de atenuación/dispersión por MC calidad baja), y no fueron estadísticamente significativas entre los diferentes métodos ($p \geq 0.05$).

La figura 1 muestra la tendencia estadística de las discrepancias relativas entre la actividad estimada y la de referencia, a partir de un gráfico de cajas y bigotes. En la misma se detallan que los resultados más exactos de actividad se obtienen sin corrección y con corrección de atenuación, entre los que no existen diferencias significativas ($p=0.09$).

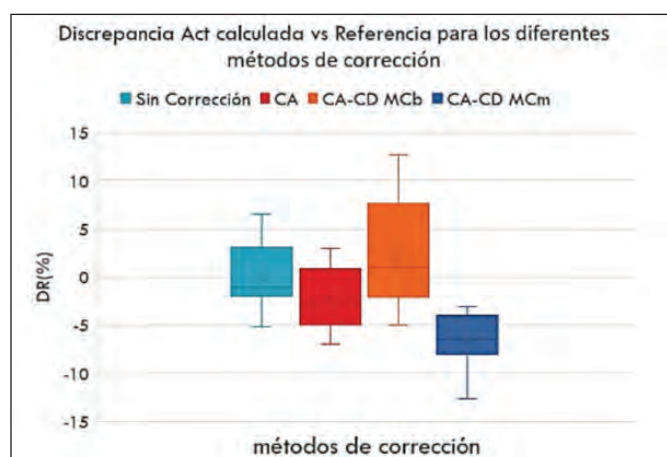


Figura 1. Discrepancias obtenidas en el cálculo de actividad para los distintos métodos de corrección.

Si comparamos el método de atenuación y atenuación +dispersión con MC calidad media, observamos una diferencia significativa ($p=0.005$) entre ambos métodos, indicando que la corrección de dispersión con MC media no incrementa la exactitud de la cuantificación de actividad. Esta situación se repite a su vez para la corrección de atenuación+dispersión con MC calidad baja ($p=0.008$). Este análisis parece confirmar que, para la geometría del tiroides, las correcciones de dispersión por MC tanto media como baja pueden introducir errores en la cuantificación.

Se observa también que la reconstrucción tomográfica iterativa sin ninguna corrección arroja discrepancias promedio del 3 % y un rango entre -5 a 7 %. Las incertidumbres en la cuantificación de actividad fueron como máximo del 11 %, valores consistentes con las máximas discrepancias obtenidas. La corrección de atenuación por su parte, mostró una discrepancia promedio muy similar del 3 %, con rango entre -7 y 3 % en la estimación de actividad para el mayor tiempo, con una incertidumbre máxima del 12 %.

Los aportes a la cuantificación de actividad de las correcciones de atenuación y dispersión empleando el CT han sido ampliamente documentadas en la literatura [10-13]. El efecto de volumen parcial y su impacto en la cuantificación, también ha sido discutido ampliamente en la literatura, sin embargo, los métodos disponibles para SPECT convencional están todavía en investigación [14, 15], pues sus resultados resultan controversiales produciendo sobrestimaciones y subestimaciones indeseadas y deben ser implementadas con sumo cuidado en situaciones clínicas [16]. Su influencia no se tuvo en cuenta dentro de las correcciones a realizar en esta investigación, esta decisión se apoyó en los resultados de YK Dewaraja y cols. en 2005 [17], que afirman que para el ^{131}I , después de corregir dispersión y atenuación, se pueden obtener incertidumbres menores del 10 % para volúmenes ≥ 16 ml sin esta corrección; 17 g es el valor referido en la literatura como volumen promedio del tiroides en la mujer sana [18] que corresponde con los valores establecidos de densidad clásica del tejido tiroideo ($1,05 \text{ g/cm}^3$), en este escenario.

Esta afirmación fue corroborada por Dewaraja, et. al. (2009) [19], a partir de simulación por MC y mediciones experimentales, empleando corrección de dispersión de tres ventanas y OSEM con corrección de atenuación; y sustentada por Pereira, et. al. (2010) [20]. Este último reportó, para actividades diagnósticas similares a las características del tiroides hiperfuncionante mínima (74 KBq/ml) y volúmenes de 10.5 ml, que la relación actividad observada versus conocida fue 0,85; por lo que este factor pudiera aportar en casos clínicos extremos hasta un 15 % de discrepancia. Los casos clínicos que responden a masas menores que 10 ml, son una situación muy poco frecuente en adultos, población hacia la que apunta este trabajo y deberán ser considerados en estudios posteriores.

Estos resultados reportados por otros autores, están obtenidos con geometrías diferentes a la de nuestra medición, en general en tórax y abdomen, donde los efectos de la atenuación y la dispersión son más importantes que en el tiroides, donde la profundidad de la glándula es pequeña, el órgano es excéntrico y los espesores atenuadores son pequeños.

Nuestros resultados son muy similares a los obtenidos por estos autores pero sin la corrección de dispersión, pues las inexactitudes en el cálculo de actividad fueron inferiores al 4 % como promedio y las incertidumbres menores del 11 %. Sin embargo, la introducción de la corrección de dispersión con MC incrementó significativamente los errores y la propia incertidumbre del cálculo de actividad, al sobre-estimar significativamente la actividad, efecto que podría estar causado por la sobre-estimación de la dispersión durante la reconstrucción iterativa que emplea la simulación por MC. Observar que la inexactitud se incrementa con el aumento de la calidad en la corrección de dispersión de baja a media estadística.

Estos hallazgos resultan controversiales, pero están lejos de ser concluyentes puesto que la geometría del maniquí del tiroides, si bien es el utilizado con esos fines, dista mucho de la amplia variedad de geometrías tiroideas que se pueden encontrar de forma paciente específica, donde la atenuación y dispersión pudieran jugar un papel más decisivo.

Estos resultados demuestran que el estudio de la cuantificación de actividad empleando técnicas SPECT debe ser abordado con mayor profundidad y amplitud, empleando maniquíes más realistas que incluyan de forma más representativa la variabilidad clínica.

Conclusiones

Las correcciones empleando TC no aumentaron la exactitud de la cuantificación de actividad en geometría clásica del maniquí de tiroides en estudios con ^{131}I , situación que demanda el estudio más profundo del tema con maniquíes más realistas.

Referencias bibliográficas

- [1]. LÓPEZ DÍAZ A, MARTÍN JM, FERNÁNDEZ V, et. al. Estimación de las desviaciones volumétricas de dosis entregada vs. planificada durante el tratamiento de hipertiroidismo con ¹³¹I: resultados preliminares. *Nucleus*. 2019; (65): 1-5.
- [2]. CHAI T & DRAXLER RR. Root mean square error (RMSE) or mean absolute error (MAE)? Arguments against avoiding RMSE in the literatura. *Geoscientific Model Development*. 2014; 7(3): 1247-1250.
- [3]. PÉREZ MM. Estimación de incertidumbres. Guía GUM. *Revista Española de Metrología* 2012; diciembre: 113-130.
- [4]. CAYIR D & ARAZ M. Radioiodine therapy of benign thyroid diseases. *International Journal of Nuclear Medicine Research*. 2017; 4: 6-12.
- [5]. VIJA RACARU L, FONTAN C, BAURIAUD-MALLET M, et. al. Clinical outcomes 1 year after empiric ¹³¹I therapy for hyperthyroid disorders: real life experience and predictive factors of functional response. *Nucl Med Commun*. 2017; 38(1): 756-763.
- [6]. RAMOS E, LÓPEZ A, and PÉREZ A. Implementation of "S factor methods" for 3D dose planning in ¹³¹I hyperthyroidism treatment. XV Workshop on Nuclear Physics and IX International Symposium on Nuclear and Related Techniques (WONP-NURT). 2017. Havana, Cuba.
- [7]. LÓPEZ A. Dosificación del tratamiento con I-131 en Hipertiroidismo mediante técnicas paciente-específicas [tesis para optar por título de doctor]. La Habana: InSTEC, diciembre 2018.
- [8]. RITT P, et. al. Absolute quantification in SPECT. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2011; 38 Suppl 1: S69-77.
- [9]. BRILL A, et. al. Normal Organ Radiation dosimetry and associated uncertainties in nuclear medicine, with emphasis on iodine-131. *Radiat Res*. 2006; 166(1 Pt 2): 128-140.
- [10]. LI T, et. al. Quantitative Imaging for Targeted Radionuclide Therapy Dosimetry - Technical Review. *Theranostics*. 2017; 7(18): p. 4551-4565.
- [11]. DEWARAJA Y, KORAL K & FESSLER J. Quantitative I-131 SPECT reconstruction using CT side information from hybrid imaging. 2009 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record (NSS/MIC). 2009. pp. 2523-2529. doi: 10.1109/NSS-MIC.2009.5402033.
- [12]. PEREIRA J, et. al. Image quantification for radiation dose calculations – limitations and uncertainties. *Health Phys*. 2010; 99(5): 688-701.
- [13]. HE B & FREY EC. The impact of 3D volume of interest definition on accuracy and precision of activity estimation in quantitative SPECT and planar processing methods. *Phys Med Biol*. 2010; 55(12): 3535-44.
- [14]. DEWARAJA Y, et. al. MIRD Pamphlet No. 23: Quantitative SPECT for patient-specific 3-dimensional dosimetry in internal radionuclide therapy. *J Nucl Med*. 2012; 53(8): 1310-25.
- [15]. RITT P, et. al. Absolute quantification in SPECT. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2011; 38 Suppl 1: S69-77.
- [16]. Institute of Physics & Engineering In Medicine (IPEM). Report 104 Dosimetry for Radionuclide Therapy. IPEM Report Series, 2011.
- [17]. DEWARAJA Y, et. al. Accurate dosimetry in I-131 radionuclide therapy using patient-specific, 3-dimensional methods for SPECT reconstruction and absorbed dose calculation. *J Nucl Med*. 2005; 46(5): 840-849.
- [18]. BRILL A, et. al. Normal organ radiation dosimetry and associated uncertainties in nuclear medicine, with emphasis on iodine-131. *Radiat Res*. 2006; 166(1 Pt 2): 128-40.
- [19]. DEWARAJA Y, KORAL K & FESSLER J. Quantitative I-131 SPECT Reconstruction using CT Side Information from Hybrid Imaging. 2009 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record (NSS/MIC). 2009. pp. 2523-2529. doi: 10.1109/NSS-MIC.2009.5402033.
- [20]. PEREIRA J, et. al. Image quantification for radiation dose calculations – limitations and uncertainties. *Health Phys*. 2010; 99(5): 688-701.

Recibido: 06 de octubre de 2022

Aceptado: 18 de octubre de 2022

Los autores declaran que no existen conflictos de intereses en la realización, ni la comunicación del presente trabajo.

CRedit / Conceptualización: Katlyn Machado López, Adlín López Díaz. **Fuentes:** Katlyn Machado López, Adlín López Díaz. **Curación de datos:** Katlyn Machado López. **Software:** Katlyn Machado López. **Análisis formal:** Adlín López y Juan Miguel Martín Escuela. **Supervisión:** Juan Miguel Martín Escuela, Adlín López Díaz, Viviana Fernández Rodríguez. **Adquisición de fondos:** Adlín López Díaz, Juan Miguel Martín Escuela, Viviana Fernández Rodríguez. **Validación:** Adlín López Díaz. **Investigación:** Katlyn Machado López, Juan Miguel Martín Escuela, Adlín López Díaz, Viviana Fernández Rodríguez. **Visualización:** Katlyn Machado López. **Metodología:** Adlín López Díaz. **Administración de proyecto:** Adlín López Díaz, Juan Miguel Martín Escuela. **Escritura – borrador original:** Adlín López Díaz, Katlyn Machado López. **Redacción – revisión y edición:** Adlín López Díaz, Katlyn Machado López.

Péptidos inhibidores del PSMA radiomarcados para el estudio del carcinoma de próstata

 **Alejandro Perera Pintado**,  **Anaís Prats Capote**,  **Jorge Cruz Arencibia**
Centro de Isótopos (CENTIS), Mayabeque, Cuba.
alejandropp@centis.edu.cu, aperera2004@gmail.com

Resumen

El cáncer de próstata, con una elevada incidencia y como segunda causa de muerte en la población masculina, constituye un serio problema de salud, que se agrava con los años. El diagnóstico temprano y el correcto estadiamiento de esta enfermedad son importantes para el adecuado manejo del paciente. En este sentido, la imagen molecular con técnicas de Medicina Nuclear resulta de gran utilidad, por lo que el desarrollo de nuevas moléculas peptidomiméticas con afinidad por receptores de membrana, que se sobreexpresen en el cáncer de próstata, como el antígeno prostático específico (PSMA), ha permitido dar un salto cualitativo en la detección temprana y seguimiento del carcinoma prostático. El presente trabajo está dirigido a brindar una panorámica del estado de los péptidos inhibidores del PSMA, derivados de la secuencia -Lys-Urea-Glu-, como radiofármacos para el estudio de las neoplasias de próstata, que hoy día se encuentran en diferentes fases de desarrollo, mostrando, de forma general, una elevada especificidad, adecuada captación en el tejido tumoral y satisfactoria farmacocinética, para ser empleados en el estudio del cáncer de próstata, tanto mediante tomografía por emisión de positrones (PET), como por medio de tomografía por emisión de fotón único (SPECT).

Palabras clave: péptidos; antígenos; próstata; neoplasma; tomografía de emisión computerizada de fotón único; tomografía computerizada con positrón; radiofármacos.

Radiolabeled peptides inhibitors of PSMA for the study of prostate carcinoma

Abstract

Prostate cancer, with a high incidence and as the second cause of death among the male population, constitutes a serious health problem that worsens over the years. The early diagnosis and the correct staging of this disease are important for the adequate management of the patient. In this sense, Nuclear Medicine molecular imaging is very useful, so the development of new peptidomimetic molecules with affinity for membrane receptors overexpressed in prostate cancer, such as prostate specific antigen (PSMA), has allowed making a qualitative step forward for the early detection and monitoring of prostate carcinoma. The present work is aimed at providing an overview of the status of PSMA inhibitor peptides, derived from the sequence -Lys-Urea-Glu-, as radiopharmaceuticals for the study of prostate neoplasms, which are currently in different stages of development, showing, in general, a high specificity, an adequate uptake into the tumor tissue and a satisfactory pharmacokinetics, to be used in the study of prostate cancer, both by positron emission tomography (PET), and by single photon emission computed tomography (SPECT).

Key words: peptides; antigens; prostate; neoplasms; single photon emission computed tomography; positron computed tomography; radiopharmaceuticals.

Introducción

El aumento de la expectativa y la calidad de vida es una tendencia que se aprecia a nivel global [1]. Esta situación, unida a la baja natalidad que se observa en muchos países, conlleva a un envejecimiento, que impone grandes retos sociales y de salud [1]. Las enfermeda-

des neoplásicas son unas de las que han incrementado su morbimortalidad [1, 2]. Un ejemplo de ello lo constituye el cáncer de próstata, con una incidencia de 5 % en hombres menores de 30 años, que se eleva a 59 % para los mayores de 79 años [1, 3]. Actualmente esta enfermedad constituye la segunda causa de morbimortalidad por cáncer en la población masculina, superan-

do la cifra de 1,2 millones de nuevos casos anuales en todo el orbe [1, 4]. Cuba no escapa a esta realidad. El carcinoma de próstata tuvo una morbilidad de 81,9 y una mortalidad de 56,2 por 100 000 hombres en 2019, ocupando el segundo lugar entre todas las neoplasias malignas para ese sexo [2].

El diagnóstico temprano y el correcto estadiamiento del cáncer de próstata son importantes a la hora de planificar la conducta a seguir con el paciente, y pueden garantizar una sobrevida a los 5 años de casi el 100 %, pero si no se realizan correctamente, pudiera conllevar a sobretratar a los pacientes con el consiguiente deterioro de su calidad de vida [5]. Usualmente, en el momento del diagnóstico, solo el 50 % de los carcinomas de próstata pueden ser localizados clínicamente, y de éstos la mitad ya presenta diseminación extracapsular [6]. Por otra parte, las neoplasias de esta glándula tienen un comportamiento biológico variable, observándose que, hasta 10 años después de la prostatectomía radical, se producen recidiva local y/o metástasis a distancia entre el 27-53 % de los pacientes [7]. Este panorama hace imperioso el desarrollo de tecnologías más efectivas para la detección y el tratamiento precisos del cáncer de próstata localizado, la afectación linfática y sus metástasis [8, 9].

El pesquise a través de los niveles del antígeno prostático específico (PSA), así como las técnicas radiológicas han mostrado limitaciones en cuanto a la sensibilidad y especificidad de los hallazgos [8, 9]. De igual forma, las imágenes nucleares moleculares no específicas, como las obtenidas mediante radiofármacos con afinidad por las estructuras óseas, que solo permiten visualizar las metástasis en el esqueleto, pero sin distinguir entre éstas y otros tipos de lesiones benignas [9, 10]; o los marcadores de metabolismo y la proliferación celular, que no han resultado útiles para el estadiamiento de los pacientes, se limitan al estudio de la respuesta al tratamiento y la localización de variedades histológicas agresivas [11]. Las imágenes de tomografía por emisión de positrones (PET) basadas en otros radiofármacos, como los derivados de la colina marcados con ^{11}C o ^{18}F , dependen de los niveles de PSA en sangre de los pacientes, por lo que se plantea que la sensibilidad de las mismas no es óptima [12, 13].

El desarrollo de nuevas moléculas con afinidad por receptores específicos de membrana, que se sobreexpresan en el carcinoma de próstata, ha permitido dar un salto cualitativo en la imagen molecular mediante técnicas de medicina nuclear [9, 10, 14]. En este sentido, los anticuerpos monoclonales y los péptidos inhibidores del antígeno prostático específico de membrana (PSMA) han tenido gran preponderancia, para el estudio inicial de los pacientes, el estadiamiento, el seguimiento post-terapéutico, y como agentes teranósticos de variantes marcadas con radionucleidos emisores de partículas β^- o α [14, 15]. En este sentido las moléculas peptidomiméticas pequeñas con afinidad por el Zinc en el PSMA han tenido mayor preponderancia, cuyas estructuras se han basado en los siguientes tres núcleos: a) fosfonatos (fosfatos y fosforamidatos), tioles y ureas [16], de los

cuales los derivados de glutamil-urea han sido los más estudiados en la práctica médica [16].

El objetivo del presente trabajo fue brindar una panorámica del estado de los péptidos inhibidores del PSMA basados en el núcleo glutamil-urea, como radiofármacos para el estudio del carcinoma prostático.

I. Antígeno prostático específico de membrana

El glutamato carboxipeptidasa II o PSMA es una enzima, que en los humanos está codificada por el gen FOLH1 (folato hidrolasa 1) y fue descubierto, originalmente, en la línea de carcinoma prostático LNCaP en 1987 [17]. Contiene 750 aminoácidos (aa) y un peso molecular aproximado de 84 kDa, posee un fragmento citoplásmico de 19 aa, un único dominio de 24 aa que atraviesa la membrana, y una región extracelular de 707 aa [17]. Es una proteasa unida a dos iones zinc (metaloenzima), que se encuentra sobreexpresada en el cáncer de próstata en todos sus estadios, correlacionándose directamente con la progresión de la enfermedad y el mal pronóstico, siendo mayor aún su densidad en membrana en el carcinoma hormona-resistente y metastásico [17, 18]. Sin embargo, la expresión de esta molécula en los tejidos sanos es prácticamente nula [14, 17], se encuentra de forma endógena en los riñones las glándulas salivares, el intestino delgado, en el cerebro y, en menor medida, en el tejido prostático sano [17]. En el intestino, el PSMA facilita la absorción del folato mediante la conversión del pteroilpoli- γ -glutamato en pteroilglutamato (folato) [17]. En el cerebro hidroliza el N-acetil-L-aspartil-L-glutamato (NAAG) en N-acetil-L-aspartato y glutamato [17]. La función enzimática del PSMA en el tejido normal y el cáncer de próstata no ha sido aún esclarecida [17]. La elevada expresión en las neoplasias de próstata y lo anteriormente planteado, hacen de este receptor un blanco atractivo para el estudio de los tumores de próstata mediante la imagen molecular de medicina nuclear, así como para la radioterapia con radiofármacos [14].

Inicialmente, se desarrollaron anticuerpos monoclonales capaces de reconocer con elevada especificidad el PSMA, los cuales fueron marcados con radionucleidos con fines de diagnóstico y de terapia [15, 19]. No obstante, los anticuerpos monoclonales y sus fragmentos, presentan desventajas para su uso en la imagen molecular: baja penetración en el tumor, largos tiempos de espera entre la administración y la adquisición de las imágenes, captación no específica en las zonas de inflamación y mayores dosis de radiación debido a la necesidad del uso de radionucleidos de mayor período de semidesintegración. Lo anterior unido al largo tiempo de vida medio en plasma de estas biomoléculas ha limitado el uso de las mismas [15].

Partiendo de la analogía con el neurotransmisor N-acetil-L-aspartil-L-glutamato, con afinidad por el PSMA, se diseñaron varios análogos peptidomiméticos, inhibidores de dicho receptor entre finales de los años 90 del pasado siglo y el primer lustro del presente (figura 1) [14]. Un ejemplo de ello lo constituyen las secuencias Glu-NH-CO-NH-Glu, Lys-NH-CO-NH-Glu

y Nal- NH-CO-NH-Glu (Nal: β -naftilamina), que inhiben la actividad del PSMA a través de una interacción electrostática con el Zn^{2+} [15-18]. La flexibilidad de estas secuencias, les ha permitido un “posicionamiento óptimo” en la entrada del canal anfipático (en forma de embudo) del receptor, facilitando la interacción hidrofóbica de las secuencias espaciadores con los aminoácidos del bolsón interior y la entrada, lo cual les confiere una mayor afinidad por el PSMA [16]. Péptidos radiomarcados, derivados de esta secuencia, han mostrado un elevado potencial terapéutico en el manejo personalizado de los pacientes con neoplasias malignas de la próstata [6, 9, 10, 14, 15].

