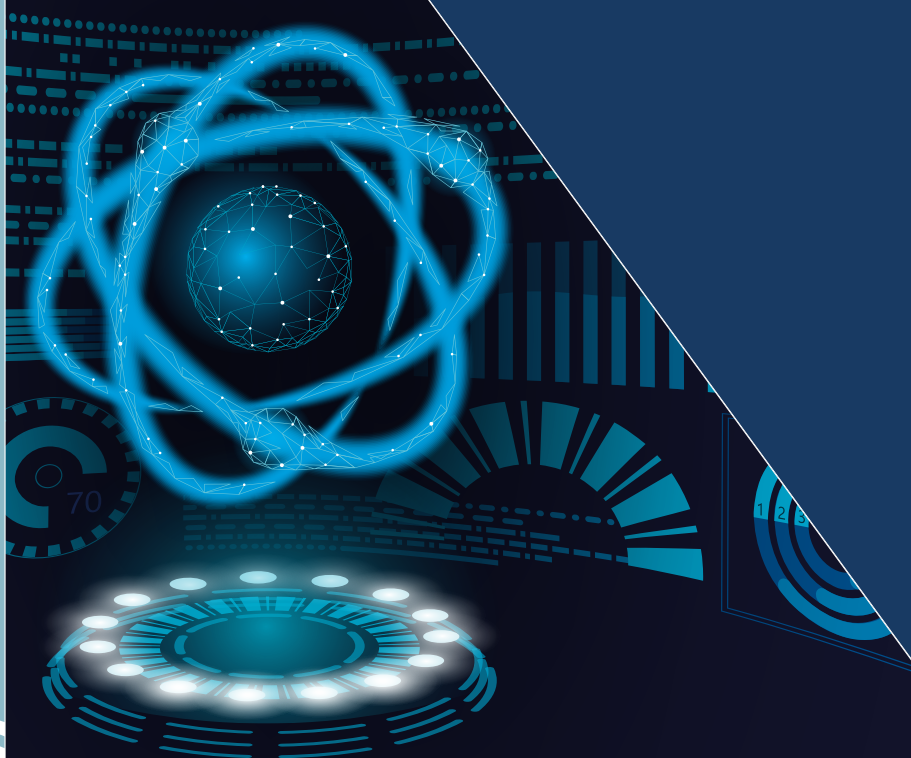


REVISTA

6

IAN

INVESTIGACIONES Y APLICACIONES NUCLEARES



Diciembre de 2022 ISSN impreso: 2590-7468

INVESTIGACIONES Y APLICACIONES NUCLEARES

Revista Investigaciones y Aplicaciones Nucleares
Núm. 6, 2022
Periodicidad anual
ISSN impreso: 2590-7468
ISSN digital: 2711-1326
Página web: <https://revistas.sgc.gov.co/index.php/invapnuclear>
Servicio Geológico Colombiano

Julio Fierro Morales
Director general

M.ª Esperanza Castellanos
Editora Revista Investigaciones y Aplicaciones Nucleares

Yenny Paola Casallas
Directora de Geociencias Básicas

John Makario Londoño
Director de Geoamenazas

Marco Antonio Rincón
Director de Recursos Minerales (e)

Hernán Olaya Dávila
Director de Asuntos Nucleares

Juan Manuel Herrera
Director de Hidrocarburos

Hernando Camargo
Director de Laboratorios

Victoria Díaz
Directora de Gestión de Información

COMITÉ EDITORIAL INSTITUCIONAL

Teresa Duque
Presidenta

Integrantes
Virgilio Amarís
Viviana Dionicio
Teresa Duque
Julián Escallón
Armando Espinosa
Constanza Martínez
Juan Guillermo Ramírez

COMITÉ EDITORIAL
Revista Investigaciones y Aplicaciones Nucleares

Ovidio Almanza
Universidad Nacional de Colombia
Bogotá – Colombia

David Leonardo Alonso
Instituto Nacional de Salud
Bogotá – Colombia

Patricia Bedregal
Instituto Peruano de Energía Nuclear
Lima – Perú

Mauricio Bermúdez
Universidad Pedagógica y Tecnológica de Colombia
Sogamoso – Colombia

Héctor Fabio Castro Serrato
Universidad Nacional de Colombia
Bogotá – Colombia

Niurka González Rodríguez
Centro de Protección e Higiene de las Radiaciones
La Habana – Cuba

Charles Grant
University of the West Indies
Kingston – Jamaica

Florencia Malamud
Universidad Nacional de San Martín
Buenos Aires – Argentina

Segundo Agustín Martínez Ovalle
Universidad Pedagógica y Tecnológica de Colombia
Tunja – Colombia

Víctor Manuel Pabón
Universidad Distrital Francisco José de Caldas
Bogotá – Colombia

Guillermo Parrado Lozano
Servicio Geológico Colombiano
Bogotá – Colombia

Rita Plá
Centro Atómico Ezeiza
Buenos Aires – Argentina

José Antonio Sarta
Pontificia Universidad Javeriana
Bogotá – Colombia

Luz Stella Veloza
Universidad Nacional de Colombia
Bogotá – Colombia

Corrección de estilo en español

Fernando Carretero
Édgar Ordóñez

Corrección de estilo en inglés

American Journal Experts

Diseño y diagramación

Diana Paola Abadía
Leonardo Cuéllar

Editora general

Carolina Hernández

Incluida en los siguientes índices y bases de datos:

REDIB

DOAJ

Dialnet

Sherpa Romeo

Google Scholar

Imagen de cubierta

Adobe Stock

Esta obra está bajo licencia internacional
Creative Commons Reconocimiento 4.0



Impresión

Imprenta Nacional de Colombia

Carrera 66 N.º 24-09

PBX: (601) 457 8000

www.imprensa.gov.co

Bogotá, D. C., Colombia

Servicio Geológico Colombiano

Diciembre de 2022

Contenido

- 3 **Editorial**
- 5 **Avances en la validación de la técnica de conteo de neutrones retardados en Colombia para la determinación de uranio y torio en muestras geológicas**
Advances in the validation of the delayed neutron counting technique in Colombia for the determination of uranium and thorium in geological samples
Ana Milena Velásquez, Fabio Nelson Acero, Andrés Porras, Giovanni Vela, Fernando Mosos, Jimmy Muñoz, Martha Yaneth Guzmán, Ana María Carvajal, Oscar Sierra, Mary Luz Peña
- 21 **Aplicación de la metodología de matrices de riesgo para un centro de medicina nuclear de alta complejidad basada en el seguimiento y análisis de incidentes radiológicos y desviaciones**
Risk matrix for a highly complex nuclear medicine facility based on radiological incidents analysis and follow-up
Nathaly Barbosa Parada, Beatriz Elena Quiroz Revelo, Yuly Marcela Cruz Guerra, Lorena Sandoval Castillo, Xiomara Cely Segura, Franklin Niño Duarte
- 36 **Comparación del perfil de riesgo en la práctica de teleterapia de dos instalaciones hipotéticas con el método de matriz de riesgo**
Comparison of the risk profile in teletherapy practice of two hypothetical facilities with the risk matrix method
Simón Rubiano, Mauricio Arciniegas, Jorge E. Muñoz-Bravo
- 46 **Efecto del kV en la calidad de imagen y la dosis de radiación en exámenes pediátricos de tomografía computarizada de cráneo simple del Hospital Universitario Clínica San Rafael**
kV Effect on image quality and radiation dose in pediatric non-enhanced skull Computed Tomography at the Hospital Universitario Clínica San Rafael
Victor Ramos, María Baldissera, Javier Mora, Diego Pineda, David González
- 56 **Estudio preliminar de la aplicación de la técnica VMAT en irradiación corporal total: diseño de una camilla rotatable**
Preliminary study of VMAT for total-body irradiation: rotating table design
Andrés Pinzón C., Axel Simbaqueba, Juan Rodríguez, Stella Veloza, José Esguerra C.
- 71 **Evaluación del desempeño físico del tomógrafo por emisión de positrones PET-CT Biograph mCT 20, del Servicio de Medicina Nuclear de la Clínica Imbanaco**
Evaluation of the physical performance of the PET-CT Biograph mCT 20 positron emission tomography scanner of the Nuclear Medicine Service of Clínica Imbanaco
Luis Eduardo López Latorre, Johana Alexandra Velasco Jaramillo, Jesús Anselmo Tabares Giraldo

81	Estudio de la atenuación en concreto para un haz de un acelerador a 6 MV Study of attenuation in concrete of an accelerator beam at 6 MV Julián Orlando Páez López, Wilmar Rodríguez, Daniel Cano
90	Actividad radiactiva de un electrodo de tungsteno toriado Radioactive activity of a Thoriated Tungsten electrode Alejandro Restrepo Giraldo, Juan Sebastián Ramírez Quintero
102	Caracterización mediante espectrometría gamma y fluorescencia de rayos X de colimadores radiactivos para reducción de volumen en la Instalación Centralizada para la Gestión de Desechos Radiactivos X-ray Gamma ray spectrometric and X Ray fluorescence characterization for radioactive collimators to volume reduction in Centralized Facility for Radioactive Waste Management Paula Arboleda, Liseth Ospina, José María Portilla, Johnny Gómez, Yonatan Zuleta
110	Intercomparación de las dosis obtenidas con el sistema Fricke y en el Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica Intercomparison of the doses obtained with the Fricke system and in the Secondary Standard Dosimetry Laboratory Valeria Galeano, Yuly Meneses, Harvey Aguirre, Luis Peña, César Díaz, Julián Niño, Jormagn Abril
118	Política editorial

Culminamos un año más, y la *Revista Investigaciones y Aplicaciones Nucleares* llega a ustedes con su edición n.º 6; así, se consolida como ventana de socialización de trabajos de investigación que jóvenes talentos en formación o en el marco de su desempeño laboral –apoyados por sus docentes o sus grupos de trabajo– adelantan en instituciones especializadas y académicas.