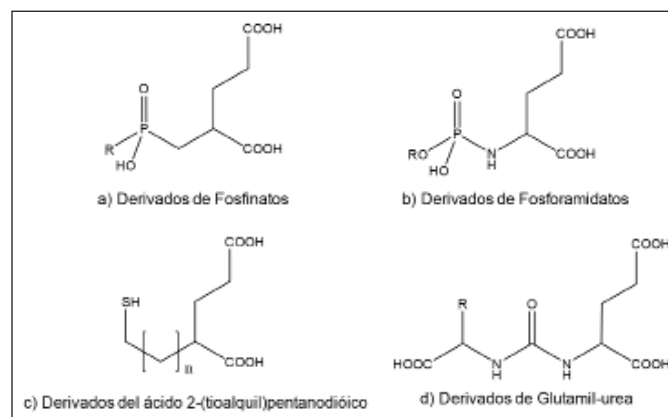


Figura 1. Ejemplos de estructuras peptidomiméticas inhibidoras del receptor PSMA.

II. La imagen de PET con moléculas inhibidoras del PSMA radiomarcadas.

La tomografía por emisión de positrones (PET) es una técnica de imagen de medicina nuclear, que basa su principio en la detección de dos fotones con energías de 511 keV que se producen producto del proceso de aniquilación positrón-electrón [20]. Brinda grandes posibilidades para el estudio del cáncer gracias a su elevada sensibilidad y resolución, así como a la facilidad de cuantificación de la actividad en las imágenes [20, 21]. Estas ventajas se multiplican cuando existe la posibilidad de corregistrar dichos estudios con la tomografía axial computarizada o la resonancia magnética nuclear [1, 8, 20, 21].

En la preparación de los radiofármacos usados para las imágenes de PET se han empleado diferentes radionucleidos, cuyas características fundamentales se muestran en la tabla 1.

Las primeras imágenes de PET con derivados de la secuencia Glu-urea en animales de experimentación con tumores de carcinoma de próstata fueron reportadas en 2005, empleando la N-[N-[(S)-1,3-dicarboxipropil]carbamoil]-S- ^{11}C -metil-L-cisteína [14]. Esto motivó a la empresa Molecular Insight Pharmaceuticals, Inc. (actualmente subsidiaria de Progenics Pharmaceuticals Inc.) a desarrollar dos derivados para marcar con radioisótopos de yodo: MIP-1072 - ácido 2-(3-(1-carboxi-5-(4-iodo-bencilamino)pentil)ureido)pentanodioico y MIP-1095 - ácido (S)-2-(3-((R)-1-carboxi-5-(3-(4-iodofenil)ureido)pentil)ureido)pentanodioico (figura 2). Actualmente, solo el último de los dos compuestos, marcado con ^{124}I , es usado en humanos para imágenes de PET [14].

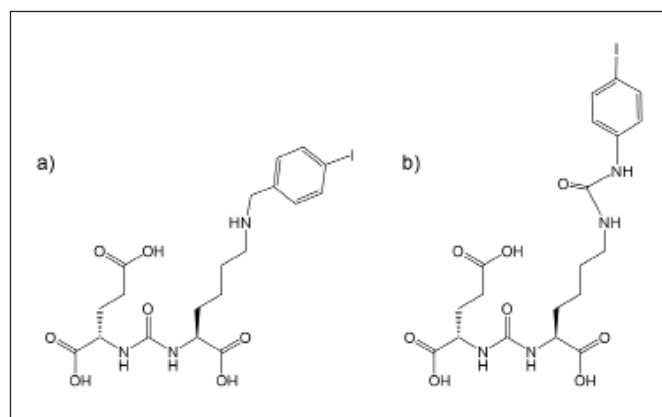


Figura 2. Radiofármacos peptídicos con afinidad por el PSMA marcados con radioisótopos de yodo: a) MIP-1072; b) MIP-1095.

El ^{68}Ga es un radionucleido con mejores características físicas que el ^{124}I (tabla 1), y las marcaciones de las moléculas pueden realizarse en un laboratorio de radiofarmacia hospitalaria con condiciones para ello [23]. A inicios de la primera década del presente siglo, se dio a conocer el HBED-CC-PSMA, también referido

Tabla 1. Resumen de algunas de las características de interés de los radionucleidos empleados en la preparación de radiofármacos para PET [22].

RN	Modo de producción	Tipo de desintegración	T _{1/2}	Energía (keV)
^{11}C	$^{14}N(p, \alpha)^{11}C$	β^+ (99.8%)	20.4 min	968
^{18}F	$^{18}O(p, n)^{18}F$	β^+ (97%) CE (3%)	109.77 min	633.2
^{68}Ga	$^{68}Zn(p, n)^{68}Ga$ Generador $^{68}Ge/^{68}Ga$	β^+ (89%) CE (11%)	67.71 min	1899
^{64}Cu	$^{64}Ni(p, n)^{64}Cu$	β^+ (18%) CE (44%) β^+ (38%)	12.70 h	653
^{89}Zr	$^{89}Y(p, n)^{89}Zr$	β^+ (23%) CE (77%)	78.4 h	902
^{44}Sc	$^{44}Ca(p, n)^{44}Sc$ Generador $^{44}Ti/^{44}Sc$	β^+ (94%) CE (6%)	4.0 h	1474
^{124}I	$^{124}Te(p, n)^{124}I$	β^+ (23%) CE (77%)	4.176 d	1532.3 (11%) 2135 (12%)

RN: Radionucleido; CE: captura electrónica

como PSMA-11 (figura 3a), en el cual se empleó como quelante el ácido N, N'-bis(2-hidroxi-5-(etilen-β-carboxi)bencil)etilendiamino N, N' diacético, que proveía a la molécula peptídica de una adecuada lipoficidad, a la vez que formaba un complejo estable con el ^{68}Ga [23]. Este radiofármaco permite obtener imágenes de PET de buena calidad, que se correlacionan con la expresión *in vivo* de PSMA en los tumores de próstata y se ha empleado como par teranóstico para los tratamientos con péptidos análogos marcados con ^{177}Lu [19, 23, 24, 25]. De esta forma, el ^{68}Ga -PSMA-11 se ha convertido en uno de los radiofármacos más empleados en el estudio de los carcinomas prostáticos. No obstante, el acomplejante HBED-CC empleado para formar quelatos con el radionucleido, tiene algunas limitaciones: 1) no forma complejos estables con los radiometales más empleados en la radioterapia con fuentes abiertas, como el ^{177}Lu y el ^{90}Y ; 2) el complejo formado con el ^{68}Ga presenta dos diastereoisómeros, que pueden distinguirse mediante cromatografía líquida de alta resolución (HPLC), ya que poseen tiempos de retención diferentes y, a pesar de mostrar similar afinidad por el PSMA, tienen biodistribuciones diferentes en el organismo, lo cual no es ideal para su empleo en la clínica [26]. Por esta razón, se han desarrollado otras moléculas peptídicas del tipo glutamil-ureido, como se aprecia en la figura 3 (b y c), en las cuales se han empleado otros quelantes con afinidad por radiometales trivalentes, tales como el ácido 1,4,7,10-tetraazaciclododecano-1,4,7,10-tetraacético o DOTA (en el PSMA-617) o el 1,4,7,10-tetraazaciclododecano-1-(ácido glutárico)-4,7,10-triacético o DOTAGA (en el PSMA-I&T) [23-25]. Estos tres peptidomiméticos inhibidores del PSMA marcados con ^{68}Ga muestran semejantes patrones de biodistribución, afinidad por el receptor y capacidad para detectar *in vivo* el carcinoma de próstata, por lo que las sociedades de Medicina Nuclear e Imagen Molecular europea y norteamericana emitieron una guía conjunta para la imagen del cáncer prostático basada en el empleo de manera indistinta de cualquiera de los tres péptidos anteriormente mencionados marcados con ^{68}Ga [27].

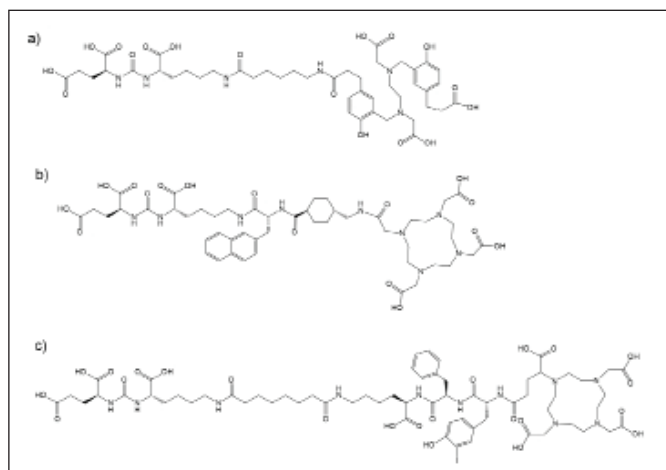


Figura 3. Compuestos péptidomiméticos inhibidores del PSMA, diseñados para marcar con radiometales trivalentes: a) PSMA-11; b) PSMA-617; c) PSMA-I&T.

Actualmente continúan las investigaciones en la búsqueda de nuevos candidatos derivados de la secuencia glutamil-ureido-lisina marcados con ^{68}Ga , para los cuales se han empleado novedosos agentes quelantes como la tris(hidroxipiridinona) [28] y la desferrioxamina B [27].

El ^{18}F tiene una menor energía de las partículas β^+ que el ^{68}Ga , lo cual permite la realización de imágenes de PET con una mayor resolución intrínseca, además, el ^{68}Ga se obtiene principalmente a partir de un generador, por lo que se pueden preparar diariamente un número limitado de dosis del radiofármaco, de ahí que se haya desarrollado un grupo grande de compuestos peptidomiméticos marcados con ese radionucleido para el estudio del carcinoma prostático [24, 29, 30]. Las primeras aplicaciones en humanos de derivados del glutamil-ureido marcados con ^{18}F fueron reportadas entre los años 2012 y 2016 [29]. El primero de ellos fue el N-[N-[(S)-1,3-dicarboxipropil]carbamoil]-(S)-4-[^{18}F]fluorobencil-L-cisteína (^{18}F -DCFBC, figura 4a), el cual presentaba como limitación la elevada afinidad por proteínas plasmáticas, lo que alargaba sensiblemente los tiempos de adquisición de las imágenes [24, 29]. Fue desarrollado el ácido 2-(3-{1-carboxi-5-[(6-[^{18}F]fluoropiridina-3-carbonil)-amino]-pentil}-ureido)-pentanedioico (^{18}F -DCFpyL, figura 4b) como radiofármaco de segunda generación con una biodistribución y dosimetría adecuadas, así como una eficiencia de detección de las lesiones malignas ligeramente superior a la observada con el ^{68}Ga -PSMA-11 [24, 29].

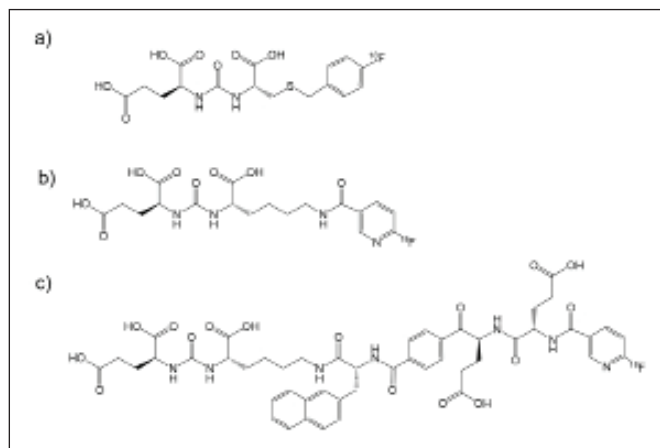


Figura 4. Radiofármacos derivados de la secuencia Glu-urea-Lys marcados con ^{18}F : a) ^{18}F -DCFBC; b) ^{18}F -DCFpyL; c) ^{18}F -PSMA-1007.

Estos radiofármacos fluorados, al igual que los marcados con ^{68}Ga , son moléculas de bajo peso molecular, por lo que poseen una rápida cinética en el organismo y se unen a la porción externa del receptor PSMA [29]. Como su excreción es fundamentalmente por vía renal, se aprecian los riñones y la vejiga en las imágenes [24, 29].

Recientemente, tomando como base la secuencia del PSMA-617, fue desarrollado el ^{18}F -PSMA-1007 (figura 4c), el cual presenta una biodistribución y afinidad por el receptor similares a las reportadas para los péptidos derivados de la secuencia glutamil-ureido-lisina

marcados con ^{68}Ga , excepto que su excreción es principalmente a través de la vía hepatobiliar [24, 29, 30].

Los métodos convencionales de fluoración se basan en la formación de enlaces carbono-fluoruro en solventes apróticos anhidros, lo cual requiere de múltiples pasos de síntesis y purificación [31]. Con el objetivo de eliminar estas limitaciones, se propuso en el año 2009 el empleo de complejos del tipo $[\text{Al}^{18}\text{F}]^{2+}$, los cuales permiten la marcación de las biomoléculas mediante la formación de compuestos de coordinación, en medio acuoso, con agentes quelantes bifuncionales apropiados que se encuentren unidos a las mismas [31]. Basado en esta estrategia se reportó la marcación del PSMA-11 con ^{18}F [32, 33]. Otros péptidos inhibidores del PSMA derivados de la secuencia glutamyl-ureido-lisina, en los cuales se han empleado otros agentes quelantes bifuncionales también han sido estudiados [31].

De forma general, tanto los péptidos marcados con ^{68}Ga , como con ^{18}F , se emplean indistintamente por los grupos de trabajo, según sus posibilidades y experiencia, para el estadiamiento del cáncer de próstata y como pares teranósticos en la selección de los pacientes candidatos a radioterapia de receptores peptídicos con derivados marcados con radiometales trivalentes y el seguimiento de los mismos [15-17, 24, 29].

El éxito de la introducción de los derivados peptídicos inhibidores del PSMA en el manejo del carcinoma prostático y la disponibilidad de nuevos radiometales con características físicas y químicas adecuadas para ser empleados en el desarrollo de radiofármacos para PET, ha incentivado el trabajo de los investigadores a nivel internacional para el desarrollo de nuevas variantes basadas en el PSMA-617 y el PSMA-I&T marcadas con ^{64}Cu [16, 34], ^{44}Sc [35], ^{152}Tb [35] y, en los últimos años con ^{45}Ti [36], entre otras, las cuales se encuentran en fases iniciales de estudio.

III. La imagen de SPECT con moléculas inhibidoras del PSMA radiomarcadas.

La tomografía por emisión de fotón único (SPECT) es una técnica de imagen de medicina nuclear, que basa su principio en la detección de los fotones con energías comprendidas entre 59 y 364 keV, que se producen como parte del proceso de desintegración radiactiva del núcleo atómico [37]. A pesar de su menor resolución intrínseca y sensibilidad respecto a la PET, es una técnica de imagen más barata y muy difundida en

el mundo, que brinda una información funcional valiosa acerca de procesos que ocurren a nivel tisular o celular y ha sido ampliamente empleada en el estudio y manejo de las enfermedades oncológicas, en particular el carcinoma de próstata [24, 29, 37].

Los radionucleidos más usados en la preparación de los radiofármacos para SPECT se muestran en la tabla 2.

El MIP-1072, ácido (S)-2-(3-((S)-1-carboxi-5-(4-iodobencilamino) pentil) ureido) pentanodióico y el MIP-1095 ácido (S)-2-(3-((S)-1-carboxi-5-(3-(4-iodofenil) ureido) pentil) ureido)pentanedióico marcados con ^{123}I fueron los primeros radiofármacos con características adecuadas como rápido acúmulo en las lesiones (primarias y recidivantes en la glándula), y en las metástasis en tejido blando y el esqueleto en los pacientes con neoplasias de próstata, por lo que hoy día se encuentran en ensayo clínico para el estudio de esta patología mediante SPECT [14, 29, 38]. De estos compuestos marcados, el más promisorio ha sido el MIP-1095, que ha sido marcado, además, con ^{131}I para la terapia radiopeptídica de estos tumores malignos [14, 38].

El ^{111}In muestra características satisfactorias para la marcación de biomoléculas para los estudios de SPECT. En este sentido, tanto el PSMA-I&T, como el PSMA-617, han sido marcados con este radionucleido, como pares teranósticos de dichas moléculas unidas a ^{177}Lu , mostrando una elevada captación en el tumor, imágenes con adecuado contraste y una farmacocinética rápida, lo cual las convierte en radiofármacos prometedores para futuras aplicaciones en pacientes [16].

Hoy día, cerca del 70% de todas las exploraciones de SPECT se realizan con radiofármacos marcados con $^{99\text{m}}\text{Tc}$ [18]. Este radionucleido posee características ideales para estos fines: período de semidesintegración de 6.02 h, adecuada energía de la radiación gamma $E_{\gamma} = 140 \text{ keV}$, disponibilidad a partir de generadores, entre otras [18].

Las estrategias para la marcación de los péptidos inhibidores del PSMA con $^{99\text{m}}\text{Tc}$ han partido de la formación de compuestos de coordinación con núcleos del $^{99\text{m}}\text{Tc}(\text{I})$ -tricarbonilo ($[\text{}^{99\text{m}}\text{Tc}(\text{CO})_3]^{+}$), en $^{99\text{m}}\text{Tc}(\text{V})$ -oxo-complejos ($[\text{}^{99\text{m}}\text{TcO}]^{3+}$) con quelantes N_xS_y , y en los de $^{99\text{m}}\text{Tc}(\text{III})$ -organohidracina ($^{99\text{m}}\text{Tc}$ -HYNIC) [16, 29]. En estos radiofármacos, parámetros tales como la carga, la polaridad y la hidrofiliidad resultan cruciales, no solo

Tabla 2. Resumen de algunas de las características de interés de los radionucleidos empleados en la preparación de radiofármacos para SPECT basados en la secuencia Glu-C(0)-Lys [22].

RN	Modo de producción	Tipo de transformación	T $\frac{1}{2}$	Energía γ (keV)
^{123}I	$^{123}\text{Te}(\text{p},\text{n})^{123}\text{I}$ $^{124}\text{Te}(\text{p},2\text{n})^{123}\text{I}$ $^{124}\text{Xe}(\text{p},2\text{pn})^{123}\text{I}$	CE (100%)	13.1 h	159
^{111}In	$^{111}\text{Cd}(\text{p},\text{n})^{111}\text{In}$	CE (100%)	2.81 d	173, 245
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	Generador $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$	TI	6.02 h	140
RN: Radionucleido; CE: captura electrónica; TI: transición isomérica				

para la unión eficiente del compuesto al PSMA, sino para el comportamiento farmacocinético [16, 39].

En la figura 5 se muestran las estructuras de tres péptidomiméticos representativos, derivados de la secuencia Glu-urea-Lys, reportados en la literatura consultada, en los cuales se aprecia la presencia de diferentes espaciadores y agentes quelantes [16].

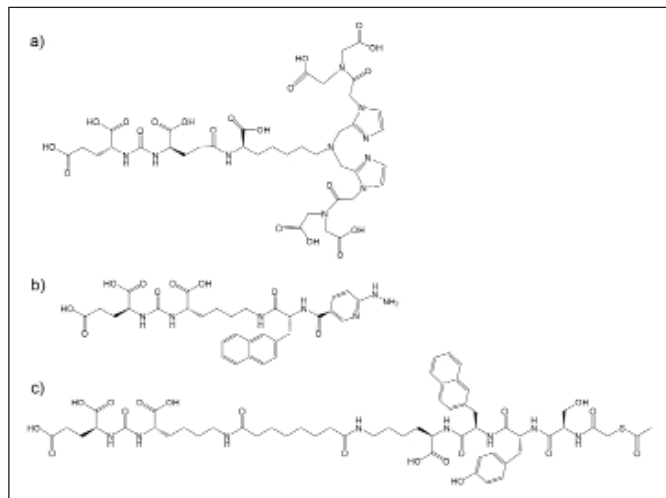


Figura 5. Ejemplo de tres moléculas peptidomiméticas representativas, derivadas de la secuencia Glu-urea-Lys, diseñadas para ser marcadas con ^{99m}Tc : a) MIP-1404; b) HYNIC-iPSMA; c) PSMA-I&T.

Basados en los resultados de las imágenes de carcinomas de próstata en pacientes con sobreexpresión del PSMA, mostradas por los péptidos MIP-1072 y MIP-1095, se diseñaron nuevas moléculas peptidomiméticas, realizando cambios estructurales dirigidos, fundamentalmente, a la extensión de la secuencia espaciadora y a la adición de un agente quelante apropiado del carbonilo de $^{99m}\text{Tc}(\text{I})$, basado en la inclusión de grupos imidazoles que aportaran tres nitrógenos para completar la esfera de coordinación del tecnecio en el complejo [18, 29]. Los compuestos MIP-1405 y MIP-1428 incorporaron el agente quelante ácido 2,2'-(2,2'-(azanodiilbis(metilen))bis(1H-imidazol-2,1-diil) diacético; MIP-1404 (figura 5a) y MIP-1428 con ácido 2,2',2'',2'''-(2,2'-(2,2'-(azanodiilbis(metilen))bis(1H-imidazol-2,1-diil))bis(acetil))bis(azanotriil) tetraacético [29]. De éstos, el último agente quelante mostró ser más lipofílico, lo cual favoreció una menor excreción renal y una mejor relación tumor/tejido sano [16, 29]. Estos radiofármacos se preparan de forma sencilla partiendo del kit comercial IsoLink (Covidien, Dublin, Irlanda) [18]. Hasta la fecha, el MIP-1404 en forma de kit liofilizado (TrofolastatTM), gracias a las características mostradas, ha sido el primer radiofármaco para imágenes de tumores con sobre expresión del PSMA, que ha concluido la fase III de ensayos clínicos (ClinicalTrials.gov, NCT02615067) y debe estar disponible para su comercialización en el mercado [18, 29].

Recientemente, Ferro Flores, et. al. [40] reportaron el desarrollo de una nueva molécula peptidomimética inhibidora del PSMA, basada en la secuencia del PSMA-617, en la cual se introdujo un derivado del ácido nicotínico (hidracinonicotinil-Lys(Nal)-Urea-Glu, HYNIC-iPSMA, figura 5b) para quelar fuertemente al

tecnecio trivalente, empleando como coligandos a la N-tris[hidroximetil]metilglicina (tricina) y el ácido etilendiamino-N,N'-diacético (EDDA), que aportan los enlaces para completar la esfera de coordinación del radiometal [40]. Posteriormente, empleando el mismo agente quelante bifuncional Xu, et. al. [10, 41] publicaron la síntesis de un nuevo compuesto marcado con $^{99m}\text{Tc}(\text{III})$. Estos dos radiofármacos pueden ser preparados de forma sencilla a partir de kits liofilizados, con rendimiento de marcación superiores al 95% y se encuentran en fase de ensayo clínico y muestran características alentadoras como radiofármacos para el estudio de las neoplasias de próstata mediante SPECT/CT [10, 18, 41].

En el año 2017, Robu, et. al. [42] tomaron como base la estructura del péptido PSMA-I&T, haciendo dos cambios esenciales en el mismo: a) la secuencia espaciadora 3-iodo-D-Tyr-D-Phe- fue reemplazada por D-Tyr-D-2-Nal- para mejorar la interacción de la molécula con el sitio de unión del areno en la entrada del embudo del PSMA; y se sustituyó al DOTAGA como quelante de los radiometales trivalentes, por la secuencia mercaptoacetiltriserina para poder formar un compuesto de coordinación con el tecnecio pentavalente [18, 42]. Por otra parte, al ensayar in vivo el compuesto marcado, se pudo apreciar una mayor estabilidad a la degradación proteolítica, cuando se empleaba D-serinas, en lugar de las L-serinas en la secuencia acomplejante, por lo que quedó sintetizado, finalmente, el 2-mercaptoacetil-D-Ser-D-Ser-D-Ser-D-Tyr-D-2-Nal-D-Lys(SUB-L-Lys-Urea-L-Glu) (PSMA-I&S, figura 5c) [18, 42]. Este radiofármaco se encuentra disponible en el mercado en forma de kit frío liofilizado y ha sido marcado, además, de forma automática [43]. Este compuesto ha sido usado, no solo para el estudio de los tumores malignos de próstata mediante imágenes de SPECT/CT con resultados prometedores, sino como trazador para la realización de la cirugía radioguiada en los casos de sospecha de dicha enfermedad de la glándula y sus metástasis regionales con resultados satisfactorios [18, 44].

El PSMA-11 ha sido marcado también con ^{99m}Tc y aplicado al estudio de pacientes [45]. El uso rutinario de esta variante, hasta el momento, tiene la limitante de que el rendimiento de la reacción de coordinación del radiometal es bajo ($60 \pm 5\%$), por lo que se requiere de un paso de purificación, previo a la administración [45].

Conclusiones

Debido a la importancia que han ganado los estudios de imágenes moleculares con técnicas de medicina nuclear (PET/CT y SPECT/CT) en el manejo de una enfermedad tan prevalente y letal como el cáncer de próstata en la población masculina, se han desarrollado nuevos radiofármacos basados en moléculas peptidomiméticas pequeñas derivadas de la secuencia -Lys-Urea-Glu-, que han mostrado elevada especificidad por el PSMA, adecuada captación en el tejido tumoral y satisfactoria farmacocinética, como para ser considerados promisorios para la detección temprana

de las lesiones malignas, el estadiamiento de la enfermedad, la selección de los pacientes para la terapia de receptores peptídicos y el seguimiento clínico de las terapias.

Referencias

- [1]. TEOH JYC, HIRAI HW, HO JMW, et. al. Global incidence of prostate cancer in developing and developed countries with changing age structures. *PLoS ONE*. 2019; 14(10): e0221775.
- [2]. Cuba. Ministerio de Salud Pública (MINSAP). Dirección de Registros Médicos y Estadísticas de Salud. Anuario estadístico de salud. MINSAP, 2020.
- [3]. PILLAI MRA, NANABALA R, JOY A, et. al. Radiolabeled enzyme inhibitors and binding agents targeting PSMA: effective theranostic tools for imaging and therapy of prostate cancer. *Nucl Med Biol*. 2016; 43(11): 692-720. doi: 10.1016/j.nucmedbio.2016.08.006.
- [4]. RAWLA P. Epidemiology of Prostate Cancer. *World J Oncol* 2019; 10(2): 63-89.
- [5]. HABERKORN U, EDER M, KOPKA K, et. al. New strategies in prostate cancer: prostate-specific membrane antigen (PSMA) ligands for diagnosis and therapy. *Clin Cancer Res*. 2016; 22: 9-15.
- [6]. BANERJEE SR, FOSS CA, CASTANARES M, et. al. Synthesis and evaluation of technetium-99m- and rhenium-labeled inhibitors of the prostate-specific membrane antigen (PSMA). *J Med Chem*. 2008; 51: 4504-4517.
- [7]. LIU J, CHEN Z, WANG T, LIU L, et. al. Influence of four radiotracers in PET/CT on diagnostic accuracy for prostate cancer: a bivariate random-effects meta-analysis. *Cell Physiol Biochem*. 2016; 39: 467-480.
- [8]. BALLAS LK, ABREU ALC, QUINN DI. What medical, urologic, radiation oncologists want from molecular imaging of prostate cancer. *J Nucl Med*. 2016; 57: 6S-12S.
- [9]. LENZO NP, MEYRICK D, HARVEY TURNER J. Review of Gallium-68 PSMA PET/CT Imaging in the management of prostate cancer. *Diagnostics*. 2018; 8: 16. doi: 10.3390/diagnostics8010016.
- [10]. SU H, ZHU Y, LING G, HU S, et. al. Evaluation of ^{99m}Tc-labeled PSMA-SPECT/CT imaging in prostate cancer patients who have undergone biochemical relapse. *Asian J Androl*. 2017; 19: 267-271.
- [11]. JADVAR H. PET glucose metabolism and cellular proliferation in prostate cancer. *J Nucl Med*. 2016; 57: 25S-29S.
- [12]. MAPELLI P, INCERTI E, CECI F, et. al. ¹¹C- or ¹⁸F-Choline PET/CT for imaging evaluation of biochemical recurrence of prostate cancer. *J Nucl Med*. 2016; 57: 43S-48S.
- [13]. CECI F, CASTELLUCCI P, MAPELLI P, et. al. Evaluation of prostate cancer with ¹¹C-choline PET/CT for treatment planning, response assessment, and prognosis. *J Nucl Med*. 2016; 57: 49S-54S.
- [14]. Kopka K, Benesova M, Barinka C, et. al. Glu-Ureido-based inhibitors of prostate-specific membrane antigen: lessons learned during the development of a novel class of low-molecular-weight theranostic radiotracers. *J Nucl Med*. 2017; 58: 17S-26S.
- [15]. RAHBAR K, AFSHAR-OROMIEH A, JADVAR H, AHMADZADEHFAR H. PSMA theranostics: current status and future directions. *Mol Imaging*. 2018; 17: 1-9. doi: 10.1177/1536012118776068.
- [16]. GOURNI E, HENRIKSEN G. Metal-based PSMA radioligands. *Molecules*. 2017; 22: 523. doi:10.3390/molecules22040523
- [17]. EVANS JC, MALHOTRA M, CRYAN JF, O'DRISCOLL CM. The therapeutic and diagnostic potential of the prostate specific membrane antigen/glutamate carboxypeptidase II (PSMA/GCPII) in cancer and neurological disease. *British J Pharm*. 2016; 173: 3041-3079.
- [18]. BOSCHI A, UCCELLI L, MARTINI P. A picture of modern tc-99m radiopharmaceuticals: production, chemistry, and applications in molecular imaging. *Appl Sci*. 2019; 9, 2526. DOI: 10.3390/app9122526.
- [19]. PANDIT-TASKAR N, VEACH DR, FOX JJ, et. al. Evaluation of castration-resistant prostate cancer with androgen receptor-axis imaging. *J Nucl Med*. 2016; 57: 73S-78S.
- [20]. WU M, SHU J. Multimodal molecular imaging: current status and future directions. *Contrast Media Mol Imaging*. 2018: 1382183. doi: 10.1155/2018/1382183
- [21]. OLIVA GONZÁLEZ JP, MARTÍNEZ RAMÍREZ A, BAUM RP. Aplicaciones del PET/CT en oncología. *Nucleus*. 2017; (62): 10-12.
- [22]. International Atomic Energy Agency (IAEA). Cyclotron produced radionuclides: physical characteristics and production methods. Technical Reports Series No. 468. Vienna: IAEA, 2009.
- [23]. VIRGOLINI I, DECRISTOFORO C, HAUG A, et. al. Current status of theranostics in prostate cancer. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2018; 45: 471-495.
- [24]. CZARNIECKI M, MENA E, LINDENBERG L, et. al. Keeping up with the prostate-specific membrane antigens (PSMAs): an introduction to a new class of positron emission tomography (PET) imaging agents. *Transl Androl Urol*. 2018; 7(5):831-843.
- [25]. KLEIN NULENT TJW, VAN ES RJJ, Krijger GC, et. al. Prostate-specific membrane antigen PET imaging and immunohistochemistry in adenoid cystic carcinoma - a preliminary analysis. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2017; 44: 1614-1621.
- [26]. GOURNI E, DEL POZZO L, BARTHOLOMA M, et. al. Radiochemistry and preclinical PET imaging of ⁶⁸Ga-desferrioxamine radiotracers targeting prostate-specific membrane antigen. *Mol Imaging*. 2017; 16: 1-11. doi: 10.1177/1536012117737010
- [27]. FENDLER WP, EIBER M, BEHESHTI M, et. al. ⁶⁸Ga-PSMA PET/CT: joint EANM and SNMMI procedure guideline for prostate cancer imaging: version 1.0. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2017. doi: 10.1007/s00259-017-3670-z
- [28]. YOUNG JD, ABBATE V, IMBERTI C, et. al. ⁶⁸Ga-THP-PSMA: a PET imaging agent for prostate cancer offering rapid, room temperature, one-step kit-based radiolabeling. *J Nucl Med*. 2017; 58: 1270-1277.
- [29]. PASTORINO S, RIONDATO M, Uccelli L, et. al. Toward the discovery and development of psma targeted inhibitors for nuclear medicine applications. *Curr Radiopharm*. 2020; 13: 63-79.
- [30]. GIESEL FL, KNORR K, SPOHN F, et. al. Detection efficacy of ¹⁸F-PSMA-1007 PET/CT in 251 patients with biochemical recurrence of prostate cancer after radical prostatectomy. *J Nucl Med*. 2019; 60: 362-368.
- [31]. CLEEREN F, LECINANJ, BILLAUD EMF, et. al. New chelators for low temperature Al¹⁸F-labeling of biomolecules. *Bioconjugate Chem*. 2016; 27: 790-798.
- [32]. GIGLIO J, ZENI M, SAVIO E, ENGLER H. Synthesis of an Al¹⁸F radiofluorinated GLUUREA-LYS(AHX)-HBED-CC PSMA ligand in an automated synthesis platform. *EJNMMI Radiopharm Chem*. 2018; 3: 4. doi: 10.1186/s41181-018-0039-y.
- [33]. HASSAN H, RAZAK HRA, SAAD FFA, KUMAR V. ¹⁸F[AIF]-radio-labelled Peptides on the Automated Synthesis Platform: Translating the Laboratory Bench Work to Bedside. *Malays J Med Sci*. 2019; 26: 122-126.
- [34]. CUI C, HANYU M, HATORI A, et. al. Synthesis and evaluation of [⁶⁴Cu]PSMA-617 targeted for prostate-specific membrane antigen in prostate cancer. *Am J Nucl Med Mol Imaging*. 2017; 7:40-52.
- [35]. MÜLLER C, DOMNANICH KA, UMBRICHT CA, VAN DER MEULEN NP. Scandium and terbium radionuclides for radiotheranostics: current state of development towards clinical application. *Br J Radiol*. 2018; 91: 20180074.
- [36]. Pedersen KS, Baun C, Nielsen KM, Thysgaard H, et. al. Design, Synthesis, Computational, and Preclinical Evaluation of natTi/⁴⁵Ti-Labeled Urea-Based Glutamate PSMA Ligand. *Molecules* 2020; 25: 1104. DOI:10.3390/molecules25051104
- [37]. PERERA PINTADO A, TORRES AROCHE LA, VERGARA GIL A, et. al. SPECT/CT: principales aplicaciones en la medicina nuclear. *Nucleus*. 2017; (62): 2-9.
- [38]. BARRETT JA, COLEMAN E, GOLDSMITH SJ, et. al. First-in-Man Evaluation of 2 High-Affinity PSMA-Avid Small Molecules for Imaging Prostate Cancer. *J Nucl Med*. 2013; 54: 380-387.
- [39]. BANERJEE RS, PULLAMBHATLA M, FOSS CA, et. al. Effect of chelators on the pharmacokinetics of (99m)Tc-labeled imaging agents for the prostate-specific membrane antigen (PSMA). *J Med Chem*. 2013; 56: 6108-6121.
- [40]. FERRO FLORES G, LUNA GUTIÉRREZ M, OCAMPO GARCÍA B, et. al. Clinical translation of a PSMA inhibitor for ^{99m}Tc-based SPECT. *Nucl Med Biol*. 2017; 48: 36-44.

- [41]. XU X, ZHANG J, HU S, et. al. ^{99m}Tc -labeling and evaluation of a HYNIC modified small-molecular inhibitor of prostate-specific membrane antigen. Nucl Med Biol. 2017; 48: 69-75.
- [42]. ROBU S, SCHOTTELIUS M, EIBER M, et. al. Preclinical evaluation and first patient application of ^{99m}Tc -PSMA-I&S for SPECT imaging and radioguided surgery in prostate cancer. J Nucl Med. 2017; 58: 235-242.
- [43]. HENDRIKX JJMA. Automated synthesis and quality control of [^{99m}Tc]Tc-PSMA for radioguided surgery (in a [^{68}Ga]Ga-PSMA workflow). EJNMMI Radiopharm Chem. 2020; 5: 10. doi: 10.1186/s41181-020-00095-9
- [44]. WERNER P, NEUMANN C, EIBER M, et. al. [^{99m}Tc]Tc-PSMA-I&S-SPECT/CT: experience in prostate cancer imaging in an outpatient center. EJNMMI Res. 2020; 10: 45. doi: 10.1186/s13550-020-00635-z.
- [45]. VATS K, AGRAWAL K, SHARMA R, et. al. Preparation and clinical translation of ^{99m}Tc -PSMA-11 for SPECT imaging of prostate cancer. Med Chem Commun. 2019; 10: 2111-2117.

Recibido: 02 de febrero de 2021

Aceptado: 22 de septiembre de 2022

Los autores declaran que no existen conflictos de intereses en la realización, ni la comunicación del presente trabajo.

CRedit / Gestión de proyectos: Alejandro Perera Pintado. **Análisis formal:** Alejandro Perera Pintado, Anaís Prats Capote, Jorge Cruz Arencibia. **Conceptualización:** Alejandro Perera Pintado, Anaís Prats Capote, Jorge Cruz Arencibia. **Conservación de datos:** Alejandro Perera Pintado, Anaís Prats Capote, Jorge Cruz Arencibia. **Redacción - primera redacción:** Alejandro Perera Pintado, Anaís Prats Capote, Jorge Cruz Arencibia. **Redacción - revisión y edición:** Alejandro Perera Pintado, Anaís Prats Capote, Jorge Cruz Arencibia. **Investigación:** Alejandro Perera Pintado, Anaís Prats Capote, Jorge Cruz Arencibia. **Metodología:** Alejandro Perera Pintado, Anaís Prats Capote, Jorge Cruz Arencibia. **Obtención de financiación:** Alejandro Perera Pintado, Anaís Prats Capote, Jorge Cruz Arencibia. **Recursos:** Alejandro Perera Pintado, Anaís Prats Capote, Jorge Cruz Arencibia. **Software:** Alejandro Perera Pintado, Anaís Prats Capote, Jorge Cruz Arencibia. **Supervisión:** Alejandro Perera Pintado, Anaís Prats Capote, Jorge Cruz Arencibia. **Validación:** Alejandro Perera Pintado, Anaís Prats Capote, Jorge Cruz Arencibia. **Visualización:** Alejandro Perera Pintado, Anaís Prats Capote, Jorge Cruz Arencibia.

Evaluación radiológica de las arenas negras de la Playa Bibijagua, Isla de la Juventud, Cuba

 Oscar Díaz Rizo¹,  Héctor Cartas Águila²,  Rubén Gutiérrez Manso¹,  Solne Reyes Peña¹,
 Grizel Pérez Zayas¹

¹Instituto Superior de Tecnologías y Ciencias Aplicadas (InSTEC). Universidad de La Habana. La Habana, Cuba.

²Centro de Estudios Ambientales de Cuba (CEAC). Cienfuegos, Cuba.

odrizo@instec.cu

Resumen

Se caracteriza el espectrómetro gamma de bajo fondo del Centro de Estudios Ambientales de Cienfuegos, para el estudio de radioactividad en muestras ambientales volumétricas. Se determinan las actividades de los radionúclidos ^{232}Th , ^{226}Ra , ^{40}K y ^{137}Cs en las arenas negras de la playa de Bibijagua (Isla de la Juventud, Cuba). El cálculo de diferentes indicadores radiológicos, permitió comprobar que los usuarios de la playa de Bibijagua, no están expuestos a riesgo radiológico alguno.

Palabras clave: arenas negras; Cuba; radiación de fondo; radiactividad natural; protección medioambiental; espectroscopía gamma.

Radiological evaluation of black sands from Bibijagua beach, Isle of Youth, Cuba

Abstract

The Low Background Gamma Spectrometer at Center for Environmental Studies from Cienfuegos, Cuba, was characterized in order to study the radioactivity in volumetric environmental samples. The ^{232}Th , ^{226}Ra , ^{40}K and ^{137}Cs activities are determined in black sands from Bibijagua beach (Isle of Youth, Cuba). The calculation of different radiological indicators allows to check, that users of the Bibijagua beach are not exposed to any radiological risk.

Key words: black sands; Cuba; background radiation; natural radioactivity; environmental protection; gamma spectroscopy.

Introducción

La espectrometría gamma es una de las principales técnicas utilizadas para determinar las concentraciones de radionúclidos de origen natural o artificial [1]. Aunque es una técnica no destructiva, es decir, que no requiere de tratamientos químicos destructivos para el análisis, las muestras de interés, después de su recolección, deben pasar por un conjunto de procesos que garanticen condiciones físicas estandarizadas para ser analizadas. La playa de Bibijagua es la única playa de arenas negras en el archipiélago cubano. Se ubica a 8 km al noroeste de Nueva Gerona. Es considerada una playa de arenas fósiles y, además de por su color oscuro, sus arenas se caracterizan por ser muy finas y compactas.

Materiales y métodos

Para el estudio radiométrico de las arenas negras de Bibijagua, se tomó una muestra compuesta, a partir de cuatro submuestras de unos 100 g, tomadas en la duna (5 m por encima del nivel de marea), a una distancia

de unos 25 m entre sí y en línea paralela a la costa. En todos los casos se utilizó una espátula plástica. Las muestras fueron envasadas en bolsas de nylon y debidamente selladas y etiquetadas para su traslado al laboratorio. En el laboratorio, a todas las muestras se les extrajo manualmente los restos de conchas, piedras, madera, etc. Posteriormente fueron secadas a 60°C hasta alcanzar peso constante. Ya secas, se tamizaron a 250 micras, trituraron y homogenizaron en un molino de bolas, durante 5 min, a 500 revoluciones por minuto, y fueron tamizadas a 125 micras y secadas nuevamente a 60 °C. Finalmente, 50 g fueron envasados en recipiente plástico cilíndrico, transparente, con tapa de rosca, de 5.3 cm de altura total y 4.1 cm de diámetro, debidamente sellados con cinta plástica parafinada y puesto a reposar por más de 30 días, en aras de alcanzar el equilibrio secular.

Las mediciones se llevaron a cabo en el laboratorio de Radioactividad Ambiental del Centro de Estudios Ambientales (CEAC) de Cienfuegos. El sistema de espectrometría gamma utilizado, está basado en un detector HPGe coaxial, tipo-n, código NGC 3019, con

ventana de carbono epóxico, eficiencia relativa de 30 % y resolución (FWHM) de 1,9 keV para la línea de 1332,50 keV del ^{60}Co . El blindaje exterior se compone de diez anillos de hierro que conforman un cilindro horadado de 51 cm de altura, diámetro exterior de 82 cm y diámetro interior de 35 cm. Dentro del mismo se inserta un blindaje de plomo cilíndrico de 31 cm de altura, diámetro exterior de 31 cm y diámetro interior de 25 cm; cuyas paredes están cubiertas con capas de cobre de 0,5 mm y aluminio de 0,8 mm (figura 1).



Figura 1. Blindaje, detector y portamuestra.

Determinación de la actividad específica de las muestras de interés:

Atendiendo a la ausencia, en la cantidad requerida, de Materiales de Referencia Certificada de muestras ambientales para estudios por vía relativa, las actividades de las muestras de interés se determinaron mediante el método absoluto como:

$$A_e = \frac{CPS(m) - CPS(f)}{\epsilon \gamma M} \quad (1)$$

dónde: $CPS(m)$ -es la velocidad de conteos (en conteos por segundo) de la muestra, $CPS(f)$ - la velocidad de conteos del fondo, ϵ - Eficiencia del detector, γ - Probabilidad de emisión y M - Masa de la muestra. Este método posee como desventaja, que requiere el conocimiento de la eficiencia del sistema de detección, lo cual resulta muy complejo para muestras volumétricas, pues los efectos de autoabsorción en la muestra para los cuantos gamma de bajas energías son muy severos [2].

Medición de la eficiencia para muestras volumétricas:

La eficiencia es la relación entre el número de fotones emitidos por la muestra y los detectados por los instrumentos; depende de la geometría de medición, de la energía de la radiación, del volumen del detector y de la configuración de la muestra [3]. Se utilizó el material de referencia certificado (MRC) DL-1a, que es un patrón de actividad específica conocida para los radioisótopos de interés, y se estimó la eficiencia del sistema para energías puntuales utilizando la ecuación:

$$\epsilon = \frac{CPS(p) - CPS(f)}{A_{ep} \gamma M_p} \quad (2)$$

dónde: $CPS(p)$ es la velocidad de conteos del patrón, $CPS(f)$ la velocidad de conteos del fondo, A_{ep} la Actividad específica del patrón, γ la Probabilidad de emisión del cuanto gamma de interés y M_p la masa del patrón.

La curva de eficiencia puede obtenerse realizando un ajuste de los puntos determinados a través de una función polinomial logarítmica de grado 3 o superior, de la forma:

$$\ln \epsilon = \sum_{i=0}^n a_i [\ln(E)]^i \quad (3)$$

Procedimiento de medición:

Cada muestra fue colocada en el tope y centro del detector y se colectó su espectro de radiación gamma durante una semana, en aras de garantizar una estadística aceptable y reducir los errores.