Tuvimos un grupo selecto de pares evaluadores, reconocidos por su quehacer en la investigación y docencia universitarias, en las comisiones de energía nuclear de América Latina, en centros de investigación sobre aplicación de técnicas nucleares, y en instituciones médicas especializadas en tratamiento y diagnóstico médico con radiaciones ionizantes. Expertos de Argentina, Brasil, Chile, Colombia, Cuba, España, México y Venezuela nos apoyaron con su experticia y actitud propositiva para garantizar la calidad de los escritos que publicamos.

En este número se publican diez artículos, de los cuales seis están relacionados con las aplicaciones médicas de la radiación ionizante. Estos corresponden a trabajos presentados en el *Primer Congreso Colombiano de Física Médica*, realizado en Santa Marta (Colombia), entre el 5 y 6 de noviembre de 2021, organizado por la Asociación Colombiana de Física Médica (Acofimed), con el patrocinio de la *Revista Investigaciones y Aplicaciones Nucleares*, y de organizaciones y empresas relacionadas tanto con la producción y comercialización de tecnología nuclear, como de metrología de la radiación ionizante.

En ese grupo de artículos encontramos dos investigaciones sobre perfiles de riesgo en prácticas, medicina nuclear (Barbosa *et al.*) y radioterapia (Rubiano *et al.*), para condiciones propias de instituciones colombianas, tema de gran relevancia en los procesos modernos de aseguramiento de la calidad en el uso de la radiación ionizante.

También, entre las aplicaciones médicas destacamos una investigación sobre efectos de la reducción de la tensión de tubo en tomografía computarizada (TC) pediátrica sobre la calidad de la imagen y la dosis en pacientes (Ramos *et al.*), práctica frecuente en radiología; una pesquisa preliminar sobre irradiación corporal total (TBI) mediante arcoterapia volumétrica con intensidad modulada (VMAT) (Pinzón *et al.*), para radioterapia; una evaluación de desempeño de un tomógrafo por emisión de positrones (PET) (López *et al.*), de uso recurrente en medicina nuclear; y finalmente, un estudio sobre la atenuación del concreto para haces de fotones de alta energía (Páez *et al.*), en la línea de radioprotección.

Un segundo grupo de artículos está relacionado con el desarrollo y aplicación de técnicas nucleares. Entre estos se resalta el de avances en la técnica de conteo de neutrones para estudio de muestras geológicas (Velasquez *et al.*) en el Servicio Geológico Colombiano (SGC), y dos sobre la determinación de actividad radiactiva en materiales de uso común en electrónica (Restrepo y Ramírez) y en desechos de tecnología médica (Arboleda *et al.*).

Por último, en el campo de la metrología de radiaciones ionizantes ofrecemos un artículo con resultados de investigación preliminar sobre ensayos de aptitud de un sistema de dosimetría Fricke (Galeano *et al.*).

Sin duda, la experiencia de este año nos ha permitido identificar el potencial que tenemos en universidades e instituciones para realizar investigación en diferentes niveles. La *Revista* brinda la oportunidad de comunicar sus resultados a la comunidad para que sean conocidos y contrastados, lo cual fortalece la profundidad de las investigaciones y la cultura de la publicación, y aporta al cumplimiento de logros científicos y sociales.

En nombre del Comité Editorial de la *Revista* y del Comité Editorial del SGC, agradezco a todos los autores de los artículos por su esfuerzo en el cumplimiento de los requerimientos hasta llevar a feliz término la publicación de sus artículos, y a los pares evaluadores por su contribución a la calidad de esta edición.

Seguimos avanzando en la divulgación y promoción de la investigación y aplicación de la tecnología nuclear, para lo cual contamos con todos nuestros lectores y nuevos talentos. Esperamos sus manuscritos y sugerencias.

M.^a Esperanza Castellanos

Editora

Revista Investigaciones y Aplicaciones Nucleares

Avances en la validación de la técnica de conteo de neutrones retardados en Colombia para la determinación de uranio y torio en muestras geológicas

Advances in the validation of the delayed neutron counting technique in Colombia for the determination of uranium and thorium in geological samples

Ana Milena Velásquez¹, Fabio Nelson Acero¹, Andrés Porras¹, Giovanni Vela¹, Fernando Mosos¹, Jimmy Muñoz¹, Martha Yaneth Guzmán¹, Ana María Carvajal¹, Oscar Sierra¹, Mary Luz Peña¹

Citación: A. M. Velásquez, F. N. Acero, A. Porras, G. Vela, F. Mosos, J. Muñoz, M. Y. Guzmán, A. M. Carvajal, O. Sierra y M. L. Peña, “Avances en la validación de la técnica de conteo de neutrones retardados en Colombia para la determinación de uranio y torio en muestras geológicas”, *Revista Investigaciones y Aplicaciones Nucleares*, n.º 6, pp. 5-20, 2022. <https://doi.org/10.32685/2590-7468/invapnuclear.6.2022.652>

Resumen

La técnica de conteo de neutrones retardados (CNR) es un método analítico rápido y sensible; emplea cantidades pequeñas de muestra; es no destructiva e independiente de los efectos de matriz usados para la determinación de elementos como el uranio y el torio. En este trabajo se describen los avances del proceso de validación de la técnica de CNR para el análisis de uranio y torio en muestras de origen geológico. Se encuentra que los criterios establecidos por el laboratorio para calificar la técnica cumplen con las metas analíticas planteadas, y validan de manera trazable y confiable la determinación de la fracción másica del uranio. Por su parte para el torio, es necesario el desarrollo de otros estudios y análisis para garantizar la confiabilidad en la determinación de la fracción másica con esta metodología. Los resultados permiten concluir que el proceso de validación de la técnica conduce a la determinación confiable de uranio y torio, lo que contribuye al incremento de las capacidades analíticas existentes en el país.

Palabras clave: validación, CNR, uranio, torio, fracción másica.

Revista Investigaciones y Aplicaciones
Nucleares, 6, 5-20, 2022
Recibido: 15 de febrero de 2022
Aceptado: 6 de abril de 2022
Publicado en línea: 18 de mayo de 2022
Doi: <https://doi.org/10.32685/2590-7468/invapnuclear.6.2022.652>



Esta obra está bajo licencia internacional
Creative Commons Reconocimiento 4.0.

¹ Dirección de Asuntos Nucleares, Servicio Geológico Colombiano, Bogotá, Colombia.
Autor de correspondencia: Ana Milena Velásquez, amvelasquez@sgc.gov.co

Abstract

The delayed neutron counting (DNC) technique is a fast, sensitive, analytical method that employs small sample amounts and is nondestructive and independent of matrix effects used for the determination of elements such as uranium and thorium. This paper describes advances in the validation process of the DNC technique used for the analysis of uranium and thorium in samples of geological origin. The criteria established by the laboratory to qualify the technique satisfy the set analytical goals, guaranteeing the determination of uranium mass fraction in a traceable and reliable way. On the other hand, for thorium, the development of other studies and analyses is necessary to guarantee the reliability of mass fraction determination with this methodology. The results obtained allow us to conclude that the validation process of the technique leads to the reliable determination of uranium and thorium, contributing to the increase in existing analytical capacities in the country.

Keywords: validation, DNC, uranium, thorium, mass fraction.

1. Introducción

El análisis de activación de neutrones retardados (AANR), o también denominado conteo de neutrones retardados (CNR), se ha empleado para la determinación rápida, sensible y precisa de una amplia variedad de materiales con contenido de isótopos fisionables. La técnica comprende tiempos de análisis de 5 minutos por muestra en promedio, con una sensibilidad menor a 1 $\mu\text{g/g}$; es no destructiva, capaz de analizar muestras en un amplio rango de concentraciones [1], con límites de detección menor de 1,0 $\mu\text{g/g}$ para el uranio y 2 $\mu\text{g/g}$ para el torio [2], así como un rango de detección entre 0,5 a 5000 $\mu\text{g/g}$ para el ^{235}U [3-5]. El CNR se caracteriza por ser una herramienta de detección complementaria utilizada para enfocar los esfuerzos en aquellas muestras que tienen más probabilidades de contener especies fisionables medibles como el ^{235}U y ^{239}Pu , así como nucleidos fértiles como el ^{232}Th y ^{238}U en una variedad de muestras [6, 7].