Las magnitudes de interés se determinaron mediante las siguientes expresiones:

Concentración de Actividad:

$$C_A = \frac{R_s}{P_\gamma \epsilon m} \quad (4)$$

Incertidumbre estándar combinada:

$$u(C_A) = C_A \sqrt{u_r^2(R_s) + u_r^2(P_\gamma) + u_r^2(\epsilon) + u_r^2(m)} \quad (5)$$

Límite Crítico o Umbral de Decisión:

$$L_c = 1,65 \frac{1}{P_\gamma \epsilon m} \sqrt{\frac{R_b}{T_b} \left(1 + \frac{T_b}{T}\right)} \quad (6)$$

Límite de Detección:

$$L_d = 3,30 \frac{1}{P_\gamma \epsilon m} \sqrt{\frac{R_b}{T_b} \left(1 + \frac{T_b}{T}\right)} = 2L_c \quad (7)$$

dónde: R_s -Tasa de conteos neta de la muestra, P_γ -Probabilidad de salida de los cuantos gamma para determinada energía, ϵ -Eficiencia absoluta para determinada energía, m -Masa seca de la muestra, R_b -Tasa de conteos del fondo, T_b -Tiempo de medición del fondo y T -Tiempo de medición (Tiempo activo).

Verificación de los resultados analíticos por método absoluto:

El correcto funcionamiento de un laboratorio analítico ambiental, se basa en la implementación de un sistema de aseguramiento de calidad de sus resultados, el cual involucra a una serie de factores que garantizan la confiabilidad de sus reportes. Pero, aunque el laboratorio cumpla con los requisitos mencionados anteriormente, es necesaria la implementación de algún método que nos permita validar el procedimiento seguido en la me-

dición. En el presente trabajo se utilizaron dos muestras certificadas para la verificación de los resultados, comparando las actividades de sus radioisótopos determinadas por vía absoluta con las reportadas.

Evaluación del riesgo de exposición:

Con el objetivo de evaluar los posibles riesgos de exposición en las distintas muestras de arena de playa estudiadas se calcularon los siguientes indicadores:

Dosis absorbida en aire (D): La dosis absorbida en aire (en nGy h^{-1}) como resultado de la concentración de la actividad específica natural de ^{226}Ra , ^{232}Th y ^{40}K a la altura aproximada de 1m sobre el suelo, fue calculada utilizando la siguiente expresión [4]:

$$D(\text{nGy h}^{-1}) = 0,462C_{\text{Ra}} + 0,604C_{\text{Th}} + 0,0417C_{\text{K}} \quad (8)$$

dónde: C_{Ra} , C_{Th} y C_{K} representan las concentraciones (en Bq kg^{-1}) de Ra, Th y K en la muestra de arena de interés. El valor límite recomendado internacionalmente es de 51 nGy h^{-1} . En ella se utilizan los factores de conversión de $0,0417 \text{ nGy h}^{-1} / \text{Bq kg}^{-1}$ para ^{40}K , $0,462 \text{ nGy h}^{-1} / \text{Bq kg}^{-1}$ para ^{226}Ra y $0,604 \text{ nGy h}^{-1} / \text{Bq kg}^{-1}$ para ^{232}Th [4]. Además, se asume que las series de decaimiento del ^{137}Cs y el ^{235}U pueden ser despreciadas, al contribuir muy poco a la dosis total proveniente de la radiación de fondo [5].

Actividad de Ra-equivalente (R_{eq}): La actividad de Ra-equivalente (R_{eq}) es la suma de las actividades de ^{226}Ra , ^{232}Th y ^{40}K , basada en el criterio de que 370 Bq kg^{-1} de ^{226}Ra , 259 Bq kg^{-1} de ^{232}Th y 4810 Bq kg^{-1} de ^{40}K , producen la misma proporción de dosis de radiación γ . La actividad de (R_{eq}) se define como:

$$R_{\text{eq}} = C_{\text{Ra}} + 1,43C_{\text{Th}} + 0,77C_{\text{K}} \quad (9)$$

dónde: C_{Ra} , C_{Th} y C_{K} representan la concentración de actividad del radio, el torio y potasio, respectivamente, todas ellas expresadas en Bq kg^{-1} . El valor máximo recomendado de R_{eq} debe ser inferior a los 370 Bq kg^{-1} para mantener la dosis externa inferior a 1.5 mGy h^{-1} [5].

Índice de riesgo externo (H_{ex}): Este índice se utiliza para evaluar los riesgos de radiación atribuidos a materiales radiactivos y se calcula como:

$$(H_{\text{ex}}) = \frac{C_{\text{Ra}}}{370} + \frac{C_{\text{Th}}}{259} + \frac{C_{\text{K}}}{4810} \leq 1 \quad (10)$$

Los valores de este índice deben ser inferiores a 1, previendo, de esta forma, que el riesgo de radioactividad no sea significativo. El valor máximo de la unidad para H_{ex} corresponde con el límite de 370 Bq kg^{-1} de R_{eq} .

AGDE (Anual Gonadal Dose Equivalent): Las gónadas, así como la médula espinal y las células superficiales de los huesos, son considerados como órganos de interés por la UNSCEAR [1], por lo que la verificación de los valores de dosis equivalente gonadal anual, recibido por los individuos, sea de gran relevancia genética. La dosis equivalente recibida cada año por los órganos reproductivos (gónadas) de la población expuesta, se puede calcular utilizando la ecuación [5]:

$$AGDE(\mu\text{Sv y}^{-1}) = 3,09C_{\text{Ra}} + 4,18C_{\text{Th}} + 0,314C_{\text{K}} \quad (11)$$

AEDE (Anual Effective Dose Equivalent): Para estimar la dosis equivalente efectiva anual se debe tomar en cuenta: (1) el coeficiente de conversión de dosis absorbida en aire a dosis efectiva y (2), el factor de ocupación en el interior. El estimado anual promedio de dosis efectiva equivalente recibida por un miembro, se calcula utilizando el factor de conversión de $0,7 \text{ Sv Gy}^{-1}$, el cual es empleado para convertir el valor absorbido, a dosis efectiva equivalente, en humanos con una ocupación al aire libre del 20% [4]. La AEDE se calculó de la siguiente manera:

$$AEDE(\mu\text{Sv y}^{-1}) = D(\text{nGy h}^{-1}) \cdot 8760(\text{h y}^{-1}) \cdot 0,2 \cdot 0,7\text{Sv Gy}^{-1} \cdot 10^{-3} \quad (12)$$

Índice de nivel de radiactividad: El índice de nivel de radiactividad se utiliza para estimar el nivel de riesgo de radiación γ asociado a radionúclidos naturales. Este índice es calculado mediante la siguiente expresión:

$$I_{\gamma} = \frac{C_{\text{Ra}}}{300\text{Bq/kg}} + \frac{C_{\text{Th}}}{200\text{Bq/kg}} + \frac{C_{\text{K}}}{3000\text{Bq/kg}} \quad (13)$$

dónde: C_{Ra} , C_{Th} y C_{K} corresponden a las concentraciones de radio, torio y potasio, respectivamente. Los valores de I_{γ} deben ser inferiores a la unidad para permanecer por debajo del límite recomendado [4].

Resultados y discusión

Eficiencia del sistema espectrométrico para muestras volumétricas:

La calibración en eficiencia del detector de Germanio hiperpuro del Espectrómetro Gamma de Bajo Fondo del Centro de Estudios Ambientales de Cienfuegos (CEAC), en el rango de energías entre 0 y 2 MeV y utilizando una muestra volumétrica de 50 g del MRC DL-1a, se muestra en la figura 2. Como se puede apreciar, el rango de dispersión del comportamiento no es elevado, lo que permite determinar la actividad de una muestra de parámetros similares, con una precisión aceptable para este tipo de estudios.

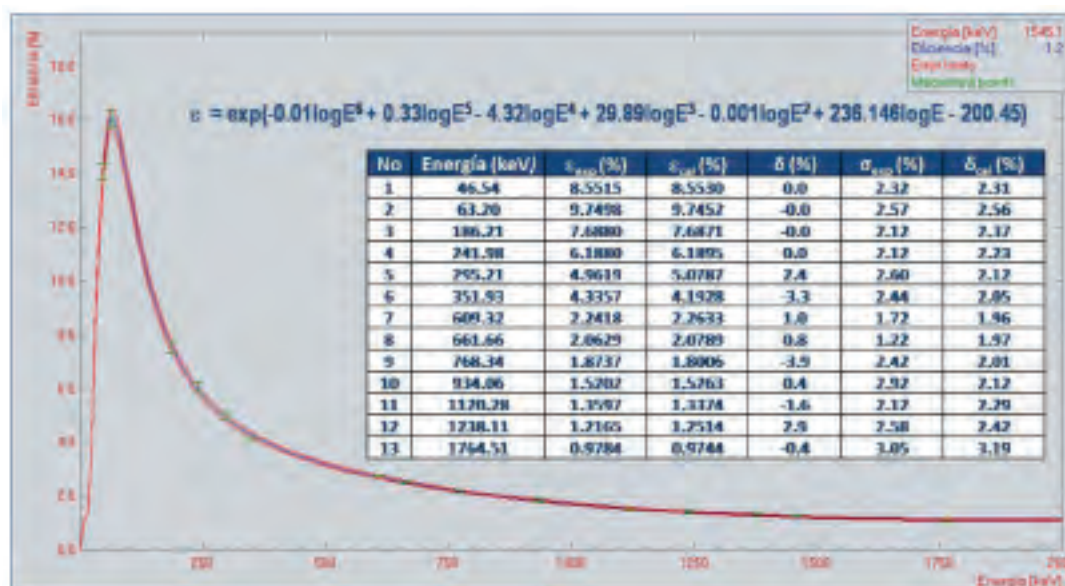


Figura 2. Curva de eficiencia del sistema de bajo fondo del CEAC, utilizando el MRC DL-1a.

Por otra parte, la comprobación analítica de la calibración en eficiencia del espectrómetro, mediante la determinación, vía absoluta, de la actividad de los radionúclidos de interés, presentes en los Materiales de Referencia Certificada IAEA-306, IAEA-375 y KCl (figura 3), ajusta a una línea recta de pendiente prácticamente unitaria ($r^2 = 0.9974$, $\rho < 0.0001$), permitiendo verificar que la calibración del espectrómetro es válida para determinar las actividades de los radionúclidos de interés en muestras ambientales de 50 gramos y en la geometría propuesta.

Estudio radiométrico de la playa Bibijagua:

La figura 4 muestra el espectro de la radiación gamma medida en las arenas negras de la playa Bibijagua. Como se puede apreciar, se definen los principales picos, correspondientes a los cuantos gamma que se emiten de los radionúclidos naturales de las series del Uranio y Torio, del radionúclido natural de ^{40}K y, aunque con menor intensidad, también se observa la línea de 662 keV, correspondiente al radionúclido antropogénico de ^{137}Cs .

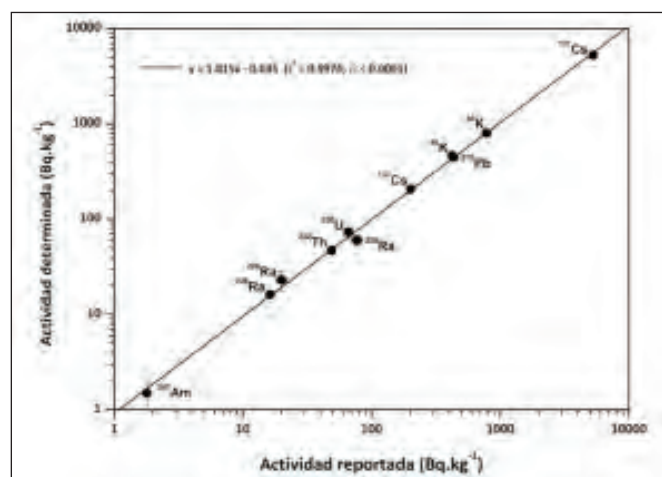


Figura 3. Comprobación analítica de la calibración en eficiencia.

Los resultados de las concentraciones de actividad en las arenas negras de Bibijagua, así como de otras playas internacionales de arenas similares se presentan en la tabla 1. Como se puede apreciar, la comparación con los resultados de estudios de playas de arenas ne-

Tabla 1. Concentración de actividad en (Bq.kg^{-1}) de radionúclidos de interés en muestras de playas de arenas negras.

Muestras	^{232}Th	^{226}Ra	^{40}K	^{137}Cs	Refs
Bibijagua, Cuba	47 ± 5	41 ± 1	30 ± 7	0.34 ± 0.08	-
Mandena, Madagascar	15600	3070	9	nr	[6]
Baltim, Egipto	198 ± 87	132 ± 106	236 ± 71	nr	[7]
Areia Preta, Brasil	6092 ± 29	112 ± 8	193 ± 14	nr	[8]
Rashid, Egipto	140 ± 22	111 ± 25	475 ± 36	nr	[9]
Miami Bay, Malasia	2086 ± 96	1023 ± 47	381 ± 18	nr	[10]
Temsah Lake, Egipto	11 ± 3	11 ± 2	328 ± 80	nr	[11]
Tamil Nadu, India	481 ± 9	198 ± 9	107 ± 2	nr	[12]
UNSCEAR	30	35	400	-	[4]
nr - no reportado.					



A partir de las actividades específicas determinadas, se calcularon los diferentes parámetros descritos con anterioridad, y que permiten valorar el riesgo radiológico que corren los usuarios de la playa estudiada (tabla 2). En el caso de la dosis absorbida en aire (D), en Bibijagua se obtuvo 49 nGyh^{-1} . Al compararlo con las playas internacionales, el balneario cubano presenta un valor de dosis absorbida inferior al resto, resultando solamente superior al de Tamsah en Egipto. Esos 49 nGyh^{-1} determinados, resultan inferior al valor límite estipulado por la UNSCEAR de 51 nGyh^{-1} . Sin embargo, es válido señalar que se encuentra bien próximo a este máximo valor permisible.

0.3 y 0.4, respectivamente, resultando ambos inferiores a la unidad

El valor de AGDE, para el balneario del municipio especial, fue de $333 \mu\text{Sv}\cdot\text{y}^{-1}$, valor inferior a los reportados para las playas de Brasil, Madagascar y Malasia, y superior al reportado para la playa del lago Tamsah en Egipto. Adicionalmente, el valor del AEDE de $60 \mu\text{Sv}\cdot\text{y}^{-1}$, es inferior a los $70 \mu\text{Sv}\cdot\text{y}^{-1}$ establecidos como valor promedio de dosis efectiva equivalente anual a nivel mundial al aire libre.



Muestras	D (nGy.h ⁻¹)	Ra _{eq} (Bq.kg ⁻¹)	H _{ex}	I _γ	AGDE (μSv.y ⁻¹)	AEDE (μSv.y ⁻¹)
Bibijagua, Cuba	49	131	0.3	0.4	333	60
Mandena, Madagascar	10841	25385	68.5	88.2	74697	13296
Baltim, Egipto	190	597	1.2	1.5	1310	233
Areia Preta, Brasil	3739	8972	23,9	30.9	25871	4586
Rashid, Egipto	156	677	0.9	1.2	1077	191
Miami Bay, Malasia	1748	4299	10.9	14.0	12000	2144
Temsah Lake, Egipto	26	279	0.1	0.2	184	31

Como se puede apreciar, para la mayoría de las playas de arenas negras (figura 5), se observa una fuerte correlación lineal ($r^2 = 0.99^{(2)}$) entre las concentraciones de actividad de ^{226}Ra y ^{232}Th . Esto demuestra que los mecanismos de distribución del ^{226}Ra y el ^{232}Th en las arenas de las playas estudiadas son parecidos, por lo que se puede afirmar que éstas playas tienen un origen geológico similar [13]. La única excepción es la playa brasileña de Areia Preta, la cuál es considerada una anomalía geológica [8].

Conclusiones

Se complementa la caracterización del espectrómetro gamma del Centro de Estudios Ambientales de Cienfuegos (CEAC), mediante la determinación de su eficiencia por vía absoluta para el análisis de muestras volumétricas. Se determinan las actividades de los radionúclidos ^{232}Th , ^{226}Ra , ^{40}K y ^{137}Cs en muestras de arenas negras de la playa de Bibijagua, las que se encuentran en el rango de actividad reportadas para playas similares en el mundo y, en todos los casos, son inferiores a los límites estipulados por la UNSCEAR. El cálculo de los indicadores: dosis en aire a 1m de altura (D), actividad de radio equivalente (Ra_{eq}), índice de riesgo externo (H_{ex}), dosis anual para las gónadas (AGDE) y dosis efectiva anual (AEDE), permitió comprobar que los usuarios de la playa de Bibijagua, no corren riesgo alguno desde el punto de vista radiológico.

Referencias bibliográficas

- [1]. International Atomic Energy Agency (IAEA). Collection and preparation of bottom sediment samples for analysis of radionuclides and trace elements. IAEA-TECDOC-1360. 2003
- [2]. HASAN M, BÓDIZS D, CZIFRUS SZ. A simplified technique to determine the self-absorption correction for sediment samples. *Appl Radiat Isot.* 2002; 57: 915-918.
- [3]. VULKANAC I, DJURASEVIC M, KANDIC A, et. al. Experimental determination of the HPGe spectrometer efficiency curve. *Appl Radiat Isot.* 2008; 66: 792-795.
- [4]. UNSCEAR. Report to the General Assembly with Scientific Annexes. 2000.
- [5]. KHAN IU, SUN W, LEWIS E. Review of low level background radioactivity studies conducted from 2000 to date in people Republic of China. *J Rad Res & Appl Sci.* 2020; 13(1): 406-415.
- [6]. HAO DV, DINH CN, JODŁOWSKI P, et. al. High-level natural radionuclides from the Mandena deposit, South Madagascar. *J Radioanal Nucl Chem.* 2018; 319: 1331-1338.
- [7]. HILAL MA, BORAI EH. Hazardous parameters associated with natural radioactivity exposure from black sand. *Regul Toxicol Pharm.* 2018; 92: 245-250.
- [8]. VASCONCELOS DC, LES PA, PEREIRA C, et. al. Modelling natural radioactivity in sand beaches of Guarapari, Espírito Santo State, Brazil. *World J Nucl Sci & Tech.* 2013; 3: 65-71.
- [9]. ABDEL-RAHMAN MAE, EL-ONGY SA. Analysis of radioactivity levels and hazard assessment of black sand samples from Ras-hid area, Egypt. *Nucl Eng & Tech.* 2017; 49: 1752-1757.
- [10]. SHUAIBU HK, KHANDAKER NU, ALREFAE T, et. al. Assessment of natural radioactivity and gamma-ray dose in monazite rich black sand beach of Penang Island, Malaysia. *Mar Poll Bull.* 2017; 119: 423-428.
- [11]. FARES S. Measurements of natural radioactivity level in black sand and sediment samples of the Tamsah Lake beach in Suez Canal region in Egypt. *J Radiat Res & Appl Sci.* 2017; 10: 194-203.
- [12]. PUNNIYAKOTTI J, PONNUSAMI V. Radionuclides of ^{238}U , ^{232}Th and ^{40}K in beach sand of southern regions in Tamilnadu State, India (Post-Tsunami). *Indian J Pure & Appl Phys.* 2017; 55: 218-230.
- [13]. MOHANTY AK, SENGUPTA D, DAS SK, et. al. Natural radioactivity in the newly discovered high background radiation area on the eastern coast of Orissa, India. *Radiat Meas.* 2004; 38: 153-165.

Recibido: 25 de febrero de 2022

Aceptado: 22 de septiembre de 2022

Los autores declaran que no existen conflictos de intereses en la realización, ni la comunicación del presente trabajo.

CRedit / Conceptualización: Oscar Díaz Rizo. **Curación de datos:** Oscar Díaz Rizo, Héctor Cartas Águila, Rubén Gutiérrez Manso, Solne Reyes Peña, Grisel Pérez Zayas. **Análisis formal:** Oscar Díaz Rizo, Héctor Cartas Águila, Grisel Pérez Zayas. **Investigación:** Oscar Díaz Rizo, Héctor Cartas Águila, Rubén Gutiérrez Manso, Solne Reyes Peña, Grisel Pérez Zayas. **Metodología:** Oscar Díaz Rizo, Héctor Cartas Águila. **Validación y verificación:** Oscar Díaz Rizo, Héctor Cartas Águila, Rubén Gutiérrez Manso, Solne Reyes Peña, Grisel Pérez Zayas. **Visualización:** Oscar Díaz Rizo, Rubén Gutiérrez Manso. **Redacción – borrador original:** Oscar Díaz Rizo, Héctor Cartas Águila, Rubén Gutiérrez Manso. **Redacción – revisión y edición:** Oscar Díaz Rizo, Héctor Cartas Águila, Rubén Gutiérrez Manso, Solne Reyes Peña, Grisel Pérez Zayas.

Aplicación de técnicas nucleares para estimar la degradación de suelos por erosión, en cultivos bajo medidas de conservación

Yanna Llerena Padrón¹, Reinaldo Gil Castillo¹, José Luis Peralta Vital¹,
Yusleidy M. Cordoví Miranda¹, Leonides Bravo Leiva¹, Andrés Fuentes Soto²

¹ Centro de Protección e Higiene de las Radiaciones (CPHR)

² Instituto de Suelos (IS)

yanna@cphr.edu.cu

Resumen

La erosión del suelo es uno de los fenómenos ambientales que más negativamente impactan al planeta, atentando contra la sostenibilidad de la tierra a todos los niveles. Evaluar la redistribución del suelo, cuantificando sus pérdidas, determina sus vulnerabilidades y es muy relevante para la implementación de estrategias nacionales sobre el manejo sostenible de tierras. El uso de técnicas nucleares como herramienta de evaluación de riesgos por erosión de suelos, posee muchas ventajas, siendo utilizada internacionalmente e introducida en diferentes agrosistemas nacionales. El trabajo muestra el uso de la técnica nuclear FRN (fallout radionuclides) en el "Polígono Nacional de Conservación de suelos, agua y bosques" y evaluó las concentraciones del ¹³⁷Cs como radionúclido caído en la lluvia, determinando los impactos de la erosión del suelo y la factibilidad de las medidas tomadas para su conservación y mejora. En cumplimiento de los protocolos de muestreo y representatividad de la muestra, para la colecta son usados transeptos en dirección de la pendiente. Para interpretar los resultados de laboratorio y obtener tasas de redistribución de suelo (t/ha.a) fue empleado un software complemento de MSc Excel "Modelos de conversión", aplicando los Modelos Proporcional, Balance de Masa I y Balance de Masa II. Las concentraciones de ¹³⁷Cs caracterizaron el estado de erosión del suelo en el área de estudio a mediano plazo, confirmando deposición de suelo a causa de beneficios de las medidas antierosivas implementadas al obtenerse valores altos de redistribución en esta área (-30.2 a 41.8) t/ha.a, en comparación con el sitio de referencia (-43.1 t/ha.a).

Palabras clave: erosión; radisótopos; suelos; emigración de los radionúclidos; conservación del suelo agrícola.

Application of nuclear techniques to estimate soil degradation by erosion, in crops under conservation measures

Abstract

The soil erosion is one of the environmental phenomena that most negatively impact the planet, attempting against the land sustainability at all levels. Assessment the land redistribution, quantifying its losses, determines its vulnerabilities and it is very relevant for the national strategies implementation on the sustainable lands management. The nuclear techniques use as a tool for assessing soil erosion risks, has many advantages, being currently widely used internationally and introduced in different national agro-systems. The paper shows the use of the nuclear technique FRN (fallout radionuclides) in the "National Polygon of soil, water and forest conservation and valued the concentration of the ¹³⁷Cs, as fallen radionuclide in the rain, determining the impacts of the soil erosion and assess the feasibility of the measures taken for its conservation and improvement. In compliance of sampling protocols and representativeness of the sample, for the collection transects are used in direction of the slope. In order to interpret the laboratory results and obtain soil redistribution rate, complementary software of MSc Excel "Conversion Model" was used, applying the "proportional model", "mass balance I" and "mass balance II". The ¹³⁷Cs concentration characterized the soil erosion status in the study area in the medium term, confirming soil deposition due to the benefits of anti-erosion measures as high redistribution values were obtained in this area (-30.2 a 41.8) t/ha.a, compared to the reference site (-43.1 t/ha.a).

Key words: erosion; radioisotopes; soils; radionuclide migration; soil conservation.

Introducción

En la actualidad los cambios climáticos que se están produciendo en el planeta, con periodos de intensas lluvias y de extremas sequías, han provocado una degradación de los suelos, tanto por la desecación de los suelos como por la erosión, que facilitan tanto la pérdida del espesor de los horizontes del mismo como también la pérdida de nutrientes de la primera capa de suelo, afectando de forma sistemática las tierras de cultivos y haciéndolas cada vez menos productivas.

La Estrategia Ambiental Cubana 2016-2020 [2] en su capítulo II, epígrafe 2.2 establece siete problemas principales ambientales del país los cuales son, la degradación de los suelos, afectaciones a la cobertura forestal, contaminación, pérdida de la diversidad biológica y deterioro de los ecosistemas, carencia y dificultades con el manejo, la disponibilidad y calidad del agua, impactos del cambio climático, deterioro de la condición higiénica sanitaria en los asentamientos humanos.

De estos siete problemas antes mencionados cinco están vinculados al deterioro de los suelos, por lo que se hace necesario su cuidado y vigilancia ya que es un recurso importante para la sostenibilidad alimentaria del país. Siendo la degradación de los suelos uno de los problemas más serios que se presenta en la agricultura.

Principales procesos de degradación:

- Erosión.
- Compactación.
- Acidificación.
- Salinización.

La **EROSIÓN** es la forma más completa e integral de la degradación de los suelos. Es un proceso que altera las propiedades físicas, químicas y biológicas del suelo, afectando procesos que regulan la productividad de los ecosistemas agrícolas. Su expresión depende de los agentes actuantes, tales como la erosión hídrica (el agua) y la erosión eólica (el viento). La erosión afecta gravemente en las propiedades físicas de los suelos (actuando en el espesor de la capa superficial o arable); en las propiedades químicas (a través del lavado o remoción de los elementos nutricionales del suelo); y en las propiedades biológicas (actuando sobre la materia orgánica y la biota edáfica).

Factores que intervienen en el proceso de erosión

- Clima
- Tipos de suelo
- Relieve
- Usos de suelo
- Vegetación
- Hombre

Principales causas de la erosión

Las fundamentales causas de la erosión es la deforestación, el sobre pastoreo, el mal manejo y cambio de uso de los suelos, la sobre explotación de cultivos intensivos anuales y la quema para la agricultura migratoria.

Las técnicas nucleares se utilizan como herramientas novedosas, para evaluar la degradación de los suelos, como apoyo a las estrategias nacionales de manejo sostenible del suelo, potenciando el manejo integrado de los suelos, para estos estudios se aplican dos técnicas nucleares, una referida al uso de los radionúclidos provenientes de la precipitación radiactiva (FRN: ^{137}Cs ; ^7Be ; ^{210}Pb) y otra a los compuestos específicos de isótopos estables (que estudia el origen del suelo mediante los ácidos grasos de la cadena del carbono). Estas técnicas permiten obtener la tasa de erosión de los suelos y su redistribución en el paisaje, además facilitan la adopción de mejoras en cultivos bajo medidas de conservación de los suelos, garantizando su menor movimiento y pérdida.

En Cuba desde el año 2010 se crearon los polígonos demostrativos como modelos para crear capacidades de enfrentamiento al cambio climático y preservar los recursos naturales del suelo, el agua y los bosques. En los mismos se aplican experimentalmente un grupo de medidas agrotécnicas para reducir los niveles de degradación de tierras.

Ubicación del objeto de estudio

El área de estudio se ubica dentro del Polígono Nacional de conservación de suelos, agua y bosque en la finca la Victoria 1 (figura 1). La misma se ubica en las coordenadas centrales 82.20849° Oeste y 23.07526° Norte, al iniciar la carretera hacia el poblado de Peñalver. Limita al oeste con el río Bacuranao y al este con la finca la Victoria 1. Tiene un área total de 29 hectáreas; dedicada a cultivos varios entre ellos arroz, frutales, y un área de bosques y pastos.



Figura 1. Ubicación del área de estudio.

La investigación desarrolla el uso de la técnica de radionúclidos ambientales (^{137}Cs) proveniente de la precipitación radiactiva "fallout"; el estudio se desarrolló en la finca la Victoria 1 en el llamado **Campo 2**; con un área de 2.5 hectáreas, la pendiente media es de 16 %, (figura 2). En este sector se ubican 6 barreras vivas; una de plátano burro de 400 m de largo a 0.80 m entre plantas (puntos A6 y B7); dos barreras de King grass morado de 50 m de largo y a 0.20 m de distancia entre plantas (puntos A1, A2, B1, B2, C2 y C3) y tres barreras de King grass morado de 100 m de longitud a 0.20 m de distan-

cia entre plantas (puntos A3, A4, A5, B3, B4, B6, C5 y C6). La equidistancia entre barreras es de 10 m. Todas las barreras se ubican a una hilera simple.

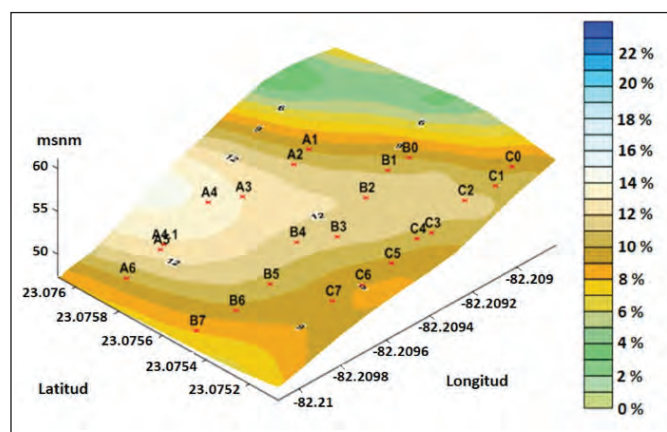


Figura 2. Nivel de pendientes en el área de estudio.

Los resultados de la investigación prevén confirmar la importancia y relevancia de las técnicas nucleares como herramienta científico-técnica para estimar la degradación del suelo por la erosión hídrica, en etapas en que los cultivos están bajo medidas de conservación del suelo.

Materiales y métodos

La cuantificación de la redistribución de suelos es importante para la aplicación de estrategias de manejo sostenible de la tierra, con el objeto de apoyar el establecimiento de políticas para su conservación. Las técnicas nucleares que emplean el ^{137}Cs y otros radioisótopos han permitido evaluar las pérdidas y ganancias de suelo, siendo ampliamente empleadas a nivel internacional y en diferentes agrosistemas del país. Estas técnicas nucleares son herramientas que poseen ventajas sobre las tradicionales al ser aplicables a diferentes factores ambientales, con ellas se pueden estimar los niveles erosivos a corto, mediano y largo plazo, necesitando un mínimo de visitas al campo para poder obtener resultados. Sus estimaciones se pueden asociar espacialmente (por puntos de muestreo) lo que facilita su incorporación en mapas y sistemas de información geográficos.

Teniendo en cuenta la topografía del área de estudio (figura 3), y una variada información (meteorológica, geomorfológica, edafológica, geológica y de uso de la tierra, etc.), se desarrolla una estrategia de muestreo a través de varias transectas en el área demostrativa, siempre en cumplimiento de su representatividad espacial y en número, durante la colecta de las muestras. Las muestras colectadas fueron analizadas en el laboratorio, siendo medidas por un sistema gamma espectrométrico "Detector Systems GmbH (DSG)". En las mediciones fue usado un detector de germanio hiperpuro (HPGe) coaxial con ventana de carbono epóxico, tipo NGC3019, número de serie GI-886, criostato VD-SL, Dewar de 30 L, alto voltaje de 3000 V negativo, 30 % de eficiencia relativa y 1,9 keV de resolución

(FWHM) para la energía de 1332,50 keV del Co-60 . Para caracterizar el estado de la erosión del área de estudio se emplearon las metodologías de los modelos descritos de conversión. [1, 5-7, 9-14, 17-18].

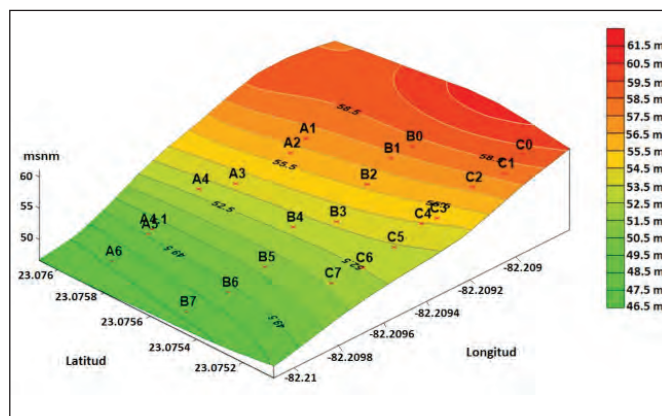


Figura 3. Relieve del área de estudio y puntos de muestreo.

Atendiendo al proceso de degradación de los suelos y cumplir con las exigencias de los protocolos de muestreo que dicta la técnica nuclear FRN se establece una secuencia de etapas para evaluar los niveles de redistribución de suelo en la zona de estudio.

Estrategia de muestreo de suelo

El sector de estudio bajo medidas antierosivas se evaluó mediante 3 transectas (A, B, C) en las direcciones de máxima pendiente, la distancia entre puntos fue variable y tomada a criterio de experto, de acuerdo a las características topográficas del área y a la presencia de las barreras ubicadas entre 5 y 17 m de distancia entre ellas. El muestreo se llevó a cabo mediante un muestreador de núcleo, hasta los 40 cm de profundidad, permitiendo incorporar todo el ^{137}Cs en el perfil del suelo y la parte superficial del ^{40}K .

Para garantizar la representatividad de la muestra, en cada punto se tomaron cuatro muestras para conformar una muestra compuesta, colectando finalmente un total de 29 puntos. Se incluyeron en este total 6 muestras ubicadas en red regular de 5x5 m en un sitio comparativo (sitio R), un área cercana (a 300 m del sitio de estudio) que no está cultivada, con cobertura de matorrales y de bajo nivel de pendiente (1 %). Estas características permiten esperar bajos niveles de erosión hídrica, por lo que se seleccionó para establecer comparaciones con el sitio de estudio en áreas agrícolas (campo 2).

Por las características del lugar de estudio, no pudo seleccionarse un sitio de referencia que cumpliera las exigencias de ser un lugar no perturbado por un tiempo no menor de 40 años, por esta razón fueron estimados los valores de densidad superficial de actividad (Bq/m^2) teniendo en cuenta las coordenadas del lugar y los niveles de precipitaciones anuales. Con estos valores, empleando el modelo para la conversión de las mediciones de los radionúclidos ambientales (^{137}Cs ; ^{210}Pb y ^7Be) se determinó el nivel de referencia del ^{137}Cs en el área [18].

Pretratamiento de las muestras

En esta etapa se preparan las muestras de suelos para las mediciones espectrométricas de los niveles de ^{137}Cs en el laboratorio. Esto se realizó acorde al procedimiento PR/LVRA/03 "Tratamiento de las Muestras" del Laboratorio de Vigilancia Radiológica Ambiental del Centro de Protección e Higiene de las Radiaciones (CPHR) [3]. El suelo fue desagregado mecánicamente para su homogenización, secado en la estufa y tamizado a 2 mm. Posteriormente se hicieron mediciones de pesos de las distintas fracciones según el tamizado y la fracción de suelo menor de 2 mm se ubicó en envases cilíndricos para la realización de las mediciones gamma espectrométricas.

Mediciones de ^{137}Cs y ^{40}K por espectrometría gamma

Las determinaciones de ^{137}Cs y ^{40}K se realizaron mediante espectrometría gamma en el laboratorio de ensayos ambientales del Centro de Estudios Aplicados de Cienfuegos (CEAC). Las densidades máscas de actividad (Bq/kg) del ^{137}Cs y ^{40}K en las muestras de suelos, fueron medidas por un sistema gamma espectrométrico "Detector Systems GmbH (DSG)".

La densidad máscas de actividad (Bq/kg⁻¹) para cada muestra se convirtió a la densidad superficial de actividad (Bq/m⁻²) para poder aplicar los modelos de conversión para estimar la tasa de redistribución de suelo (t/ha.a). Se determinó la concentración de actividad de ^{40}K y ^{137}Cs en los materiales de referencia certificados IAEA-326 y IAEA-327, y en las muestras de suelo y sedimento provenientes de los ensayos de aptitud IAEA-TEL-2011-04 e IAEA-TEL-2014-04 respectivamente, convocados por la Agencia Internacional de la Energía Atómica para la Red Internacional de Laboratorios Analíticos para Mediciones de Radiactividad Ambiental (ALMERA).

Los modelos de conversión empleados para la obtención de las tasas de redistribución de suelo obtenidas (t/ha.a) fueron estimadas mediante la aplicación del Modelo Proporcional (MP), Modelo de Balance de Masa I (MBM I), Modelo de Balance de Masa II (MBM II) [8-9, 14-15, 18].

Un software (Complemento de MS Excell) [18] se empleó para la aplicación de los modelos de conversión en la evaluación de la redistribución de suelo en los sectores del estudio.

Resultados y discusión

Los resultados de las mediciones de laboratorio para el ^{137}Cs y el ^{40}K se muestran en la tabla 1, mostrando densidad máscas de actividad (DMA) en Bq/kg para cada uno de los puntos muestreados.

Preliminarmente el comportamiento del ^{137}Cs y el ^{40}K puede ser correlacionado a lo largo de las transectas estudiadas. Se logran identificar similitudes en la distribución de ambos radionúclidos, llegando a ser su correlación significativa de 0.83 y 0.88 para la transecta C y el sitio R respectivamente. Los valores máximos de

DMA de ambos radionúclidos en el punto C7 al final de la transecta C están claramente vinculados a la zona de deposición relativa en la parte más baja del área de estudio, similar análisis es válido para los resultados al final de la transecta A (puntos A5 y A6) (figura 4). La transecta C ubicada en la cercanía del límite sur del Campo 2 registra los mayores niveles de pérdida en los puntos iniciales e intermedios y los menores niveles de erosión reportados en el estudio en el punto C7, donde también deposita el suelo del campo agrícola 3 no incorporado en el estudio. Los niveles de pérdida elevados de esta transecta se asocian a los elevados niveles de pendientes en la primera mitad de sus puntos.

Tabla 1. Resultados de las mediciones del laboratorio para ^{137}Cs y ^{40}K (Bq/kg).

Puntos	^{137}Cs (Bq/kg)	Incertidumbre expandida	^{40}K (Bq/kg)	Incertidumbre expandida
A1	2.06	±0.32	394	±16
A2	1.16	±0.20	278	±11
A3	1.01	±0.17	280	±11
A4	1.04	±0.20	307	±12
A4.1	3.09	±0.36	261	±12
A5	2.62	±0.40	338	±16
A6	2.95	±0.42	310	±16
B0	1.31	±0.22	287	±11
B1	1.39	±0.24	271	±12
B2	1.5	±0.22	248	±11
B3	1.54	±0.28	267	±13
B4	1.09	±0.20	299	±11
B5	1.93	±0.36	264	±13
B6	0.94	±0.18	232.4	±9.8
B7	1.15	±0.18	236.7	±8.8
C0	0.57	±0.11	240.9	±7.8
C1	1.04	±0.17	233.1	±8.8
C2	0.84	±0.14	253.5	±9.0
C3	0.82	±0.16	257.4	±9.2
C4	1.01	±0.18	207	±8.8
C5	0.95	±0.17	296	±11
C6	1.22	±0.22	276	±11
C7	6.8	±1.1	365	±30
R1	0.383	±0.074	69.1	±3.6
R2	1.35	±0.24	106.5	±6.8
R3	0.69	±0.12	94.9	±4.6
R4	0.35	±0.060	73.1	±3.2
R5	1.63	±0.26	124.9	±7.4
R6	0.65	±0.11	105.7	±4.6

Los resultados principales obtenidos de los tres modelos de conversión empleados (proporcional y de balance de masa I y II) para el sitio de estudio se resumen en la figura 5, donde los valores negativos representan las pérdidas de suelo en t/ha.a. Como muestra la figura 5, existen coincidencias cualitativas para los diferentes modelos; en ningún punto se estimó aportes de suelos

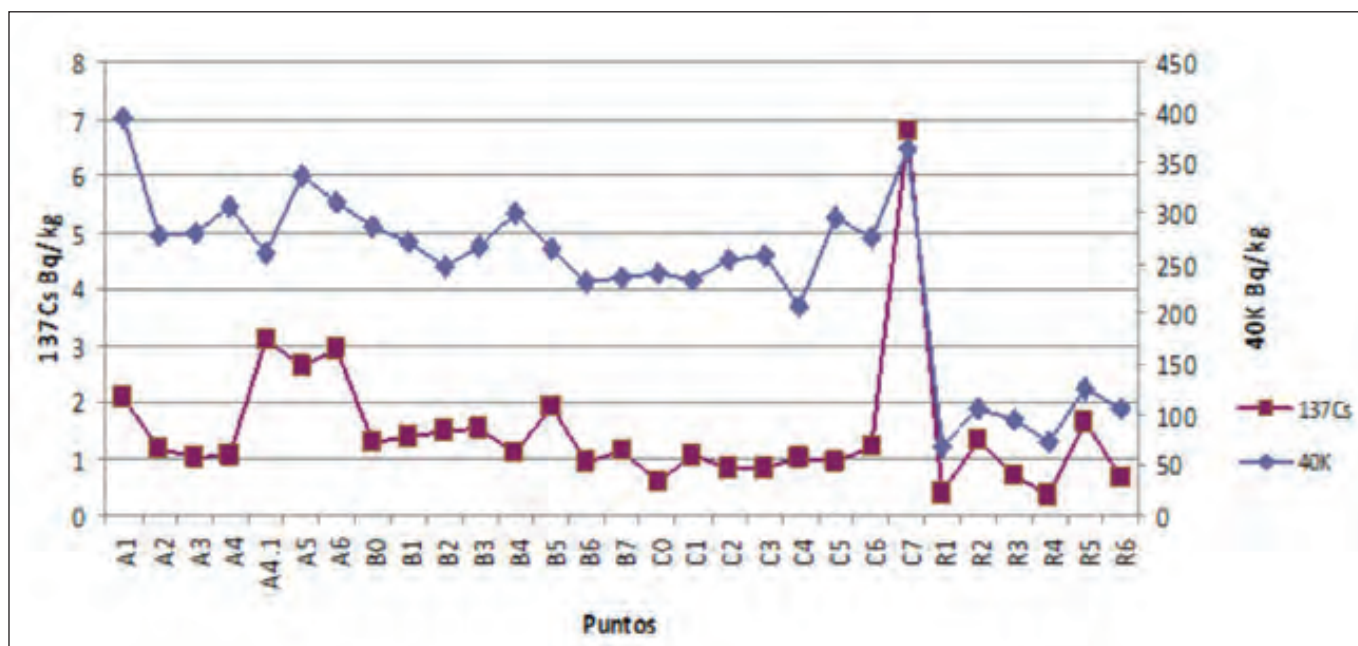


Figura 4. Distribución de la DSA del ^{137}Cs y el ^{40}K en los puntos evaluados.

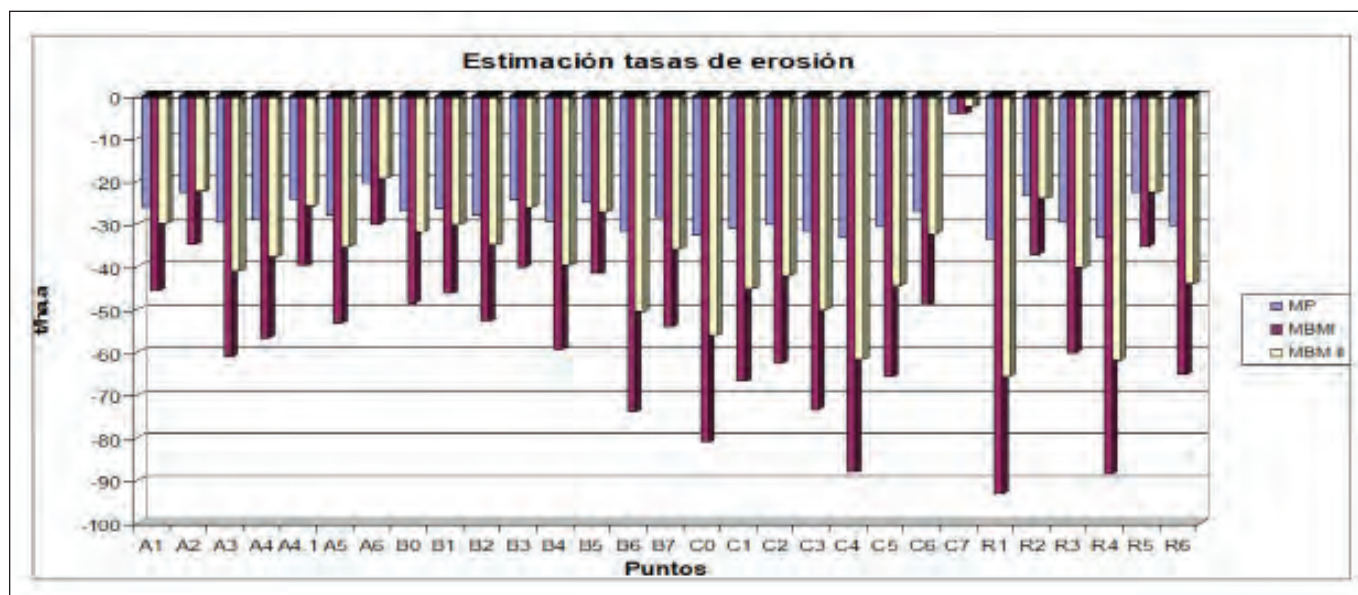


Figura 5. Tasas de redistribución de suelos (t/ha.a) en los puntos de las transectas medidas para los modelos proporcional y de balance de masa I y II.

y solo en el punto C7 son menores las pérdidas, con valores absolutos entre 2 a 4 t/ha.a.