El método de CNR fue propuesto por primera vez en 1957 por Echo y Turk, sucesivamente elaborado por Amiel y luego por Dyer *et al.* en 1962 [8]. Para la determinación de uranio y torio de manera simultánea se irradia en el núcleo de un reactor de investigación o en un generador de neutrones [9-11], de flujo térmico y epitérmico del orden de 10^{10} a 10^{13} $\text{n cm}^{-2}\text{s}^{-1}$ [12], alrededor de 0,3 g a 5 g de una muestra por duplicado. Para discriminar los neutrones que provienen del torio, el duplicado de la misma muestra se mezcla con un elemento absorbedor de neutrones; por ejemplo, carburo de

boro (B_4C) en polvo (el isótopo ^{10}B tiene una sección eficaz de absorción de neutrones térmicos elevado, igual a 3838 b) [2]. Alternativamente, se puede usar un recubrimiento con lámina de cadmio de 1 mm de espesor o una mezcla con polvo a base de cadmio para filtrar los neutrones térmicos [13-16]. Los neutrones retardados provenientes del decaimiento β^- de algunos productos de fisión del ^{235}U (generados mediante neutrones térmicos) y los productos de fisión del ^{232}Th y ^{238}U (generados por neutrones epitérmicos) en la muestra están divididos en 5 grupos con un espectro de energías amplio del orden de 0,25 MeV a 0,46 MeV y vidas medias en el rango de 0,14 s a 54,5 s [17, 18]. Los contadores de neutrones son generalmente eficientes en una ventana de energía en la región térmica; por tanto, es conveniente emplear un bloque de parafina como material moderador [3, 10, 15, 18]. La muestra después de la irradiación se transfiere del núcleo a la zona de medición por un sistema neumático y se cuantifican mediante arreglos de contadores proporcionales de trifluoruro de boro (BF_3) o helio-3 (^3He). El cálculo del uranio y el torio resulta de comparar las cuentas provenientes de la muestra desconocida con las de un estándar de calibración irradiado en condiciones idénticas.

Según trabajos anteriores, la precisión del análisis de uranio mediante el uso de CNR es independiente de la presencia de torio en la muestra. Por su parte, para el torio, un resultado confiable depende de la relación uranio/torio de la muestra [6, 12], siendo moderadamente precisos cuando las concentraciones de torio son lo suficientemente altas [2]. Se ha obtenido que el error en la determinación del torio es

mayor que el del uranio, debido a su menor valor de sección eficaz de fisión [10]. Se ha encontrado que el método de discriminación para la cuantificación del torio es sensible mediante el uso de 1 g a 5 g de cadmio en polvo [11] o B_4C [2] mezclados con la muestra. Se ha descrito el proceso de validación de la técnica de CNR para el análisis de ^{235}U y ^{239}Pu , a través de la evaluación de parámetros como eficiencia, linealidad, reproducibilidad, robustez (orientación y geometría), exactitud y precisión [1, 19]. Se ha comparado la cantidad de uranio y torio en muestras ambientales como suelo, sedimentos y partículas de aire obtenidas por CNR y análisis por activación neutrónica instrumental (AANI) [6, 15]. Se ha demostrado que la técnica de CNR permite realizar determinaciones de ^{235}U rápidas y precisas en el apoyo de misiones de salvaguardia [7] y en la cuantificación de uranio y torio en depósitos de tierras raras [20] y materiales geológicos, así como la obtención de relaciones isotópicas $^{235}U/^{238}U$ [2]. Se han desarrollado métodos de corrección para el análisis preciso de muestras con alto contenido de uranio (p. ej., peróxido de uranio) [17, 21, 22], por la formulación de funciones básicas incorporadas en modelos de regresión multielemental para el cálculo de la cantidad de ^{235}U y ^{239}Pu [19], gracias al código Monte Carlo, MCNP 6.1, para la simulación del comportamiento de los sistemas de CNR [23].

El presente artículo detalla las actividades seguidas del proceso de validación de la técnica de conteo de neutrones retardados (CNR), para la determinación de uranio total y torio en muestras geológicas de suelos, sedimentos y rocas. Los parámetros estadísticos de evaluación y calificación son selectividad, límite inferior de detección, linealidad, veracidad, precisión y robustez. Estos dan cumplimiento a los lineamientos de aseguramiento de la calidad analítica descrito en la norma ISO/IEC 17025:2017 [24]. Esta instalación de CNR, única en el país, busca complementar las técnicas analíticas nucleares disponibles en Colombia, contribuir al incremento de las capacidades analíticas confiables de material geológico y ampliación en el conocimiento geocientífico de la nación.

2. Metodología

El conteo de neutrones retardados (CNR) es una técnica de activación en la que se cuantifican neutrones clasificados como retardados, en comparación con los neutrones instan-

táneos emitidos en las reacciones de fisión. Los neutrones retardados son emitidos en el decaimiento β^- de algunos productos de fisión excitados o precursores de isotopos como el ^{235}U , ^{238}U y ^{232}Th , tiempo después de la fisión. Un ejemplo típico de emisión de neutrones instantáneos y retardados se presenta en la figura 1. Los precursores son isótopos principalmente de Br, I, Rb, Y y As los cuales se pueden dividir en 5 grupos distintos de vida media, siendo el precursor con la vida media más corta el ^{97}Rb ($T_{1/2} = 0,14$ s) y el de la vida media más larga el ^{87}Br ($T_{1/2} = 54,5$ s) [3]. Alrededor del 40 % de los neutrones retardados son del grupo precursor con una vida media de 2 s y otro 40 % proviene de grupos con vidas medias de 6 s y 22 s.

Las irradiaciones de las muestras objetivo se realizan en el reactor colombiano de investigación tipo TRIGA, IAN-R1, en una posición donde el flujo de neutrones térmico es del orden de $7,8 \times 10^{11} \text{ cm}^{-2}\text{s}^{-1}$ y el flujo de neutrones epitérmico a $1,2 \times 10^{10} \text{ cm}^{-2}\text{s}^{-1}$, con una potencia de operación máxima igual a 30 kW [25]. Las muestras se cargan manualmente en un puerto conectado a un sistema neumático de transferencia, con el cual se transportan las muestras hasta el lugar de irradiación en el núcleo del reactor. Se cuenta con tiempos de irradiación, retardo y medición iguales a 160 s, 20 s y 100 s, respectivamente; aquí, tiempos de irradiación más cortos, tiempos de retardo más largos antes del conteo y tiempos de conteo más cortos reducen la sensibilidad del método [14].

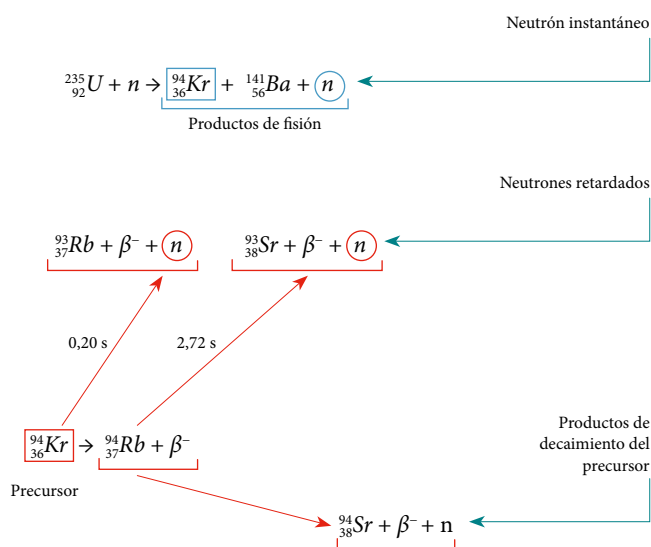


Figura 1. Esquema de producción de neutrones retardados e instantáneos [3]

Los tiempos usados son establecidos en un proceso de optimización teniendo en cuenta la baja potencia de operación, el tiempo promedio necesario para ubicar la muestra en el sitio de lectura y la vida media de los precursores respectivamente. La muestra llega a la posición de irradiación después de cerca de 4 s de viaje en el sistema neumático, se irradia durante el tiempo de irradiación preseleccionado y luego se retorna al puerto de carga, el cual se abre manualmente para que la muestra caiga por gravedad en el sitio de conteo.

Los neutrones retardados emitidos por los productos de fisión de uranio y torio en la muestra se cuantifican mediante un arreglo de 12 detectores de trifloruro de boro (BF_3), ubicados en el centro de un bloque de parafina moderador, después de haber transcurrido el tiempo de retardo preseleccionado. Los detectores se conectan en tres líneas paralelas, cada una de cuatro detectores, a un preamplificador (ORTEC 142PC), una fuente de alimentación (ORTEC 556), un amplificador con monocanal integrado (ORTEC 590A) y un contador y temporizador (ORTEC 871) [1]. Las cuentas obtenidas en los tres contadores son sumadas y divididas por el tiempo de irradiación establecido para el posterior cálculo de la concentración de uranio y el torio en la muestra analizada. Al finalizar el tiempo de conteo, la muestra es retirada del moderador mediante una herramienta de tubo de PVC en forma de ele ("L") y transferida hasta un recipiente blindado por razones de radioprotección. Este proceso se repite

para cada muestra a analizar. El sistema completo de conteo de neutrones retardados del Servicio Geológico Colombiano (SGC) se presenta en la figura 2.

Para la calificación de los parámetros de validación, se utilizaron materiales de referencia certificados: IAEA RGU-1, IAEA RGTh-1, GSR-1, NCS 73302 y 2711a [26-29]. Los valores de concentración de uranio y torio en microgramos por gramo ($\mu\text{g/g}$) se presentan en la tabla 1. Algunos de estos materiales se mezclan en cantidades conocidas para obtener concentraciones de uranio y torio deseadas según el alcance de la validación. Adicionalmente, se usan muestras naturales de suelos y sedimentos con material radiactivo de origen natural (NORM) previamente secadas y tamizadas por malla 100. El material para analizar se envasa en viales de polietileno de 2 ml, los cuales se encapsulan en *rabbits* del mismo material para proteger la muestra durante el transporte neumático hasta el sitio de irradiación. Se analizan muestras de 0,3 g a 1,0 g de masa y un duplicado con una mezcla de 0,1 g de carbonato de cadmio (CdCO_3) en polvo, equivalente a 50 mg de cadmio. La muestra con cadmio se usa en la determinación de la cantidad de torio, ya que permite aumentar la relación de flujo de neutrones epitérmicos a térmicos y discriminar entre las cuentas procedentes del uranio y el torio. Se realizan series de irradiación y medición generalmente de 20 muestras y 2 estándares para control de los procesos de irradiación y de ensayo.

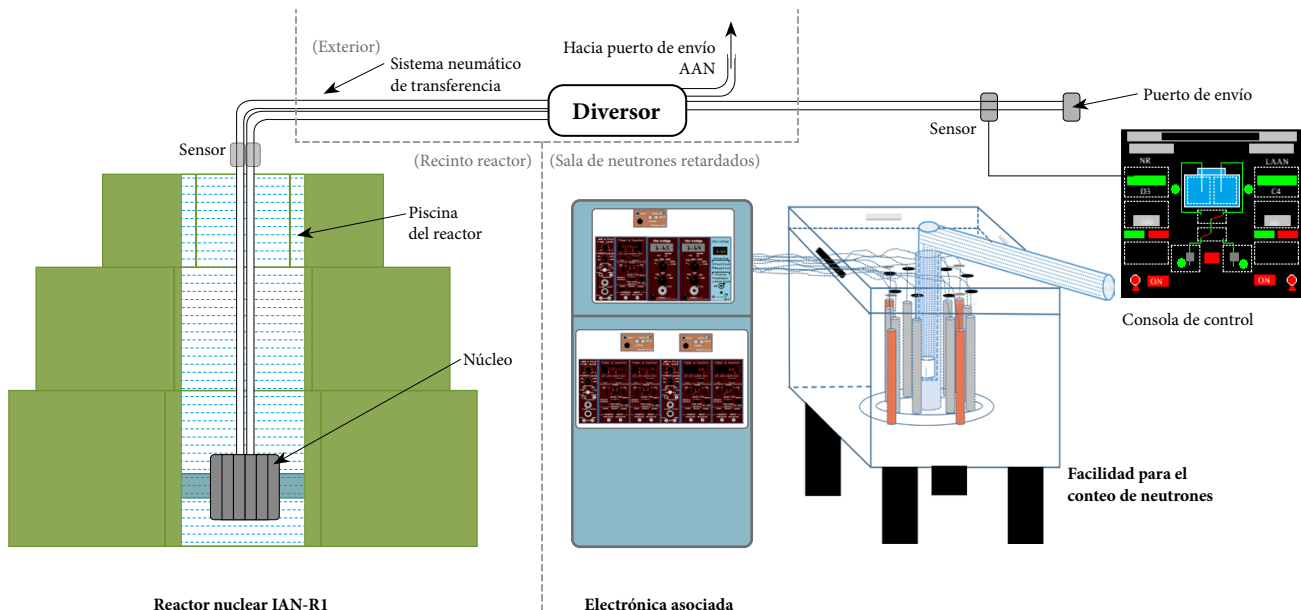


Figura 2. Sistema de conteo de neutrones retardados del SGC

Tabla 1. Concentración del material de referencia certificado (MRC)

Unidades/Radionúclido	IAEA RGU-1 Uranium Ore (artificial)	IAEA RGTh-1 Thorium Ore (artificial)	MRC-CHINO (roca)	NCS DC 73302-CHINO (roca)	Estándar primario (suelo)
µg/g	MR2	MR1	GSR-1	NCS 73302	2711 a
Th	6,26 ± 0,42	800,2 ± 15,8	54,0 ± 1,3	2,6 ± 0,3	15,0 ± 1,0
U	400,0 ± 2,1	< 1	18,8 ± 1,0	0,90 ± 0,19	3,01 ± 0,12

El número de cuentas obtenidas durante el intervalo de medición preseleccionado está relacionado con la eficiencia de detección de los neutrones retardados. Luego de restar el fondo natural adecuado (conteos del blanco), se puede llegar a una medida directa de la cantidad de uranio o torio presente en la muestra. La determinación del uranio y el torio se realiza mediante una calibración construida con mezclas de los estándares IAEA RGU-1 e IAEA RGTh-1, los cuales contienen cantidades conocidas de uranio y torio, asumiendo que la composición isotópica es constante con las muestras objetivo. Para el cálculo de la cantidad de uranio y torio en las muestras analizadas se usan las ecuaciones (1) y (2) [2].

$$U * u_t + Th * th_t = cps_{nt} \quad (1)$$

$$U * u_e + Th * th_e = cps_{ne} \quad (2)$$

Donde: U y Th es la cantidad de uranio y torio en la muestra analizada en microgramos (μg); u_t y th_t , el parámetro de sensibilidad o eficiencia del uranio y torio durante la irradiación térmica en cuentas netas por microgramo ($\text{cpsn}/\mu\text{g}$);

u_e y th_e corresponden al parámetro de eficiencia del uranio y torio durante la irradiación epitérmica en ($\text{cpsn}/\mu\text{g}$); y cps_{nt} y cps_{ne} son las cuentas por segundo netas totales (restando las cuentas del fondo) durante la irradiación térmica y epitérmica respectivamente.

Para la solución de las ecuaciones (1) y (2) se determina la inversa de la matriz de los cuatro parámetros de eficiencia y se soluciona la ecuación matricial (3). La expresión (1) usa las cuentas procedentes principalmente de la fisión del uranio mediante un flujo neutrónico térmico, y la expresión (2), las cuentas principalmente de los precursores del torio generados con neutrones epitérmicos y uso de la muestra con cadmio. La cantidad de uranio y torio obtenida se divide entre la masa de la muestra para obtener la fracción másica en ($\mu\text{g}/\text{g}$).

$$\begin{bmatrix} U \\ Th \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u_t & th_t \\ u_e & th_e \end{bmatrix}^{inv} * \begin{bmatrix} cps_{nt} \\ cps_{ne} \end{bmatrix} \quad (3)$$

Para la validación de la técnica de CNR se evalúa una serie de parámetros estadísticos, detallados en la tabla 2, con sus correspondientes ecuaciones de cálculo y criterios de aceptación.

Tabla 2. Parámetros estadísticos, ecuaciones de cálculo y criterios de aceptación de la validación [30-32]

Parámetro/atributo	Cálculos	Criterio de aceptación	
Selectividad	Repetibilidad: % Coeficiente de variación (% CV): % CV = (S/ \bar{x}) * 100	Concentración del analito ($\mu\text{g}/\text{g}$)	% CV
	\bar{x} : promedio	100	8,0
	S: dispersión de resultados	10	11,3
		1	16
		Horwitz [32]	
Intervalo de trabajo	Pendiente: $m = \Delta Y / \Delta X$	Pendiente: Pendiente diferente de cero	
	Intercepto: $y = mx + b$	$t_{calculado} > t_{critico}$ (GL= n-2; k=2; $\alpha/2=0,025$)	
	Coefficiente de correlación (r): Coefficiente de determinación (R²):	Intercepto: Intercepto igual a cero	
		$t_{calculado} < t_{critico}$	
		Coefficiente de correlación (r): > 0,995	
		Existe correlación entre x y y	
		$t_{calculado} > t_{critico}$	
		Coefficiente de determinación (R²): > 0,99	
		Sensibilidad:	
		Pendientes mayores a 1	
		Análisis de varianza de un factor	
		Existe regresión lineal	
		$F_{calculado} > F_{critico}$ (GL= n-2; k=2; $\alpha/2=0,025$)	