Existen variaciones cuantitativas en la redistribución del suelo para los tres modelos evaluados. El MP va desde -4.11 a -33.73 t/ha.a siendo el de menor variación y el MBM I va desde -4.35 a -93.18 t/ha.a, la variación cuantitativa más grande. Por otro lado, el MBM II va desde -2.68 a -65.63 t/ha.a; estas diferencias se asocian a los diferentes procesos y premisas incorporados en los modelos.

Las estimaciones reportan total predominio de los fenómenos erosivos en las 3 transectas y el sitio R, los valores netos estimados de redistribución de suelo se muestra en la tabla 2.

Tabla 2. Estimados de tasas netas redistribución de suelos.

Sitios de muestreo	Tasas de redistribución neta t/ha.a		
	MP	MBM I	MBM II
Transecta A	-25.8	-45.9	-30.2
Transecta B	-27.5	-52.1	-34.6
Transecta C	-27.6	-61.4	-41.8
Sitio R	-28.9	-63.3	-43.1

De forma general, en los 3 modelos evaluados, la transecta A posee las menores tasas de pérdidas de suelo y la transecta C las mayores. De todos los sitios estudiados, el sitio R posee valores máximos de tasas netas de redistribución de suelos, para los tres modelos analizados. Este resultado puede asociarse a la factibilidad de las medidas antierosivas implementadas (barreras vivas) en el sitio de cultivo donde se

ubicar las transectas en el polígono. Estas medidas permitieron, comparativamente, reducir los niveles erosivos por debajo de los del sitio R, aunque sin medidas antierosivas, por sus características (no cultivado, con cobertura vegetal y pendiente casi horizontal) debería poseer bajos valores erosivos.

Las figuras 6, 7 y 8 muestran la tasa de redistribución de suelos sobre la topografía del sitio de estudio dada para cada uno de los modelos utilizados en la investigación. Todos los modelos de conversión empleados muestran un claro comportamiento de la erosión asociado a agrupamiento de niveles erosivos. Se identifican los valores menores de pérdidas de suelo en el entorno del punto C7 y en menor medida en el A6 relacionados en parte a la topografía por ser puntos de cotas bajas. Puntos a mayores alturas o medios (A3, A4, B4, C0, C1, C3, C4) poseen los niveles más altos de pérdidas de suelos.

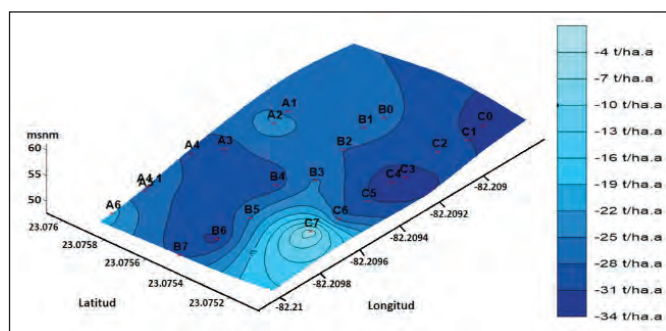


Figura 6. Tasas de redistribución del suelo según el Modelo Proporcional.

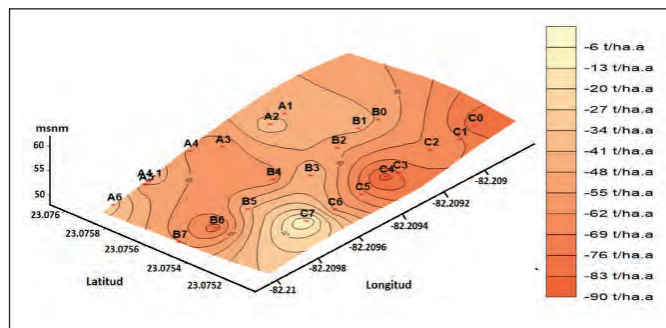


Figura 7. Tasas de redistribución del suelo según el Modelo de Balance de Masa I.

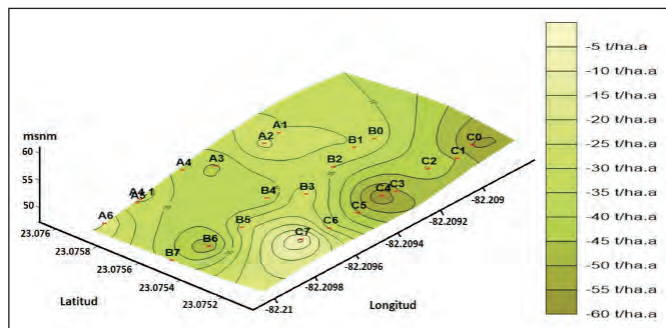


Figura 8. Tasas de redistribución del suelo según el Modelo de Balance de Masa II.

Para interpretar resultados de laboratorio, se emplearon modelos de conversión, siendo el Modelo "Balance de Masa II" el que proporcionó mejores resultados al analizar la variación temporal del ^{137}Cs en su incorporación en la precipitación radiactiva (Fallout) y su distri-

bución inicial en la superficie del suelo. Las concentraciones de ^{137}Cs , caracterizaron el estado de la erosión del suelo en el área de estudio a mediano plazo, confirmando deposición de suelo a causa de los beneficios de las medidas antierosivas implementadas al obtenerse valores altos de redistribución en esta área (-30.2 a 41.8) t/ha.a, en comparación con el sitio de referencia (-43.1 t/ha.a). El sitio de estudio, originalmente estaba fuertemente erosionado por las prácticas agrícolas pasadas y sus condiciones naturales (topografía, etc.). En el año 2010 se iniciaron en el polígono las prácticas actuales de agricultura conservacionista con buenos resultados, implementando medidas antierosivas, tales como, las barreras vivas y muertas, bordo de desagües, zanjas de infiltración, corrección de cárcavas, siembras en curvas del nivel. Estas medidas y otras permitieron la recuperación paulatina de los niveles de suelo y de producción en los sitios intervenidos dentro del polígono nacional [4, 16]. La técnica del ^{137}Cs hace estimaciones de redistribuciones de suelo a mediano plazo, tomando en cuenta el pico del fallout del año 1963, las tierras bajo estudio tuvieron un uso agrícola intensivo en los últimos 40 años, removiéndose gran parte de los inventarios del ^{137}Cs en el suelo, por esto, a pesar de la recuperación del suelo por las medidas, los modelos aplicados mostraron niveles de pérdidas relativas en el área de estudio.

Los resultados confirman la presencia de elevados niveles de pérdidas de suelos a mediano plazo (promedio para 55 años) asociados al área de estudio que afectan además zonas sin actividad agrícola, con cobertura vegetal perenne y baja pendiente. A su vez confirma la necesidad de continuar el programa de medidas de conservación de suelos que permita mitigar los impactos negativos de la erosión hídrica.

Conclusiones

1. Las concentraciones de ^{137}Cs , caracterizaron el estado de la erosión del suelo en el área de estudio a mediano plazo, confirmando deposición de suelo a causa de los beneficios de las medidas antierosivas implementadas al obtenerse valores altos de redistribución en esta área (-30.2 a 41.8) t/ha.a, en comparación con el sitio de referencia (-43.1 t/ha.a).
2. Todos los puntos estudiados se identifican como pérdida de suelo, asociado a que esta técnica estima la erosión de suelo a una escala media de tiempo superior a los 50 años.
3. Mediante un comparativo, se identificaron los beneficios de las medidas antierosivas realizadas en la zona de cultivo en relación a un sitio con ventajas naturales (cobertura vegetal, baja pendiente) donde no están implementadas.
4. La distribución del ^{40}K muestra cierta dependencia/relación directa con los valores de densidad másica de actividad del ^{137}Cs , lo que se asocia a que las pérdidas y ganancias de este nutriente en el suelo, también se vinculan, entre otros, a los fenómenos erosivos.

5. Queda demostrado que el uso de las técnicas nucleares es una herramienta fundamental tanto en la evaluación de las degradaciones del suelo por erosión, como en la valoración de la factibilidad de las medidas de conservación de la Tierra.

Referencias bibliográficas

- [1]. AHMAD MA, RAFIQUE M, IQBAL N, et. al. Study of soil redistribution in cultivated fields using fallout cesium-137 at Fateh Jang, Attock, Pakistan. PINSTECH-214. Pakistan Institute of Nuclear Science and Technology, Islamabad, Pakistan, p 1-30. 2009.
- [2]. Ministerio de Ciencia, Tecnología y Medio Ambiente (CITMA). Estrategia Ambiental Nacional 2016-2020.
- [3]. Centro de Protección e Higiene de las Radiaciones (CPHR). Procedimiento PR/LVRA/03. Tratamiento de las muestras del Laboratorio de Vigilancia Radiológica Ambiental. 2007.
- [4]. FUENTES A, ROSALES DEL TORO U, RODRÍGUEZ D, CASTELLANO N. Polígono Nacional de Conservación de Suelos, Agua y Bosques. Forma de adaptación a los cambios climáticos y de preservación del medio ambiente y los recursos naturales. La Habana: Editorial PALCOGRAF, 2019. ISBN 978-959-285-058-3.
- [5]. GIL R, PERALTA JL, CARRAZANA J, et. al. Aplicación de las determinaciones de ^{137}Cs para evaluar niveles de erosión en suelos agrícolas del Occidente de Cuba. Nucleus. 2004; (36): 23-27.
- [6]. GIL R, PERALTA JL, CARRAZANA J, et. al. Metodología para evaluar la erosión en suelos cultivados, aplicando la técnica del ^{137}Cs . Revista Contribución a la Educación y la Protección del Medio Ambiente. 2004; 5: 1-13.
- [7]. GUZMÁN G, QUINTON JN, NEARING MA, et. al. Sediment tracers in water erosion studies: current approaches and challenges. Journal of Soil and Sediments. 2013; (4): 816- 833.
- [8]. IURIAN A, MABIT L, BEGY R, COSMA C. Comparative assessment of erosion and deposition rates on cultivated land in the Transylvanian Plain of Romania using ^{137}Cs and ^{210}Pb . J Environ Radioact. 2013; 125: 40-49.
- [9]. LI HAO, ZHANG X; WANG K & WEN A. Assessment of sediment deposition rates in a karst depression of a small catchment in Huanjiang, Guangxi, southwest China, using the cesium-137 technique. Journal of Soil and Water Conservation. 2010; 65(4): 223-232.
- [10]. LI S, LOBBA DA, TIESSENAC KH, McCONKEY B. Selecting and applying cesium-137 conversion models to estimate soil erosion rates in cultivated fields. J Environ Quality. 2010; 39(1): 204-219.
- [11]. MABIT L, KLIK A. Assessment of erosion and deposition rates within an Austrian agricultural watershed by combining ^{137}Cs , ^{210}Pb and conventional measurements. Geoderma. 2009; (150): 231-239.
- [12]. MABIT L. Erosion/disposition data derived from fallout radionuclides (FRNS) using geostatistics. In: Impact of soil conservation measures on erosion control and soil quality. IAEA-TECDOC 1665. Vienna: IAEA, 2011. p 185-194.
- [13]. PORTO P, WALLING D, CAPRA A. Using ^{137}Cs and ^{210}Pb measurements and conventional surveys to investigate the relative contributions of interrill/rill and gully erosion to soil loss from a small cultivated catchment in Sicily. J Soil & Tillage Reviews. 2014; 135: 18-27.
- [14]. PSCHULLER P, CASTILLO A, WALLING D, IROUME A. Use of fallout caesium-137 and beryllium-7 to assess the effectiveness of changes in tillage systems in promoting soil conservation and environmental protection on agricultural land in Chile. In: Impact of soil conservation measures on erosion control and soil quality. IAEA-TECDOC 1665. Vienna: IAEA, 2011. p 241-257.
- [15]. RAFIQ M, AHMAD M, IQBAL N, et. al. Assessment of soil losses from managed and unmanaged sites in a subcatchment of Rawal Dam, Pakistan using fallout radionuclides. In: Impact of soil conservation measures on erosion control and soil quality. IAEA-TECDOC 1665. Vienna: IAEA, 2011. p 73-86.
- [16]. RIVEROL M, PEÑA F, FUENTES A. Programa nacional de mejoramiento y conservación de suelos. Instituto de Suelo. Ministerio de la Agricultura. La Habana: Agrinfor, 2001. p. 1-40. ISBN 959-246-042-6.
- [17]. SIBELLO R, FEBLES J. Estudio de la erosión de los suelos en áreas protegidas de Cienfuegos, utilizando el cesio 137 como radiotrazador. Nucleus. 2011; (50): 31-35.
- [18]. WALLING D, ZHANG X, QUINE HE. Models for converting measurements of environmental radionuclide inventories (^{137}Cs , Excess ^{210}Pb , and ^7Be) to estimates of soil erosion and deposition rates (Including Software for Model Implementation). Report to IAEA. EX4 4RJ U.K. Department of Geography. University of Exeter, Exeter, 2007. p1-182.

Recibido: 06 de octubre de 2022

Aceptado: 18 de octubre de 2022

Los autores declaran que no existen conflictos de intereses en la realización, ni la comunicación del presente trabajo.

CRedit / Conceptualización: Yanna Llerena Padrón, José L. Peralta Vital, Reinaldo Gil Castillo. **Fuentes:** Yanna Llerena Padrón, José L. Peralta, Reinaldo Gil Castillo, Yusleidy M. Cordoví Miranda. **Software:** Yanna Llerena Padrón, Reinaldo Gil Castillo. **Análisis formal:** Yanna Llerena Padrón, José L. Peralta Vital. **Supervisión:** Yanna Llerena Padrón, José L. Peralta Vital, Reinaldo Gil Castillo. **Validación:** Yanna Llerena Padrón, José L. Peralta Vital, Reinaldo Gil Castillo, Andrés Fuentes Soto. **Investigación:** Yanna Llerena Padrón, José L. Peralta Vital, Reinaldo Gil Castillo, Yusleidy M. Cordoví Miranda. **Visualización:** Yanna Llerena Padrón, José L. Peralta Vital, Reinaldo Gil Castillo, Yusleidy M. Cordoví Miranda. **Metodología:** Yanna Llerena Padrón, José L. Peralta Vital, Reinaldo Gil Castillo, Yusleidy M. Cordoví Miranda. **Escritura – borrador original:** Yanna Llerena Padrón, Reinaldo Gil Castillo. **Redacción – revisión y edición:** Yanna Llerena Padrón.

Determinación de los patrones de comportamiento dinámico de sistemas de tratamiento de aguas residuales, empleando radiotrazadores

✉ Eduardo A. Capote Ferrera¹, ✉ Isis Ma. Fernández Gómez¹, ✉ Milagros Derivet Zarzabal¹,
✉ Jorge A. Carrazana González¹, ✉ Miguel Ángel Bravo Leal¹, ✉ Yusleidy M. Cordovi Miranda¹,
✉ Ramón L. Rodríguez Cardona²

¹ Centro de Protección e Higiene de las Radiaciones (CPHR) / Calle 20 No.4113 e/41 y 47, Playa

² Agencia Energía Nuclear y Tecnología de Avanzada (AENTA)

capote@cphr.edu.cu

Resumen

El tratamiento de las aguas residuales es una necesidad y repercute directamente en el beneficio de la calidad de las aguas, al evitar su deterioro ambiental y paisajístico. El país ha venido instalando diferentes sistemas de tratamiento de residuales líquidos, tanto urbanos como industriales, para hacer frente a la degradación de los sistemas ambientales marino, costero, fluvial y urbano, causada por el vertido directo de las aguas residuales al ambiente. En la actualidad son varias las tecnologías que se aplican, dependiendo principalmente de los volúmenes de aguas residuales a tratar. Entre las tecnologías instaladas, se encuentran los biodiscos, que son instalaciones de discos con superficie cubierta de biomasa en condiciones aerobias que, en régimen continuo, consumen la materia orgánica presente en el agua residual afluyente y los sedimentadores lamelares, que tienen la función de separar los elementos semipesados y pesados en suspensión, que contienen las aguas residuales. En el presente trabajo se determinan los patrones de comportamiento dinámico de estas dos tecnologías instaladas en una estación depuradora de aguas residuales, mediante el empleo de radiotrazadores.

Palabras clave: técnicas de trazadores; aguas residuales; procesamiento de residuos; yodo 131; tratamiento del agua.

Determination of the dynamic behavior patterns of wastewater treatment systems, using radiotracer

Abstract

The treatment of wastewater is a necessary and legally required reality, which has a direct impact on the benefit of water quality, by avoiding its environmental and landscape deterioration. The country has been installing different urban and industrial liquid waste treatment systems to deal with the degradation of marine, coastal, river and urban environmental systems, caused by the direct discharge of wastewater into the environment. Currently there are several technologies that are applied, depending mainly on the volumes of wastewater to be treated. Among the installed technologies, there are the biodiscs, which are installations of discs with a surface covered with biomass under aerobic conditions that, continuously, consume the organic matter present in the influent wastewater and the lamellar settlers, which have the function of separating the semi-heavy and heavy elements in suspension, which contain wastewater. In the present work, the dynamic behavior patterns of these two technologies installed in a wastewater treatment plant with the use of radiotracers are determined.

Key words: tracer techniques; waste water; waste processing; iodine 131; water treatment.

Introducción

El tratamiento de las aguas residuales es una necesidad y repercute directamente en el beneficio de la calidad de las aguas, al evitar su deterioro ambiental y paisajís-

tico. El país ha venido instalando diferentes sistemas de tratamiento de residuales líquidos, tanto urbanos como industriales, para hacer frente a la degradación de los sistemas ambientales marino, costero, fluvial y urbano, causada por el vertido directo de las aguas residuales

al ambiente. En la actualidad son varias las tecnologías que se aplican, dependiendo principalmente de los volúmenes de aguas residuales a tratar [1].

Entre las tecnologías para el tratamiento de residuales líquidos instaladas en el país en la actualidad en base a sistemas biológicos, se encuentran el biodisco y el sedimentador lamelar. Los biodiscos son instalaciones de discos con superficie cubierta de biomasa en condiciones aerobias que, en régimen continuo, consumen la materia orgánica presente en el agua residual afluyente. Esta es una parte de las tecnologías de tratamiento biológico secundario del tipo de crecimiento de biomasa adherida a un soporte, o reactor de película fija. El biodisco desde el punto de vista estructural consiste en placas sintéticas que rotan montadas sobre un eje horizontal a velocidad variable, sumergidas parcialmente en un tanque donde está contenida el agua residual [2].

Por otra parte, la sedimentación es el proceso unitario más utilizado para realizar la separación sólido-líquido. En el caso de los sedimentadores lamelares [3], estos tienen la particularidad de que aumenta la superficie específica de contacto, provocando el aumento de la velocidad de separación de las partículas en suspensión y por lo tanto, acelerando el proceso de sedimentación.

El objetivo del presente trabajo estuvo encaminado a determinar los patrones de comportamiento dinámico de estas dos tecnologías instaladas en estaciones depuradoras de aguas residuales, mediante el empleo de radiotrazadores.

Materiales y métodos

Se estudió un sistema conformado por un biodisco de 28 m³ y un sedimentador lamelar de 16.8 m³, empleando como radiotrazador el ¹³¹I en forma de yoduro de sodio disuelto en un medio acuoso.

Se realizó una inyección instantánea del radiotrazador a la entrada del sistema biodisco-sedimentador lamelar, para estudiar el patrón de flujo dinámico de ambos sistemas a tiempo real, tomando en consideración el volumen total de los dos sistemas a estudiar.

Para detección del radiotrazador se emplearon tres detectores a prueba de agua de NaI (TI) 4x4, acoplados a un sistema de adquisición de datos CAESAR12 y calibrados usando simulación MonteCarlo con el código de cálculo Deteff [4]. Los detectores se ubicaron en las siguientes posiciones:

- Detector No.1 a la entrada del biodisco, para marcar el tiempo cero de la inyección.
- Detector No.2 a la salida del biodisco (entrada al sedimentador lamelar), para evaluar el tiempo de residencia del residual en el biodisco.
- Detector No.3 a la salida del sedimentador lamelar; para evaluar el tiempo de residencia del residual en este sistema.

El análisis de las mediciones se realizó siguiendo lo descrito en la literatura especializada [5]. Los datos colectados se exportaron a una plantilla de cálculo Excel

para su procesamiento y análisis. Los datos obtenidos en los puntos de medición se corrigieron por el decaimiento radiactivo del trazador empleado y por el fondo ambiental del lugar estudiado.

El tiempo de tránsito o residencia (τ) se evaluó a partir de la diferencia entre los tiempos en que pasa el radiotrazador por los puntos de medición que se tomaron en consideración.

$$\tau = \bar{t}_j - \bar{t}_i$$

dónde:

t_j y t_i : tiempos en que la mitad de la actividad inyectada ha pasado frente al punto de medición j e i respectivamente y se estima a partir del primer momento de la función $n(t)$:

$$\bar{t} = \frac{\int_0^{\infty} n(t)t dt}{N} \approx \frac{\sum_i n_i t_i \Delta t}{\sum_i n_i \Delta t}$$

siendo:

$n(t)$: función de los conteos

N : el área bajo la función $n(t)$.

$$\delta \bar{t} = \frac{\int_0^{\infty} (t - \bar{t})^2 n(t) dt}{N} \approx \frac{\sum_i n_i (t_i - \bar{t})^2 \Delta t}{\sum_i n_i \Delta t}$$

Se estimó además el volumen muerto (V_m) de cada uno de los sistemas a partir de la expresión:

$$V_m = V_d - \tau Q$$

dónde:

V_d : volumen de diseño

T : tiempo de residencia

Q : caudal o flujo de trabajo

Resultados y discusión

En la figura 1 se muestran las curvas construidas a partir de los datos colectados de la inyección realizada en el sistema biodisco-sedimentador lamelar. El detector No.1 nos indica el momento de la inyección en la entrada del biodisco. El detector No.2 sigue el comportamiento del trazador en la salida del biodisco, mientras que el detector No.3 sigue el comportamiento del trazador a la salida del sedimentador lamelar. De esta forma se estableció el comportamiento dinámico de ambos sistemas al momento del experimento.