<p>Límites</p> <p>Límite crítico: $L_C = 1,6 \bar{x}_B + S_B$ Límite de detección: $L_D = 3,3 \bar{x}_B + S_B$ Límite de cuantificación: $L_Q = 10 \bar{x}_B + S_B$</p> <p>Límites de detección</p> <p>Promedio (\bar{x}) y desviación estándar (S) de lecturas de fondo natural, blancos o MRC de baja concentración en cuentas por segundo cps o $\mu\text{g/g}$ [30]</p>	<p>Límites establecidos en publicaciones internacionales para la técnica empleada o normativa legal vigente. Si no se tienen criterios definidos, los resultados son válidos.</p>								
<p>Veracidad:</p> <p>% Error:</p> $\% \text{ Error} = \frac{[\text{Obtenida}] - [\text{Esperada}]}{[\text{Esperada}]} * 100$ <p>% Recuperación</p> $\% R_M = \frac{C_{MA} - C_M}{C_A} * 100$ <p>Donde C_{MA}, C_M, C_A: concentración muestra más adición, promedio de la muestra y adición, respectivamente</p> <p>Precisión:</p> <p>Repetibilidad y precisión intermedia:</p> <p>% Coeficiente de Variación (% CV):</p> $\% \text{ CV} = (S / \bar{x}) * 100$	<p>Veracidad:</p> <p>% Error:</p> <p>% Error = 5 % - 12 % [30, 31]</p> <p>% Recuperación:</p> <p>% R = 85 % - 115 % [30, 31]</p> <p>Precisión:</p> <p>Repetibilidad y precisión intermedia:</p> <table border="1" data-bbox="787 627 1461 776"> <thead> <tr> <th>Concentración del analito ($\mu\text{g/g}$)</th> <th>% CV</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>100</td> <td>8,0</td> </tr> <tr> <td>10</td> <td>11,3</td> </tr> <tr> <td>1</td> <td>16</td> </tr> </tbody> </table> <p>Horwitz [32]</p>	Concentración del analito ($\mu\text{g/g}$)	% CV	100	8,0	10	11,3	1	16
Concentración del analito ($\mu\text{g/g}$)	% CV								
100	8,0								
10	11,3								
1	16								
<p>Robustez</p> <p>Comparación de resultados con la técnica de CNR y AANI con variación de la masa</p> $\% \text{ CV} = (S / \bar{x}) * 100$ $\% \text{ Error} = \frac{[\text{Obtenida}] - [\text{Esperada}]}{[\text{Esperada}]} * 100$ <p>\bar{x}: promedio S: dispersión de resultados Test de Youden y Steiner</p> $A = \frac{(s + t + u + v)}{4} = \frac{4A}{4}$ $a = \frac{(w + x + y + z)}{4} = \frac{4a}{4}$ <p>Variables: masa, potencia, t irradiación, t conteo y t retardo.</p>	<table border="1" data-bbox="787 808 1461 968"> <thead> <tr> <th>Concentración del analito ($\mu\text{g/g}$)</th> <th>% CV</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>100</td> <td>8,0</td> </tr> <tr> <td>10</td> <td>11,3</td> </tr> <tr> <td>1</td> <td>16</td> </tr> </tbody> </table> <p>Horwitz [32]</p> <p style="text-align: center;">% Error = 5 % - 12 %</p> <p>Si el valor $A-a \dots G-g > S \cdot \sqrt{2}$; existe diferencia significativa, y si $A-a \dots G-g < S \cdot \sqrt{2}$; no existe diferencia significativa. Cuanto mayor sea la diferencia, mayor influencia tendrá dicha variable en el método analítico [33]</p>	Concentración del analito ($\mu\text{g/g}$)	% CV	100	8,0	10	11,3	1	16
Concentración del analito ($\mu\text{g/g}$)	% CV								
100	8,0								
10	11,3								
1	16								

La estimación de la incertidumbre de medición y sus principales contribuciones se determinan según la guía ISO 5725 [34]. La incertidumbre expandida del término de efi-

ciencia y la cantidad o concentración de uranio y torio se establecen mediante las ecuaciones (4) y (5), respectivamente.

$$v_e = k * \varepsilon * \sqrt{\frac{v_{cps} + v_{cpsB}}{(cps + cps_B)^2} + \left(\frac{v_{[MRC]}}{[MRC]}\right)^2 + \left(\frac{v_m}{m}\right)^2 + \left(\frac{v_{VM}}{[MRC]}\right)^2} \quad (4)$$

$$v_{[U, Th]} = k * [U, Th] * \sqrt{\frac{v_{cps} + v_{cpsB}}{(cps + cps_B)^2} + \left(\frac{v_{\varepsilon t}}{\varepsilon_t}\right)^2 + \left(\frac{v_{\varepsilon e}}{\varepsilon_e}\right)^2 + \left(\frac{v_m}{m}\right)^2} \quad (5)$$

Donde: ε y v_e es la eficiencia e incertidumbre expandida del uranio y torio durante la irradiación térmica o epitérmica dado por ut , ue , tht o the ; εt es la eficiencia de uranio y torio durante la irradiación térmica dada por ut y tht ; εe es la eficiencia de uranio y torio durante la irradiación epitérmica dada por ue y the ; cps y $vcps$ son las cuentas por segundo totales de la muestra y su incertidumbre durante la irradiación térmica o epitérmica; m y vm son la masa de la muestra y su incertidumbre analizada en gramos (g); $cpsB$ y $vcpsB$ son las cuentas por segundo totales del fondo natural o blanco

y su incertidumbre; $[MRC]$ y $v[MRC]$ son la concentración de material de referencia certificado y su incertidumbre en microgramos por gramo ($\mu\text{g/g}$); v_{et} y v_{ee} son la incertidumbre de la eficiencia del uranio y torio durante la irradiación térmica y epitérmica; v_{VM} es la incertidumbre de la variabilidad del método o precisión de un grupo (n) muestras de un material de referencia en ($\mu\text{g/g}$) dado por $S/\sqrt{(n)}$; $[U, Th]$ y $v[U, Th]$ son la concentración de uranio y torio en la muestra analizada y su incertidumbre expandida en ($\mu\text{g/g}$), y k es el factor de cobertura ($k = 2$) para un nivel de confianza de 95 %.

3. Resultados y discusión

3.1. Calibración

Para la determinación tanto de los parámetros de eficiencia o calibración de las ecuaciones de cálculo (1) y (2), como de la cantidad de uranio y torio en μg o $\mu\text{g/g}$, se usó un grupo de 6 muestras y sus duplicados con cadmio de una mezcla del material de referencia MR2 y MR1 con cantidades que van desde los 0,9 μg a 200 μg de uranio y 18,0 μg a 400 μg de torio. Se encuentran las constantes de calibración ut , ue , tht y the para un tiempo de conteo de 100 s, iguales a $1,440 \pm 0,031$; $0,435 \pm 0,109$; $0,079 \pm 0,013$, y $0,229 \pm 0,045$, respectivamente, las cuales se presentan en las expresiones (6) y (7) para la irradiación térmica y epitérmica.

$$cps_{nt} = 1,440 * \mu\text{g}U + 0,079 * \mu\text{g}Th \quad (6)$$

$$cps_{ne} = 0,435 * \mu\text{g}U + 0,229 * \mu\text{g}Th \quad (7)$$

Para las ecuaciones anteriores se obtiene un coeficiente de correlación (r) igual a 0,999 en ambos casos, lo que indica un comportamiento lineal entre la tasa de conteo y la cantidad de uranio o torio en las muestras analizadas. La calibración obtenida es verificada mediante los estándares de control a partir de las series de irradiación, lo cual permite establecer si variaciones en el flujo neutrónico del reactor obligan a un proceso de recalibración.

3.2. Selectividad

Para el análisis de este parámetro se irradiaron 4 muestras de MRC (mezcla MR1 y MR2) de concentración intermedia (200 $\mu\text{g/g}$ de uranio, y 400 $\mu\text{g/g}$ de torio) y 4 duplicados con 25 mg, 50 mg y 75 mg de cadmio en polvo respectivamente. El torio se considera un interferente del uranio, por consiguiente, se analiza la discriminación entre estos dos elementos con el uso de carbonato de cadmio (CdCO_3) como sustancia absorbente de neutrones térmicos. Adicionalmente, se evalúan las interferencias debido a la presencia de berilio y oxígeno presentes en el ambiente y el carbonato de cadmio adicionado. El experimento fue realizado por el mismo grupo de analistas el mismo día. Se analizan los resultados de concentración e incertidumbre obtenidos y se evalúa la precisión mediante el coeficiente de variación expresado en

porcentaje (% CV), con un criterio de aceptación menor a 7,2 % para el uranio y 6,5 % para el torio.

Se obtienen valores de repetibilidad aceptables, iguales a 2,5%; 2,8%, y 3,1%, para el uranio, usando tanto 25 mg, como 50 mg y 75 mg de cadmio, respectivamente. Para el torio, los valores del coeficiente de variación, iguales a 8,3% y 14,1%, son mayores al criterio de aceptación al usar 50 mg y 75 mg de cadmio, respectivamente. Las interferencias provenientes de la activación del berilio y oxígeno son despreciables por ser poco abundantes, por tener una pequeña sección eficaz de activación y un tiempo de vida menor que el de retardo de 20 s. Se concluye que los resultados de concentración del uranio no se ven afectados con valores superiores a 50 mg de cadmio. Para el torio, los resultados de concentración varían con la cantidad de cadmio usado, lo que indica que la discriminación aumenta con la cantidad de absorbente en las muestras. Se establece un valor intermedio de 50 mg de cadmio para la discriminación y determinación del uranio y el torio en el análisis de los parámetros de validación restante. Se encuentra que valores por encima de 80 mg de cadmio generan reactividad negativa y apagado del reactor, debido a la absorción de una mayor cantidad de neutrones térmicos en el sitio de irradiación de la muestra.

3.3. Intervalo de trabajo

3.3.1. Linealidad

Para la evaluación de este parámetro se construyeron tres curvas de referencia, cada una de ellas con 6 muestras de MRC (GSR-1 y mezclas de MR1 y MR2), con cantidades que van desde los 2,0 μg a 200 μg de uranio y 6,0 μg a 400 μg de torio y sus respectivos duplicados con cadmio. El experimento se lleva a cabo por el mismo grupo de analistas en un tiempo de dos días. En la figura 3 se ilustran los resultados del comportamiento de las cuentas por segundo netas (cpsn) obtenidas al variar la cantidad de uranio (a) y torio (b) en microgramos. Se observa un comportamiento lineal creciente; es decir, cuanto más masa o cantidad de uranio y torio, más cuentas se obtienen.

Se realiza una regresión lineal multivariable con las cpsn obtenidas para las diferentes cantidades de uranio y torio en las muestras y su duplicado con cadmio. En la tabla 3 se presentan los valores obtenidos en la regresión, el análisis estadístico de *t-Student* y la varianza de un solo factor con el correspondiente criterio y significado.

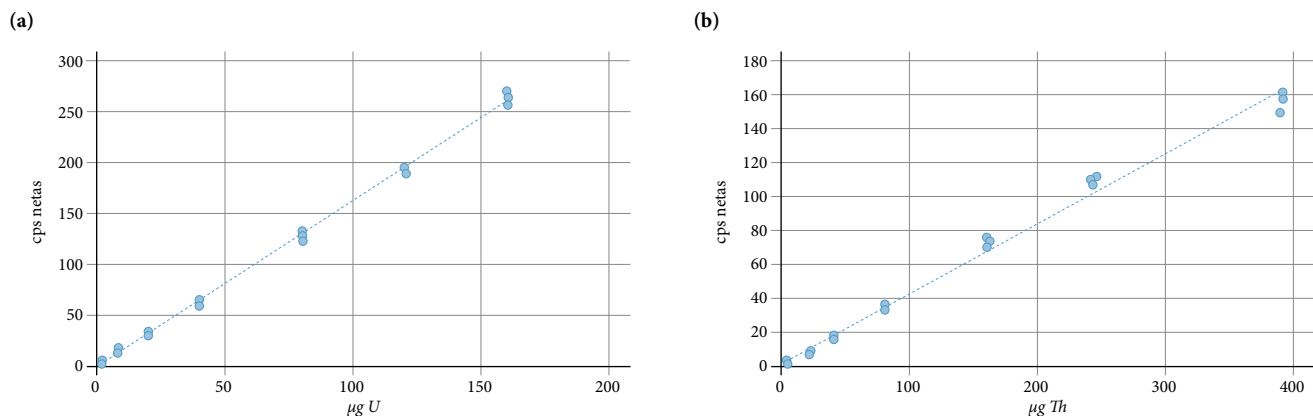


Figura 3. Linealidad para el uranio (a) y el torio (b) dado en cpsn vs. µg

Tabla 3. Regresión lineal multivariable para el uranio y el torio

Radionúclido	U	Th	Criterio/Significado
Pendiente x1	1,4 ± 0,1	0,6 ± 0,1	cpsn/µg
t-pendiente x1/t-coeficiente x1	13,6	8,5	tcal > tcrit m diferente de cero
Pendiente x2	0,1 ± 0,04	0,2 ± 0,03	cpsn/µg
t-pendiente x2/t-coeficiente x2	2,6	4,9	tcal > tcrit m diferente de cero
Intercepto	0,01 ± 1,1	-1,0 ± 0,8	Cpsn
t-intercepto	0,01	-1,3	tcal < tcrit
t-crítico	2,1	2,1	Intercepto igual a cero
Coefficiente correlación (r)	0,999	0,999	tcal > tcrit
Coefficiente determinación (R2)	0,999	0,998	Correlación entre x y y
Variación de los residuales	3,4	2,4	Fcal > Fcrit
F regresión	7593,5	5142,6	Regresión lineal
F crítico	3,6	2,0E-25	Fcal < Fcrit
F falta de ajuste	0,04	0,02	Modelo lineal, se ajustan los datos
F crítico	2,9	2,9	

De la tabla anterior se puede concluir que, tanto para el uranio como para el torio, la curva de calibración presenta una pendiente diferente de cero, una correlación entre x y y , así como un modelo lineal con ajuste a los datos. Se encuentra un intercepto igual a cero para el uranio, mientras que, para el torio, registra valores negativos. El intercepto negativo se puede deber a cambios en la pendiente de la curva producto de diferentes relaciones de uranio/torio en el material GSR-1 ($U/Th = 0,3$) y la mezclas de MR1 y MR2 ($U/Th = 0,5$), donde la determinación del torio se ve afectada por la cantidad de uranio en la muestra.

3.3.2. Límite de detección

Los límites de la técnica para el cálculo de la concentración de uranio y torio se determinan con las ecuaciones de límite

crítico (LC), límite de detección (LD) y límite de cuantificación (LQ) presentadas en la tabla 2. Para esto se toma un historial de 11 lecturas del fondo natural (con un promedio de 0,161 cps) detectado por el equipo de neutrones retardados. Las cps obtenidas en cada lectura se usan en la ecuación de calibración (6) y (7) para determinar los µg/g de uranio y torio con muestras de 1,0 g de masa. Se obtiene un promedio de 0,3 µg/g y 1,8 µg/g y una desviación estándar de 0,01 µg/g y 0,02 µg/g para el uranio y el torio, respectivamente. Se evalúa la precisión mediante el coeficiente de variación expresado en porcentaje (% CV), encontrando un valor de 6,8% y 3,9% para uranio y torio, respectivamente; menor al criterio establecido del 14,6% [32]. Se obtiene un LC igual a 0,1 µg/g y 0,9 µg/g, un LD igual a 0,3 µg/g y 1,8 µg/g y un LQ igual a 0,8 µg/g y 5,5 µg/g para el uranio y torio, respectivamente.

Con estos resultados, se establece un LD de 0,3 $\mu\text{g/g}$ para el uranio y 1,8 $\mu\text{g/g}$ para el torio, con un tiempo de conteo de 100 s y muestras de 1,0 g. Los resultados de límite de detección son comparables a los reportados en la literatura, igual a 0,07 $\mu\text{g/g}$ y 2,0 $\mu\text{g/g}$ para uranio y torio, respectivamente [2], y entre 10 a 4 veces menores a la concentración promedio mundial de uranio y torio en muestras ambientales, igual a 2,8 $\mu\text{g/g}$ y 7,4 $\mu\text{g/g}$, respectivamente [35].

Con el análisis de linealidad, los valores máximos de concentración de los materiales MR1 y MR2 como límite superior y los resultados de límite de detección, se determinan los siguientes rangos o intervalos de trabajo: uranio entre 0,3 $\mu\text{g/g}$ a 400 $\mu\text{g/g}$, y torio entre 1,8 $\mu\text{g/g}$ a 800 $\mu\text{g/g}$. La ampliación del límite superior para el uranio y torio se analizará en una posterior validación o estudio, con la adquisición de materiales de referencia de mayor concentración y controlando la exposición del operador a la tasa de dosis gamma.

3.4. Veracidad y precisión

3.4.1 Muestras de material de referencia (MRC)

Para la evaluación de estos parámetros se realiza la irradiación de 7 muestras de MR1 y MR2 mezclados con concentración intermedia igual a 200 $\mu\text{g/g}$ de uranio, y 400 $\mu\text{g/g}$ de torio, y duplicados con 50 mg de cadmio. También, se evaluaron 8 muestras del mismo material con una mayor concentración de uranio que de torio, igual a 365 $\mu\text{g/g}$ y 74,5 $\mu\text{g/g}$,

respectivamente, y sus duplicados con 50 mg de cadmio. El experimento fue realizado por el mismo grupo de analistas el mismo día. En la tabla 4 se presentan los resultados en unidades de cpsn y fracción másica ($\mu\text{g/g}$) para evaluar el efecto de la regresión multivariable en los resultados.