De la figura 1 es posible apreciar la gran variación en la tasa de conteos de la curva a la salida del biodisco (detector No.2). Este comportamiento se produce como consecuencia de la forma de cilindro dentado de este sistema. Los dientes actúan como paletas haciendo que el flujo a la salida del sistema no sea constante.

Los tiempos de residencia hidráulica calculados experimentalmente para los sistemas a partir del comportamiento del radiotrazador, así como los tiempos de residencia teóricos estimados a partir de los datos

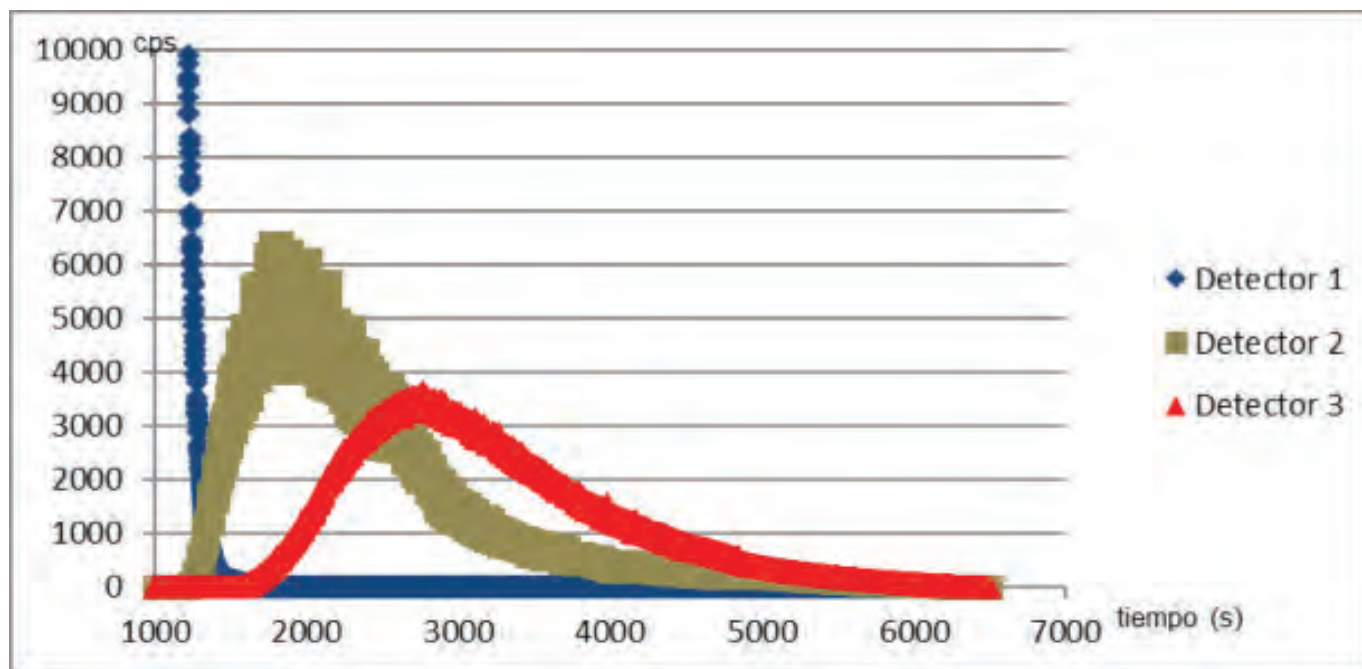


Figura 1. Curva de conteos versus tiempo del paso del trazador por el sistema biodisco-sedimentador lamelar.

de diseño de las instalaciones y el flujo de trabajo en el momento del estudio se muestran en la tabla 1.

Tabla 1. Tiempos de residencia de los sistemas

Sistemas	Tiempos de Residencia experimentales (min)	Tiempos de Residencia teóricos (min)
Biodisco	21 ± 7	31.1
Sedimentador lamelar	14 ± 6	18.7

Como puede apreciarse, en todos los casos el tiempo de residencia teórico es mayor que el experimental. Puede entonces concluirse que el volumen efectivo que interviene en el proceso es menor que el de diseño, debido a la existencia de zonas muertas dentro de la instalación.

Por otra parte, aunque el tiempo de residencia experimental estimado para el biodisco fue de alrededor de 21 min, es de destacar que siguiendo los datos graficados en la figura 1 es posible apreciar que ya el trazador empieza a detectarse a la salida del biodisco (detector No. 2) muy poco tiempo después de inyectado. En este sentido se estimó que el 2,5 % del residual se mantiene menos de 5 min dentro de este sistema y el 20 % del residual demora menos de 10 min. Este comportamiento no puede considerarse como un problema una vez que los resultados de las pruebas realizadas a las aguas tratadas cumplieron los requerimientos establecidos para su vertimiento al medio ambiente.

La incertidumbre en el caso del sedimentador lamelar supera el 30 %. Esto se debe a que se empleó una misma inyección para estudiar los dos sistemas. En futuros estudios es recomendable su evaluación de forma independiente.

En la tabla 2 se muestran los porcentajes de volúmenes muertos estimados para cada uno de los siste-

mas estudiados. El biodisco 32 % y el sedimentador lamelar 27 %. A partir de estos resultados obtenidos se recomendó acortar los periodos de mantenimiento de estos sistemas a los operadores. Lo que permitiría trabajar más cerca de los parámetros de diseño.

Tabla 2. Tiempos de residencia de los sistemas

Sistema	Volumen muerto (%)
Biodisco	32
Sedimentador lamelar	27

Recomendaciones

Se recomienda acortar los periodos de mantenimiento de estos sistemas a los operadores.

Conclusiones

- Los sistemas estudiados tuvieron un comportamiento acorde a lo esperado y diseñado por el fabricante.
- Los tiempos de residencia medidos experimentalmente fueron menores que los de diseño, evidenciándose la presencia de zonas muertas.
- En el momento de ejecución del ensayo se estimó que el Sedimentador lamelar y el Biodisco tienen alrededor de un 27 % y 32 % de volumen muerto respectivamente.

Referencias bibliográficas

- [1]. International Atomic Energy Agency (IAEA). Radiotracer applications in wastewater treatment plants. Training Course Series no. 49. Vienna: IAEA, 2011.

- [2]. MENÉNDEZ GUTIÉRREZ C & DUEÑAS MORENO J. Criterios de diseño y escalado de biodiscos para el tratamiento de aguas residuales. Ingeniería Hidráulica y Ambiental. 2020; 41(2): 64-74.
- [3]. TEKWATER Sedimentadores lamelares. Tratamiento de aguas [página web]. Disponible en: www.tkwater.cl.
- [4]. CORNEJO DÍAZ N & JURADO VARGAS M. DETEFF: an improved Monte Carlo computer program for evaluating the efficiency in coaxial gamma-ray detectors. Nuclear Instruments and Methods A. 2008: 586 204-210.
- [5]. International Atomic Agency (IAEA). Radiotracer applications in industry - a Guidebook. Technical Reports Series No. 423. Vienna: IAEA, 2004.

Recibido: 18 de octubre de 2022
Aceptado: 04 de noviembre de 2022

Los autores declaran que no existen conflictos de intereses en la realización, ni la comunicación del presente trabajo.

Credit/Conceptualización: Eduardo A. Capote Ferrera, Isis Ma Fernández Gómez, Milagros Derivet Zarzabal, Jorge A. Carrazana González.
Fuentes: Eduardo A. Capote Ferrera, Isis Ma Fernández Gómez, Milagros Derivet Zarzabal, Jorge A. Carrazana González. **Curación de datos:** Eduardo A. Capote Ferrera, Jorge A. Carrazana, Miguel Ángel Bravo Leal, Yusleidy Cordovi Miranda. **Análisis formal:** Eduardo A. Capote Ferrera. **Validación:** Isis Ma. Fernández Gómez, Milagros Derivet Zarzabal, Jorge A. Carrazana González, Yusleidy Cordovi Miranda, Ramón Rodríguez Cardona, Miguel Ángel Bravo Leal. **Investigación:** Eduardo A. Capote Ferrera, Isis Ma. Fernández Gómez, Milagros Derivet Zarzabal, Jorge A. Carrazana González, Miguel Ángel Bravo Leal, Yusleidy Cordovi Miranda, Ramón Rodríguez Cardona. **Metodología:** Eduardo A. Capote Ferrera, Isis Ma. Fernández Gómez. **Administración del proyecto:** Isis Ma. Fernández Gómez. **Redacción – borrador original:** Eduardo A. Capote Ferrera. **Redacción – revisión y edición:** Isis Ma. Fernández Gómez, Milagros Derivet Zarzabal, Jorge A. Carrazana González, Yusleidy Cordovi Miranda, Ramón Rodríguez Cardona.

Revistas certificadas

como Publicaciones Seriadas Científico–Tecnológicas

2022

Cuba & Caña.....	AZCUBA
Anuario del Centro de Estudios Martianos	CE
Acta Botánica Cubana	CITMA
Anuario L/L. Estudios Lingüísticos	CITMA
Anuario L/L. Estudios Literarios	CITMA
Avances.....	CITMA
Avanzada Científica	CITMA
Biotecnología Aplicada	CITMA
Boletín Científico Técnico INIMET	CITMA
Boletín del Archivo Nacional	CITMA
Ciencia en su PC.....	CITMA
Ciencias de la Información	CITMA
Ciencias de la Tierra y el Espacio	CITMA
Ciencias Holguín	CITMA
Cubazoo	CITMA
Granma Ciencia	CITMA
Hombre, Ciencia y Tecnología	CITMA
Infociencia	CITMA
Innovación Tecnológica	CITMA
Isla, Ciencia y Tecnología	CITMA
Memorias de Geoinfo	CITMA
Normalización.....	CITMA
Nucleus	CITMA
Revista Cubana de Ciencias Sociales	CITMA
Revista Cubana de Filosofía	CITMA
Revista Cubana de Meteorología	CITMA
Serie Oceanológica.....	CITMA
Temas de Economía Mundial	CITMA
VacciMonitor.....	CITMA
Cuba: Investigación Económica	MEP
Arquitectura y Urbanismo.....	MES
Centro Agrícola	MES
Cuban Journal of Agricultural Science.....	MES
Cultivos Tropicales	MES
Ingeniería Energética	MES
Ingeniería Industrial	MES
Investigación Operacional	MES
Islas	MES

Revistas certificadas

Minería y Geología	MES	Revista Forestal Baracoa.....	MINAG
Novedades en Población	MES	Investigaciones Medicoquirúrgicas	MINAG
Pastos y Forrajes	MES	Ciencia y Tecnología de Alimentos.....	MINAL
Pedagogía Universitaria	MES	Cubaenvases	MINAL
Retos Turísticos	MES	Revista Cubana de Investigaciones Pesqueras	MINAL
Revista CENIC Ciencias Biológicas	MES	ICIDCA. Sobre los derivados de la caña de azúcar	MINAZ
Revista CENIC Ciencias Químicas	MES	INFOMIN	MINBAS
Revista Ciencias Técnicas Agropecuarias	MES	Anuario de Investigaciones Culturales	MINCULT
Revista Cubana de Ciencia Agrícola	MES	Bibliotecas.....	MINCULT
Revista Cubana de Educación Superior	MES	Catauro.....	MINCULT
Revista Cubana de Química	MES	Clave	MINCULT
Ingeniería Mecánica	MES	Siga La Marcha.....	MINCULT
Revista de Protección Vegetal	MES	Temas.....	MINCULT
Revista de Salud Animal	MES	Órbita Científica	MINED
Revista del Jardín Botánico Nacional	MES	Varona	MINED
Santiago	MES	Pedagogía Profesional	MINED
Tecnología Química	MES	Revista IPLAC	MINED
Universidad de La Habana	MES	Luz	MINED
Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones ...	MES	Transformación.....	MINED
Universidad y Sociedad.....	MES	Maestro y Sociedad	MINED
Centro Azúcar	MES	Pedagogía y Sociedad.....	MINED
Ingeniería Hidráulica y Ambiental	MES	Revista Cubana de Medicina Militar	MINFAR
Biotecnología Vegetal	MES	Investigaciones Medicoquirúrgicas	MININT
Economía y Desarrollo	MES	Anuario del Centro de Investigaciones Jurídicas	MINJUS
Cofin Habana	MES	ACIMED	MINSAP
Anuario de la Facultad de Ciencias Económicas		Acta Médica del Centro.....	MINSAP
y Empresariales	MES	Anuario Científico CECMED	MINSAP
Revista de Producción Animal	MES	Archivo Médico de Camagüey.....	MINSAP
Retos de la Dirección	MES	Correo Científico Médico.....	MINSAP
Revista Cubana de Ingeniería	MES	Educación Médica Superior.....	MINSAP
Congreso Universidad.....	MES	Folia Dermatológica Cubana	MINSAP
Revista Ciencias Técnicas Agropecuarias	MES	Gaceta Médica.....	MINSAP
Estudios de Desarrollo social: Cuba y América Latina	MES	Humanidades Médicas.....	MINSAP
Revista de Arquitectura e Ingeniería	MICON	Medi Ciego	MINSAP
Agrotecnia de Cuba	MINAG	Medicentro Electrónica	MINSAP
Café Cacao	MINAG	Medisan.....	MINSAP
Ciencia y Tecnología Ganadera.....	MINAG	MEDISUR	MINSAP
Citrifrut	MINAG	Panorama. Cuba y Salud	MINSAP
Fitosanidad	MINAG	Revista del Hospital Psiquiátrico de La Habana	MINSAP
Revista Computarizada de Producción Porcina	MINAG	Revista Cubana de Farmacia.....	MINSAP
Revista Cubana de Ciencia Avícola	MINAG	Revista Cubana de Anestesiología	
Revista Cubana del Arroz	MINAG	y Reanimación	MINSAP

Revista Cubana de Angiología y Cirugía Vascular.....	MINSAP	Revista Cubana de Medicina Física	
Revista Cubana de Cirugía	MINSAP	y Rehabilitación	MINSAP
Revista Cubana de Endocrinología	MINSAP	Acuacuba	MIP
Revista Cubana de Enfermería	MINSAP	Transporte, Desarrollo y Medio Ambiente	MITRANS
Revista Cubana de Estomatología	MINSAP	Estudio	UJC
Revista Cubana de Genética Comunitaria.....	MINSAP		
Revista Cubana de Hematología, Inmunología y Medicina Transfusional.....	MINSAP		
Revista Cubana de Higiene y Epidemiología	MINSAP		
Revista Cubana de Informática Médica	MINSAP		
Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas	MINSAP		
Revista Cubana de Medicina.....	MINSAP		
Revista Cubana de Medicina General Integral.....	MINSAP		
Revista Cubana de Medicina Tropical	MINSAP		
Revista Cubana de Obstetricia y Ginecología.....	MINSAP		
Revista Cubana de Oftalmología.....	MINSAP		
Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología.....	MINSAP		
Revista Cubana de Pediatría	MINSAP		
Revista Cubana de Plantas Medicinales	MINSAP		
Revista Cubana de Reumatología.....	MINSAP		
Revista Cubana de Salud Pública	MINSAP		
Revista Cubana de Salud y Trabajo.....	MINSAP		
Revista de Ciencias Médicas de La Habana.....	MINSAP		
Revista de Ciencias Médicas de Pinar del Río.....	MINSAP		
Revista de Información Científica	MINSAP		
Revista Electrónica “Dr. Zoilo E. Marinello Vidaurreta”	MINSAP		
Revista Habanera de Ciencias Médicas	MINSAP		
Revista Médica Electrónica	MINSAP		
Revista Cubana de Cardiología y Cirugía Cardiovascular	MINSAP		
Finlay.....	MINSAP		
Edumecentro	MINSAP		
CorSalud.....	MINSAP		
Revista Cubana de Ciencias Informáticas.....	MINSAP		
Multimed	MINSAP		
Revista Cubana de Alimentación y Nutrición.....	MINSAP		
Revista Cubana de Neurología y Neurocirugía	MINSAP		

Instrucciones a los AUTORES para publicar en nucleus

Para la redacción de los manuscritos a publicar en las secciones de **Ciencias Nucleares e Innovación Tecnológica**

- Los artículos originales deben tener una extensión máxima de 10 cuartillas (a una columna) incluidas tablas (un máximo de 5) e ilustraciones (un máximo de 5). Se enviarán por correo electrónico, en Word y en Arial 12 a 1,5 espacios, o entregar en la propia redacción de la revista en soporte electrónico. El total de líneas por páginas es 30 como máximo.
- Los artículos tendrán el siguiente orden: Resumen (español e inglés), Introducción, Materiales y métodos, Resultados, Discusión, Conclusiones, Recomendaciones (opcional), Agradecimientos (opcional), Referencias bibliográficas. Estas secciones deben estar bien definidas, aunque no necesariamente con subtítulos. No se escribirá punto al final de los subtítulos de las diferentes secciones.
- Cada trabajo deberá acompañarse de una carta firmada por el autor correspondiente, donde se declare que no existe **Conflicto de Intereses** entre los autores y además donde se confirme que dicho trabajo no se ha enviado a otra publicación con anterioridad.
- Los artículos están sujetos a arbitraje y a la aprobación del Consejo Editorial.
- Las contribuciones a la Revista se divulgan sin costo alguno para los autores. Una vez aceptados para su aprobación, los derechos de reproducción (copyright) son propiedad de la casa editorial.

Autor (es): Especificar nombres y dos apellidos así como la institución de procedencia.

Título: No debe exceder de 120 letras, o 20 palabras, ni contener abreviaturas, fórmulas químicas, ni nombres patentados (en lugar de genéricos). Como caso excepcional se aceptará la inclusión de siglas de uso común y generalizado en la literatura científico-técnica internacional. El título debe aparecer en español e inglés.

Resumen: No debe exceder de 250 palabras, ni contener siglas, abreviaturas ni referencias bibliográficas. Como caso excepcional se aceptará la inclusión de siglas de uso común y generalizado en la literatura científico-técnica internacional. Debe indicar los objetivos principales y alcance de la investigación, describir los métodos empleados, resumir los resultados y enunciar las conclusiones principales. Debe aparecer escrito en estilo impersonal, en pretérito, en español e inglés.

Se reflejará el contenido del documento a partir de 3 a 10 palabras claves al pie del resumen y en orden de importancia. Se escribirán en español, al pie del resumen en español y en inglés, al pie del resumen en idioma inglés. Por su parte el INIS insertará los descriptores correspondientes a la indización de cada trabajo.

ORCID: (código de identificación única para los investigadores): Representa una identificación inequívoca de un autor de una publicación. Este código es gratuito y para adquirirlo es necesario registrarse en el sitio <https://orcid.org/register>.

Introducción: Exponer con toda la claridad posible, la naturaleza y alcance de la investigación, revisar las publicaciones pertinentes, indicar el método de investigación si se estima necesario, mencionar los principales resultados de la investigación y expresar la conclusión o conclusiones principales sugeridas por los resultados.

Materiales y métodos: La mayor parte de esta sección se debe escribir en pasado y dar toda clase de detalles. La finalidad principal es describir y que los resultados sean reproducibles. En los materiales hay que incluir las especificaciones técnicas y las cantidades exactas, así como la procedencia o el método de preparación. Se deben emplear los nombres genéricos o químicos.

Resultados: Se debe hacer una descripción amplia, clara y sencilla de los experimentos, ofreciendo un panorama general pero sin repetir los detalles experimentales de los Materiales y Métodos. Se deben presentar los datos más representativos. La exposición se debe redactar en pretérito.

Discusión: Se deben presentar de forma expositiva los principios, relaciones y generalizaciones que los Resultados indican. Se deben señalar las excepciones o las faltas de correlación y delimitar los aspectos no resueltos. Mostrar cómo concuerdan (o no) los resultados e interpretaciones con los trabajos anteriormente publicados. Se deben exponer las consecuencias teóricas del trabajo y sus posibles aplicaciones prácticas. Resuma las pruebas que respaldan cada conclusión. Los tiempos verbales oscilarán entre el presente y el pasado.

Conclusiones: Se deben formular de forma clara y ordenada. No deberán incluir referencias bibliográficas.

Recomendaciones (opcional): Se deberá cuidar de reflejar solamente aquellas que consideren opciones para lograr un mayor desarrollo en la temática reflejada en el artículo y que resulten factibles de ejecutar.

Agradecimientos (opcional): Se debe agradecer cualquier ayuda científico-técnica importante recibida de cualquier persona que haya colaborado en el desarrollo del trabajo. Entre otros aportes se pueden considerar la provisión de equipos, materiales especiales, así como la participación significativa en la revisión y presentación del artículo.

Referencias bibliográficas: Todos los documentos consultados se hacen constar al final del trabajo bajo el epígrafe Referencias bibliográficas. No se usan notas al pie de página. Se deben enumerar solo obras importantes y publicadas e incluir, de forma priorizada, trabajos de publicación reciente. Los trabajos originales no sobrepasarán las 20 citas; las revisiones, de 25 a 50. Se deben cotejar todas las partes de cada referencia contra la publicación original antes de presentar el artículo. Las referencias se deben enumerar en el texto con números arábigos, entre corchetes, en el lugar en

que se apliquen y siguiendo un orden de aparición consecutivo. Las referencias, con todos los datos requeridos (apellido, nombre del autor (es), título del trabajo, título de la publicación, año; volumen, número de la publicación, página inicial–página final), se incluirán después de las Conclusiones, o de los Agradecimientos, en caso de existir estos últimos. Si tiene 5 o más autores, se mencionarán los 4 primeros, seguidos de «et al.». Los títulos de las publicaciones periódicas se deben adecuar al sistema INIS (véase IAEA–INIS–11).