La veracidad de los resultados de la tabla anterior se evalúa mediante el porcentaje de error con un criterio de aceptación entre 5 % a 12 %. La repetibilidad se analiza mediante el coeficiente de variación expresado en porcentaje (% CV) con un criterio de aceptación menor al 7,2 % para el uranio y 6,5 % para el torio. Se obtiene una desviación estándar de 1,7 cpsn y 6,9 \pm 0,4 $\mu\text{g/g}$ para el uranio y de 1,3 cpsn y 28,6 \pm 3,1 $\mu\text{g/g}$ para el torio, un coeficiente de variación de 2,8 % y 3,8 % para el uranio y de 3,5 % y 6,1 % para el torio; así como un porcentaje de error de 8,5 para el uranio y de 15,4 para el torio, respectivamente. Se realiza la prueba de Dixon's [36] para la exclusión de datos anómalos en el análisis estadístico, los cuales se señalan en color rojo en la tabla anterior (muestras S7 167 y S7 172). Para las 8 muestras de MRC con una mayor concentración de uranio que de torio y sus duplicados con cadmio, se obtiene una desviación estándar de 8,1 \pm 0,4 y 23,0 \pm 2,4 $\mu\text{g/g}$, un coeficiente de variación de 2,4 % y 3,5 %, así como un porcentaje de error de 8,3 y 780,1 para el uranio y torio, respectivamente.

Analizando los resultados anteriores se encuentran para el uranio valores de porcentaje de error y repetibilidad menores a los valores de aceptación establecidos, tanto en unidades de cpsn como $\mu\text{g/g}$, cuando se tiene una mayor o

Tabla 4. Resultados de veracidad y precisión con muestras de MRC

Código muestra	Veracidad-Precisión					
	Material de referencia 200 $\mu\text{g/g}$ U y 400 $\mu\text{g/g}$ Th					
	U			Th		
	Lectura (cpsn)	Lectura ($\mu\text{g/g}$)	Código muestra	Lectura (cpsn)	Lectura ($\mu\text{g/g}$)	
S7 159	62,1	190,4 \pm 10,6	S7 160	37,3	447,8 \pm 49,1	
S7 161	63,7	191,5 \pm 10,6	S7 162	38,1	446,4 \pm 48,9	
S7 163	59,4	181,6 \pm 10,1	S7 164	36,5	451,0 \pm 49,5	
S7 165	60,4	175,2 \pm 9,8	S7 166	39,0	483,7 \pm 52,9	
S7 167	66,4	203,6 \pm 11,3	S7 168	39,8	476,6 \pm 52,1	
S7 169	60,5	181,3 \pm 10,1	S7 170	39,7	519,6 \pm 56,8	
S7 171	59,4	176,0 \pm 9,8	S7 172	39,9	530,8 \pm 58,0	
Promedio	60,9	182,7 \pm 10,2		38,4	470,9 \pm 51,5	
Desvest	1,7	6,9 \pm 0,4		1,3	28,6 \pm 3,1	
CV (%)	2,8	3,8		3,5	6,1	
Repetibilidad	Sí	Sí		Sí	Sí	
Error (%)		8,5			15,4	
%Error		Sí			No	
	% Error - Criterio aceptación 5 a 12 %			Repetibilidad - Criterio aceptación % CV < 7,2 para uranio % CV < 6,5 para torio (Horwitz)		

menor cantidad de uranio en la muestra respecto a la del torio. Por su parte, para el torio, el valor del coeficiente de variación para las lecturas en unidades de fracción másica ($\mu\text{g/g}$) es mayor al obtenido con las lecturas en cpsn, lo cual puede deberse a que las cuentas usadas en las dos ecuaciones de cálculo no provienen solo del uranio y el torio respectivamente. Adicionalmente para el torio, se encuentran valores de porcentaje de error mayores a los términos de aceptación establecidos, causado por una discriminación insuficiente con la adición de 50 mg de cadmio y una fuerte interferencia del uranio, agravado cuando la concentración del uranio en la muestra es mayor a la del torio.

3.4.2. Muestra de matriz sedimento

La veracidad y precisión también se evalúa con la irradiación de 6 duplicados de una muestra NORM natural de matriz sedimento (SED4), 6 duplicados con la adición del 50 % de la concentración de la misma muestra y sus correspondientes duplicados con 50 mg de cadmio. El sedimento presenta una fracción másica esperada de 35,6 $\mu\text{g/g}$ de uranio y 9,3 $\mu\text{g/g}$ de torio, y los duplicados adicionados de 53,4 $\mu\text{g/g}$ de uranio y 13,9 $\mu\text{g/g}$ de torio. El experimento fue realizado por diferentes grupos de analistas y diferentes días. En la tabla 5 se presentan los resultados de concentración e incertidumbre del uranio y torio en la muestra natural y sus adiciones.

La veracidad de los datos obtenidos en la tabla anterior se evalúa mediante el porcentaje de recuperación y el porcentaje de error; mientras que la precisión intermedia, mediante el coeficiente de variación expresado en porcentaje (% CV).

Se realiza la prueba de *Dixon's* para la exclusión de datos anómalos en el análisis estadístico, los cuales se señalan en color rojo en la tabla anterior (muestra S7 150). Se encuentran valores de porcentaje de recuperación, porcentaje de error y precisión intermedia aceptables para el uranio. Por su parte, para el torio, los valores del % CV cumplen el criterio de aceptación, mientras que el porcentaje de recuperación y de error no. Este incumplimiento se puede deber nuevamente a una discriminación insuficiente con la adición de 50 mg de cadmio y el análisis de muestras con mayor concentración de uranio que de torio.

3.5. Estimación de la incertidumbre

Para la estimación de la incertidumbre de la muestra analizada es necesario previamente la determinación de la incertidumbre de la eficiencia, para lo cual se usa una muestra de MR1 y MR2, con una fracción másica igual a 200 $\mu\text{g/g}$ de uranio y 400 $\mu\text{g/g}$ de torio. La incertidumbre expandida (con $k = 2$) para la eficiencia y la cantidad o concentración de uranio y torio se determina con el uso de las ecuaciones (4) y (5). Se encuentra que las principales contribuciones de la incertidumbre de la eficiencia en orden decreciente y su equivalente en porcentaje son la variabilidad del método (igual al 65,5 %), la estadística de conteo (igual al 25,2 %), el material de referencia para la calibración (igual al 8,9 %) y la masa en el proceso de pesaje (porcentaje restante). Para la incertidumbre de la muestra, los principales contribuyentes son la eficiencia de detección (igual al 79,7 %), la estadística de conteo (igual al 20,1 %) y la masa (porcentaje restante). Se

Tabla 5. Resultados de veracidad y precisión con muestra natural

Veracidad-Precisión							
Matriz de sedimento SED4 (35,6 $\mu\text{g/g}$ U y 9,3 $\mu\text{g/g}$ Th) + adicionado al 50 % (53,4 $\mu\text{g/g}$ U y 13,9 $\mu\text{g/g}$ Th)							
Código muestra	Lectura U ($\mu\text{g/g}$)	Lectura Th ($\mu\text{g/g}$)	Código muestra	Lectura U ($\mu\text{g/g}$)	Lectura Th ($\mu\text{g/g}$)	% Recuperación U	% Recuperación Th
S7 149	40,0 ± 2,5	73,9 ± 8,6	S7 157	58,3 ± 3,4	122,5 ± 13,7	91,3	131,5
S7 150	41,3 ± 2,5	64,9 ± 7,6	S7 158	59,0 ± 3,4	118,5 ± 13,3	86,0	165,3
S7 187	40,2 ± 2,5	75,1 ± 8,7	S7 195	58,7 ± 3,4	124,8 ± 14,0	92,3	132,3
S7 188	40,1 ± 2,5	73,1 ± 8,5	S7 196	60,4 ± 3,5	117,7 ± 13,2	100,9	122,0
S7 253	38,8 ± 2,4	76,3 ± 8,9	S7 261	58,3 ± 3,4	107,3 ± 12,1	100,7	81,2
S7 254	39,8 ± 2,5	67,5 ± 7,9	S7 262	58,3 ± 3,4	106,6 ± 12,0	93,4	116,0
Promedio	39,8 ± 2,5	73,2 ± 8,5		58,8 ± 3,4	116,2 ± 13,1	94,4	125,2
Desvest	0,6 ± 0,03	3,4 ± 0,4		0,8 ± 0,04	7,7 ± 0,8		
CV (%)	1,5 Sí	4,7 Sí		1,4 Sí	6,6 Sí		
Error (%)	11,7 Sí	685,2 No		10,2 Sí	731,4 No	Sí	No
Precisión intermedia - Criterio aceptación				% Recuperación - Criterio aceptación			
% Error - Criterio aceptación 5 a 12%		% CV < 8,8 para uranio % CV < 10,8 para torio (Horwitz)		% Recuperación: [85 - 115]			

obtiene que la incertidumbre de las muestras corresponde al 6,4 % del valor de la concentración para el uranio y al 12 % de la concentración para el torio.