A continuación, a modo de ejemplo, se presentan dos referencias de trabajos en publicaciones periódicas:

[12] HILLEGONDS DJ, FRANKLIN S, SHELTON DK, VIJAYAKUMAR S, VIJAYAKUMAR V. The Management of Painful Bone Metastases with an Emphasis on Radionuclide Therapy. J. Natl. Med. Assoc. 2007; (99): 785–794.

[24] SRIVASTAVA SC. Treatment of joint and bone pain with electron emitting radiopharmaceuticals. Indian J. Nucl. Med. 2004; 19(3): 89–97.

Las referencias a trabajos publicados en Memorias de un evento deberán incluir la siguiente información: apellido, nombre del autor (es), título del trabajo; memorias de que evento (su denominación en el idioma original o transliteración en caso de idioma con alfabeto distinto al latino), lugar y fecha de la realización del mismo, así como entidad organizadora del evento y fecha de la publicación. A continuación se ofrecen referencias, a modo de ejemplo:

[13] WHITE JR, CHAPMAN DM, BISWAS D. Fuel Management Optimization Based on Generalized Perturbation Theory. Proceedings of the Conference on Advances in fuel Management. Toronto, Canada, June 9–12 1986. Canadian Nuclear Society. 1986.

[4] DI GEORGIO M. Respuesta multidisciplinaria desarrollada en Argentina ante un suceso radiológico. VIII Congreso Regional de Seguridad Radiológica y Nuclear. I Congreso Latinoamericano del IRPA. V Congreso Nacional de Protección Radiológica. 11 al 15 de octubre 2010. Medellín, Colombia. 2010.

Las referencias a trabajos de revistas en Internet deben incluir: Los autores (4 como máximo, et al). Título del artículo. Abreviatura de la revista. Año ; Volumen (número): páginas. Disponible en: URL del artículo. A modo de ejemplo:

[17] GUPTA M, CHOUDHURY PS. Systemic radionuclide therapy for bone pain palliation in cancer patients. Cancer News. 2014, (consultado 20 de Jun 2016). 18(2): 12–14. Disponible en: <http://www.rgci.org/UserFiles/cancer-news-june-2014.pdf>

Contribución de autoría (CREDIT): Los roles de autoría serán identificados en el orden siguiente, se incluye a cada autor en el rol que le corresponde y omitiendo los roles que no procedan en cada caso:

1. Conceptualización: xxxxxx
2. Curación de datos: xxxxxx
3. Análisis formal: xxxxxx
4. Adquisición de fondos: xxxxxx
5. Investigación: xxxxxx
6. Metodología: xxxxxx

7. Administración del proyecto: xxxxxx
8. Recursos: xxxxxx
9. Software: xxxxxx
10. Supervisión: xxxxxx
11. Validación: xxxxxx
12. Visualización: xxxxxx
13. Redacción – borrador original: xxxxxx
14. Redacción – revisión y edición: xxxxxx

Cada rol se define de la siguiente forma:

1. **Conceptualización:** ideas; formulación o evolución de los objetivos y metas generales de la investigación.
2. **Curación de datos:** actividades de gestión para anotar (producir metadatos), depurar datos y mantener los datos de la investigación (incluido el código de software, cuando sea necesario para interpretar los propios datos) para su uso inicial y su posterior reutilización.
3. **Análisis formal:** aplicación de técnicas estadísticas, matemáticas, computacionales u otras técnicas formales para analizar o sintetizar datos de estudio.
4. **Adquisición de fondos:** adquisición del apoyo financiero para el proyecto que conduce a esta publicación.
5. **Investigación:** realización de una investigación y proceso de investigación, realizando específicamente los experimentos, o la recolección de datos/evidencia.
6. **Metodología:** desarrollo o diseño de la metodología; creación de modelos.
7. **Administración del proyecto:** responsabilidad de gestión y coordinación de la planificación y ejecución de la actividad de investigación.
8. **Recursos:** suministro de materiales de estudio, reactivos, materiales, pacientes, muestras de laboratorio, animales, instrumentación, recursos informáticos u otras herramientas de análisis.
9. **Software:** programación, desarrollo de software; diseño de programas informáticos; implementación del código informático y de los algoritmos de apoyo; prueba de los componentes de código existentes.
10. **Supervisión:** responsabilidad de supervisión y liderazgo en la planificación y ejecución de actividades de investigación, incluyendo la tutoría externa al equipo central.
11. **Validación:** verificación, ya sea como parte de la actividad o por separado, de la replicabilidad/reproducción general de los resultados/experimentos y otros productos de la investigación.
12. **Visualización:** preparación, creación o presentación del trabajo publicado, específicamente la visualización/presentación de datos.
13. **Redacción–borrador original:** preparación, creación o presentación del trabajo publicado, específicamente la redacción del borrador inicial (incluyendo la traducción sustantiva).
14. **Redacción – revisión y edición:** preparación, creación o presentación del trabajo publicado por los miembros del grupo de investigación original, específicamente revisión crítica, comentario o revisión – incluyendo las etapas previas o posteriores a la publicación.

Abreviaturas, siglas y símbolos: Deben ser los aceptados internacionalmente. Las abreviaturas y siglas se deben explicar la primera vez que se mencionan. Los símbolos y caracteres griegos, al igual que los subíndices y supraíndices, se deben definir claramente. Los símbolos que no sean de uso corriente deberán ser descritos con claridad en el texto.

Tablas: Se deben ordenar con numeración arábica e incluirse al final del trabajo. No se pondrá punto al final del encabezamiento de la tabla.

Figuras: Los términos, las abreviaturas y los símbolos utilizados en las figuras deben ser los mismos que aparecen en el texto. No se utilizarán caracteres, ni símbolos poco frecuentes (son preferibles los círculos, cuadrados o triángulos en blanco o rellenos). Si son muy complejos se deben aclarar en una leyenda concisa. Los símbolos y caracteres deben ser claros y de tamaño suficiente, de manera que al reducirlos para la publicación sean legibles. Cuando se confirme que el número a publicar de la revista incluirá la variante impresa, para la diferenciación de varias curvas que concurren en una misma figura no se utilizarán colores, sino diferentes tipos de caracteres.

Ecuaciones y fórmulas: Las ecuaciones matemáticas se deben escribir en letras cursivas, con precisión, en especial los subíndices y supraíndices. Evite el uso de exponentes complicados y la repetición de expresiones elaboradas.

El significado de los símbolos se explica debajo de la ecuación. En la descripción de los símbolos se utilizan dos puntos (:).

Ejemplo:

$$e = v \cdot t$$

donde:

e : Espacio recorrido

v : Velocidad

t : Tiempo

El producto de dos o más unidades en forma de símbolos se indica con una cruz (x) como signo de multiplicación.

Ejemplo:

N x m (Newton metro)

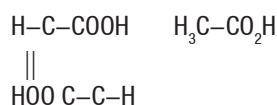
T x km (toneladas kilómetro)

En la división de unidades expresada en símbolos, se utiliza la línea horizontal (—), la línea oblicua (/) o las potencias negativas.

Ejemplo:

km/m, km x h⁻¹

En las fórmulas químicas los enlaces deben ir centrados y lo más unido posible a los átomos que se enlazan.



Unidades: Como norma general se deberá emplear el Sistema Internacional de Unidades y prescindir de símbolos y abreviaturas inadecuados.

Escritura de números

1. Los números enteros con más de tres dígitos se escriben en períodos de tres, de derecha a izquierda, dejando entre sí un espacio. Se exceptúan los números de télex, teléfonos, números de casas en las direcciones, páginas, años, leyes, decretos, resoluciones y patentes.
2. En la numeración decimal, la separación de la parte entera de la decimal, se hace mediante una coma (,). La parte entera, se escribe en grupos de tres dígitos, de derecha a izquierda, a partir de la coma, separada entre sí, por un espacio. La parte decimal se escribe también en grupos de tres dígitos, de izquierda a derecha, a partir de la coma.
3. Cuando se escriben números seguidos unos de otro, se separan con puntos y coma (;) si son decimales, y mediante comas (,) si todos los relacionados son enteros.
4. Después de un valor numérico cualquiera, los símbolos se escriben dejando un espacio entre dicho valor y la primera letra del símbolo. Ejemplos: 15 %, 10 °C.

Para la redacción de manuscritos a publicar en Otras Secciones

Los artículos de las demás secciones de la revista deben tener como objetivo difundir, con rigor científico y de forma asequible al público en general, temas relacionados con la energética nuclear, las diversas aplicaciones de las técnicas nucleares, energía nuclear, la seguridad nuclear, la protección radiológica, salvaguardias y no proliferación. Los trabajos no deben exceder las 10 cuartillas, incluidas ilustraciones y tablas. Deben contener resumen y título en español e inglés. El título, las tablas e ilustraciones, así como las referencias bibliográficas, seguirán las mismas indicaciones que rigen para los artículos de la sección Ciencias Nucleares e Innovación Tecnológica. Las secciones son las siguientes:

- Panorama Nuclear
- Ámbito Regulatorio
- Salvaguardias y No Proliferación
- En la Espiral
- De Interés.

Los artículos de estas secciones están sujetos a la aprobación del Consejo Editorial. A consideración del Consejo Editorial podrán ser sometidos también a arbitraje.

INFORMACIÓN GENERAL

La revista será publicada únicamente en versión digital, excepto que previamente se confirme por la editorial la publicación también en la variante impresa. Nucleus es revista arbitrada, certificada por el Ministerio de Ciencia, Tecnología y Medio Ambiente de Cuba, que acredita oficialmente el carácter científico-tecnológico de la publicación seriada, y que contribuye a su homologación internacional. Los autores serán informados oportunamente acerca del estado del proceso editorial de sus trabajos. En particular, acerca de la acep-

tación o no por el Consejo Editorial de los artículos para su publicación en la revista.

Cuando la revista se publique en versión impresa, los autores recibirán de forma gratuita dos ejemplares de la revista en la que aparece publicado su artículo.

VÍAS DE PRESENTACIÓN DE LOS MANUSCRITOS

En la redacción de la revista:

Calle 20 No 4111–4113 e/ 18–A y 47, Playa, Ciudad de La Habana, Cuba

Por correo electrónico: nucleus@cubaenergia.cu

Por la web: www.cubaenergia.cu/nucleus/nucleus.htm

Instructions for AUTHORS to publisher on nucleus...

Devoted to **Nuclear Science** and **Technological Innovation**

- Original papers should not exceed 10 pages (one column) including tables (up to 5) and illustrations (up to 5). Papers shall be either sent by email, in Word format, Arial 12th size font with 1,5 line spacing, or shall be directly delivered to the Editorial Department of the journal in an electronic medium. There is a maximum of 30 lines per page.
- Papers shall have the following order: Summary (in English and Spanish) Introduction, Materials and methods, Results, Discussion, Conclusions, Recommendations (optional), Acknowledgements (optional) and Bibliographic References. These sections should be well defined, though not necessarily with headlines.
- Each work must be accompanied by a letter signed by the corresponding author, stating that there is no **Conflict of Interest** between the authors and also confirming that said work has not been previously submitted to another publication.
- Papers are subject to a peer review and approval of the Editorial Board.
- Contributions to the journal are distributed free of charge to authors. Once selected for their approval, copyright is owned by the publishing house.

Author(s): Specify full name(s) and surname(s) as well as the institution.

Title: It should be both in English and Spanish and should not exceed 120 characters, or 20 words, nor include acronyms, abbreviations, chemical formulas or registered names (instead of generic names). Exceptionally, including acronyms of general use in Scientific and technical literature shall be accepted.

Abstract: It should not exceed 250 words, nor should contain acronyms, abbreviations or references. It should indicate the main objectives and scope of the research, describe the used methods, summarize the results and state the main conclusions. It should be written impersonally, in past tense in both Spanish and English. The document content will be based on 3 to 10 key words at the bottom of the abstract, arranged in order of importance, both in Spanish and in English at the bottom of the corresponding abstract in each language. INIS shall include its appropriate descriptor index(es) in each paper.

ORCID: (unique identification code for researchers): Represents an unequivocal identification of an author of a publication. This code is free and to acquire it it is necessary to register on the site <https://orcid.org/register>.

Introduction: Explain the nature and scope of the research as clearly as possible, review relevant literature; indicate the research methods, if necessary; mention the main research results and state the conclusion or main conclusions drawn by the results.

Materials and methods: Most of this section should be written in past tense and full details shall be provided. The main purpose is to make a description and reproduce the results. The materials should include technical specifications, the exact quantities used, as well as the source or preparation method. Generic or chemical names should be used.

Results: A broad, clear and simple description of experiments should be made, providing an overview but without repeating the details on the materials and methods used in the experiments. The most representative data should be provided. The statement should be written in the past tense.

Discussion: Principles, relationships and generalizations from the results must be set out. Exceptions of lack of correlation should be noted, and unresolved issues should be identified. It is important to show how consistent (or not) are the results and interpretations with previously published papers. The theoretical implications of the work and its possible practical applications should be stated. Evidence supporting each conclusion should be summarized. Present and past tenses are to be used.

Conclusions: It should be made as clear as possible. Bibliographic references shall not be included.

Recommendations (optional): Only options considered to provide a sound basis to support the topic of the article and feasible to be implemented shall be included.

Acknowledgements (optional): Include acknowledgements for any major technical assistance received from any person who has contributed to the review and submission of a paper, experiment or provision of equipment, special materials, etc.

Bibliographic References: All consulted documents must be listed under this heading. Footnotes are not to be used. Only important and recently published papers should be included by priority order. Manuscripts should not exceed 20 quotations, revisions – from 25 to 50. All parts of each reference listing should be checked against the original before submitting the article. The references in the text should be numbered with Arabic numerals in square brackets in their corresponding place in the paper and following a consecutive order of appearance. References with all its required data i.e. last name, name of author(s), title, journal title, year, volume (number): initial page – final page are to be included after the Conclusions or Acknowledgments in case there are some of the latter. If there are 5 or more authors, only the first 4 should be mentioned, followed by “et al.” The titles of journals must conform to the INIS System (see IAEA–INIS–11).

Two bibliographic references of journals are included here below as examples:

[12] HILLEGONDS DJ, FRANKLIN S, SHELTON DK, VIJAYAKUMAR S, VIJAYAKUMAR V. The Management of Painful Bone Metastases with an Emphasis on Radionuclide Therapy. *J. Natl. Med. Assoc.* 2007; (99): 785–794.

[24] SRIVASTAVA SC. Treatment of joint and bone pain with electron emitting radiopharmaceuticals. *Indian J. Nucl. Med.* 2004; 19(3): 89–97.

References to papers published in the Proceedings of a meeting or conference should include the following information: surname, author's name (s), title of the paper; it should also specify in which meeting or conference Proceedings it was included (its denomination in the original language or transliteration in case of language with an alphabet other than Latin), place and date of the event, as well as the organizing institution and date of publication. The following references are included as an example:

[13] WHITE JR, CHAPMAN DM, BISWAS D. Fuel Management Optimization Based on Generalized Perturbation Theory. Proceedings of the Conference on Advances in fuel Management. Toronto, Canada, June 9–12 1986. Canadian Nuclear Society. 1986.

[4] DI GEORGIO M. Respuesta multidisciplinaria desarrollada en Argentina ante un suceso radiológico. VIII Congreso Regional de Seguridad Radiológica y Nuclear. I Congreso Latinoamericano del IRPA. V Congreso Nacional de Protección Radiológica. 11 al 15 de octubre 2010. Medellín, Colombia. 2010.

References to articles published in internet should include:

The authors (4 as maximum, et al). Title of the article. Abbreviation of the journal. Year; Volume (Number): pages. Available in: the article's webpage. As for example:

[17] GUPTA M, CHOUDHURY PS. Systemic radionuclide therapy for bone pain palliation in cancer patients. *Cancer News.* 2014, (consulted on June 20th 2016). 18(2): 12–14. Available in: <http://www.rgirc.org/UserFiles/cancer-news-june-2014.pdf>

Authorship contribution (CREDIT): The authorship roles will be identified in the following order, each author is included in the role that corresponds to him and omitting the roles that are not applicable in each case:

1. Conceptualization
2. Data curation
3. Formal analysis
4. Acquisition of funds
5. Research
6. Methodology
7. Project administration
8. Resources
9. Software
10. Supervision
11. Validation
12. Visualization
13. Writing – original draft
14. Writing – proofreading and editing

Each role is defined as follows:

1. Conceptualization: ideas; formulation or evolution of the objectives and general goals of the investigation.
2. Data curation: Management activities to annotate (produce metadata), clean data, and maintain research data (including software code, where necessary to interpret the data itself) for initial use and subsequent reuse.
3. Formal analysis: application of statistical, mathematical, computational or other formal techniques to analyze or synthesize study data.
4. Acquisition of Funds: Acquisition of financial support for the project leading to this publication.
5. Investigation: conducting an investigation and investigative process, specifically conducting the experiments, or collecting data/evidence.
6. Methodology: development or design of the methodology; model creation.
7. Project administration: responsibility for managing and coordinating the planning and execution of the research activity.
8. Resources: supply of study materials, reagents, materials, patients, laboratory samples, animals, instrumentation, computer resources or other analysis tools.
9. Software: programming, software development; computer software design; implementation of computer code and supporting algorithms; Test existing code components.
10. Supervision: responsibility for supervision and leadership in the planning and execution of research activities, including external mentoring to the core team.
11. Validation: Verification, either as part of the activity or separately, of the overall replicability/reproducibility of the results/experiments and other products of the research.
12. Display: Preparation, creation, or presentation of published work, specifically the display/presentation of data.
13. Writing–original draft: preparation, creation, or presentation of published work, specifically writing the initial draft (including substantive translation).
14. Writing – revision and editing: preparation, creation or presentation of the published work by the members of the original research group, specifically critical review, commentary or revision – including the pre- or post-publication stages.

Abbreviations, acronyms and symbols: should be those internationally accepted. The abbreviations and acronyms should be explained the first time mentioned. Symbols and Greek characters

Figures: The terms, abbreviations and symbols used in the Figures should be the same of the text. Do not use characters or uncommon symbols (blank or filled in triangles, circles or squares are preferred). If they are too complex, they must be specified in a concise caption. Symbols and characters must be clear and readable when reduced in size.

Whenever it is confirmed that the journal to be published shall include a printed version, in order to differentiate the various curves included in a single figure, different types of characters and not colours shall be used.

Equations and formulas: mathematical equations should be written accurately, especially subscripts and superscript. Avoid using complex exponents and repetition of elaborate expressions. The meaning of symbols is explained below the equations. To describe symbols a colon is used. [:]

Example:

$$e = v \cdot t$$

Where:

e: Space travelled

v: Speed

t: Time

The product of two or more units in the form of symbols is indicated by a cross (x) as a sign of multiplication.

Example:

N x m (Newton meter)

T x km (tonnes)

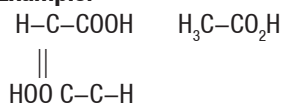
In the division of units expressed in symbols, a colon [:], a slash or slant [/] or negative exponents are to be used.

Example:

km / m, km x h⁻¹

In chemical formulas the bonds must be centered and as close as possible to the bonded atoms.

Example:



Units: As a general rule, the International System of Units must be used and inadequate symbols and abbreviations must be avoided.

Writing numbers

1. Whole numbers with more than three digits are written in groups of three, from right to left, leaving a space between them. Exceptions to the preceding rule are telex numbers, telephones, house numbers in addresses, pages, years, laws, decrees, resolutions and patents
2. In decimal numbering, a comma (,) is used to separate whole numbers and its decimal portion. The whole number is written in groups of three digits, from right to left, from the comma, separated from each other, by a space. The decimal

portion is also written in groups of three digits, from left to right, from the comma.

3. When numbers are written next to each other, they are separated by semicolons (;) if they are decimals, and by commas (,) if all the numbers mentioned are whole.
4. After any numeric value, the symbols are written leaving a space between that value and the first letter of the symbol. Examples: 15 %, 10 °C.

Publications in OTHER SECTIONS

The articles in other sections of the journal should be aimed at disseminating, with scientific rigor and in a way accessible to the public in general, issues related to nuclear energy, the different applications of nuclear technology, nuclear safety, radiation protection, safeguards and non proliferation. Papers should not exceed 10 pages, including illustrations and tables. They should contain an abstract and title in English and Spanish. The title, tables and illustrations shall follow the same directions applied to papers from the Nuclear Science and Technological Innovation Section. The sections are:

- Nuclear Outlook
- Regulatory Area
- Safeguards and Non-proliferation
- In the Spiral
- Matters of Interest

The articles in these sections are subject to the approval of the Editorial Board. Considering the editorial board suggestions, the articles could be also submitted to arbitration.

GENERAL INFORMATION

The journal is only to be published in electronic format, except in case the publication of a printed version of the journal is previously confirmed by its Editorial Board. Nucleus is a peer-reviewed journal, approved by the Ministry of Science, Technology and Environment of Cuba, which officially certifies its scientific and technological character, and contributes to its recognition as a journal equivalent to other international publications.

The authors shall be duly informed about the editorial process of their papers, in particular, about the approval or not by its Editorial Board of the papers to be published.

Whenever the journal is published in a printed version, the authors shall receive free of charge two copies of the journal in which the paper in question is published.

ARTICLES SHALL BE EITHER SENT BY ORDINARY MAIL TO THE JOURNAL'S POSTAL ADDRESS:

Nucleus Editorial Dept.

Calle 20 No. 411 e/ 41 y 47, Miramar, Playa, CP 11300, Havana, Cuba;

BY Electronic mail: nucleus@cubaenergia.cu

OR Website: www.cubaenergia.cu/publicaciones/nucleus

Ciencias nucleares y tecnologías de avanzada para el desarrollo sostenible

Misión:

Gestionar conocimientos, servicios y productos relacionados con la tecnología nuclear, fuentes renovables de energía y otras tecnologías de avanzada, de acuerdo con las prioridades de desarrollo sostenible del país.

Aplicaciones tecnológicas en:

Salud, Industria, Agricultura,
Energías Renovables y Medio Ambiente

Instituciones:

- Centro de Isótopos (**CENTIS**)
- Centro de Protección e Higiene de las Radiaciones (**CPHR**)
- Centro de Aplicaciones Tecnológicas y Desarrollo Nuclear (**CEADEN**)
- Centro de Gestión de la Información y Desarrollo de la Energía (**CUBAENERGIA**)
- Centro de Ingeniería Ambiental de Camagüey (**CIAC**)
- Instituto de Cibernética, Matemática y Física (**ICIMAF**)