3.6. Robustez

Para el análisis de la robustez del método se realiza una comparación entre los resultados de concentración de uranio y torio, obtenidos por la técnica de análisis por activación neutrónica instrumental (AANI) y la técnica de conteo de neutrones retardados (CNR). Para esto, se usan 6 muestras de la mezcla MR1 y MR2 con 0,3 g; 0,5 g, y 0,8 g de masa (dos réplicas cada una) y fracción másica intermedia (181,6 µg/g de uranio y 444,3 µg/g de torio), así como los duplicados con 50 mg de cadmio. Los resultados de la concentración e incertidumbre de uranio y torio se presentan en la tabla 6.

Los datos obtenidos en las tablas anteriores se evalúan mediante el porcentaje de error y el coeficiente de variación expresado en porcentaje (% CV). Se realiza la prueba de *Dixon's* para la exclusión de datos anómalos en el análisis estadístico, muestras S7 264 y S7 266. Se encuentra un valor de porcentaje de error y repetibilidad aceptable para el uranio obtenido con la técnica de conteo de neutrones, con un valor de error dos veces mayor al de la técnica de AANI. Por su parte, para el torio, el valor del porcentaje de error obtenido con CNR cumple el criterio de aceptación, mientras que el % CV no cumplen el criterio establecido. Se concluye que los

resultados de concentración obtenidos por medio de CNR son comparables con los valores por AANI; la determinación de la concentración del uranio con la técnica de CNR es robusta al cambio de masa de la muestra, mientras que la repetibilidad del torio se ve afectada por el cambio en la masa, debido posiblemente a la cantidad insuficiente de cadmio.

3.7. Sensibilidad

Se determina que la adición de 50 mg de cadmio (0,1 g de CdCO₃) no permite una apropiada discriminación entre las cuentas provenientes del uranio y el torio. Por consiguiente, se realiza un análisis adicional usando una muestra de MR1 con una cantidad muy baja de uranio, igual a 5,8 µg de uranio y 742,7 µg de torio, para analizar la sensibilidad del torio (relación entre las cuentas por segundo netas obtenidas y los microgramos de torio) en condiciones ideales. Se obtiene una sensibilidad de 6,4 cpsn/µg para el torio. Este valor se compara con la sensibilidad para el torio obtenida con 3 muestras de la mezcla MR1 y MR2, las cuales presentan una cantidad de 80 µg de uranio y 160 µg de torio, una masa de 0,400 g y 25 mg, 50 mg y 75 mg de cadmio, respectivamente. Se obtiene una sensibilidad igual a 53,2 cpsn/µg; 44,0 cpsn/µg y 38,0 cpsn/µg para la muestra con 25 mg, 50 mg y 75 mg de cadmio, respectivamente.

Se determina que la sensibilidad del torio disminuye con el aumento de la cantidad del absorbente de cadmio; sin embargo, para alcanzar una sensibilidad o discriminación entre

Tabla 6. Resultados de robustez obtenidos con la técnica de CNR y AANI

Robustez CNR-AANI Material de referencia 181,6 µg/g U				Robustez CNR-AANI Material de referencia 444,3 µg/g Th			
Código muestra	CNR U Lectura (µg/g)	Código muestra	AANI U Lectura (µg/g)	Código muestra	CNR Th Lectura (µg/g)	Código muestra	AANI Th Lectura (µg/g)
S7 263	190,8 ± 10,5	S7 275	173,0 ± 9,5	S7 265	480,3 ± 52,3	S7 275	459,0 ± 16,0
S7 264	212,9 ± 11,6	S7 276	182,0 ± 10,0	S7 266	388,9 ± 42,4	S7 276	502,0 ± 18,0
S7 267	199,8 ± 10,4	S7 277	168,0 ± 9,7	S7 269	431,7 ± 46,1	S7 277	474,0 ± 17,0
S7 268	209,8 ± 10,9	S7 278	183,0 ± 9,4	S7 270	437,8 ± 46,7	S7 278	490,0 ± 16,0
S7 271	191,1 ± 9,8	S7 279	165,0 ± 9,2	S7 273	503,6 ± 53,3	S7 279	459,0 ± 16,0
S7 272	200,8 ± 10,3	S7 280	175,0 ± 9,5	S7 274	461,4 ± 48,9	S7 280	498,0 ± 18,0
Promedio	198,5 ± 10,4		174,3 ± 9,6	Promedio	463,0 ± 47,3		480,3 ± 16,8
Desvest	7,9 ± 0,4		7,3 ± 0,3	Desvest	29,9 ± 3,6		19,1 ± 1,0
CV (%)	4,0		4,2	CV (%)	6,5		4,0
Repetibilidad	SÍ		SÍ	Repetibilidad	NO		SÍ
Error (%)	9,3		4,0	Error (%)	4,2		8,1
% Error	SÍ		SÍ	% Error	SÍ		SÍ
% Error - Criterio aceptación 5 a 12%		Repetibilidad - Criterio aceptación % CV < 7,3 (Horwitz)		% Error - Criterio aceptación 5 a 12%		Repetibilidad - Criterio aceptación % CV < 6,4 (Horwitz)	

el uranio y el torio, semejante al valor con muy baja presencia del uranio (caso ideal), sería necesario el uso de 446,9 mg de cadmio equivalente a 1,0 g de $CdCO_3$ en polvo. Esta cantidad de cadmio es inviable por el aumento de reactividad negativa en el reactor, que bajo una potencia de operación igual a 30kW lo apagaría, por lo que es necesario buscar una alternativa de solución. Se plantea blindar las muestras con láminas de cadmio e irradiarlas en la periferia del núcleo para evitar el apagado del reactor y los altos costos de los polvos absorbentes no reutilizables. También, se propone disminuir la potencia de operación del reactor a unos 20 kW para evitar cambios de reactividad bruscos, cubrir la muestra con unos 5 g de lámina de cadmio y realizar la irradiación en el núcleo del reactor. Dichas alternativas permitirían una discriminación suficiente entre las cuentas provenientes del torio y el uranio en la muestra, y garantizarían la confiabilidad de los resultados del torio.

3.8. Ajuste en la ecuación de cálculo para la determinación de uranio

Teniendo en cuenta el análisis y resultados obtenidos en la validación de la técnica, se encuentra que la discriminación del uranio y el torio no es suficiente, lo que genera una imposibilidad temporal en la determinación del torio con confiabilidad. Por consiguiente, es necesario establecer una ecuación de calibración para la determinación de solo uranio. Para esto, se analizan las mismas muestras de calibración para el uranio, usadas en la determinación de la ecuación (6), más un duplicado de materiales de referencia, con diferentes relaciones de uranio/torio, para cantidades entre 120 μg a 400 μg de uranio. En la figura 4 y la expresión (8) se presentan la curva y ecuación de calibración, con valores iguales a $0,694 \pm 0,006$ y $-0,897 \pm 2,107$, para la determinación de la cantidad de uranio en microgramos usando las cuentas por segundo netas (cpsn) de la muestra. Se observa un comportamiento lineal creciente, con un coeficiente de correlación igual a 0,999; es decir, cuanto más masa o cantidad de uranio, más cuentas se obtienen. Los duplicados con diferente relación de cantidad de uranio y torio se incluyen para obtener una pendiente de calibración promedio, ya que la regresión varía dependiendo de la relación uranio/torio, y dicho efecto es más importante al determinar cantidades bajas. La calibración es verificada en cada sesión de irradiación mediante los estándares de control.

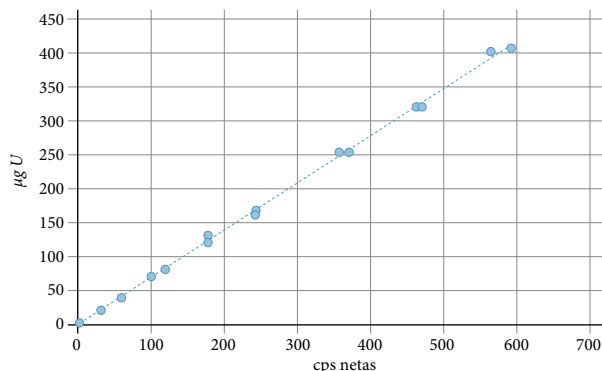


Figura 4. Curva de calibración para uranio dada en $\mu g U$ vs cpsn

$$\mu g U = 0,694 * cps_n - 0,897 \quad (8)$$

Se realiza una reevaluación de los parámetros estadísticos, límite de detección, linealidad, veracidad, precisión y robustez, con el uso de la ecuación (8) y la masa de las muestras en la determinación de la concentración de solo uranio.

En la reevaluación de los límites de la técnica se usan las ecuaciones de LC, LD y LD, y 8 muestras de 1,0 g del material de referencia NCS 73302, con una concentración de 0,9 $\mu g/g$ de uranio. Con la ecuación (8) de calibración y el valor del límite en cpsn se determina el límite del uranio en unidades de fracción másica ($\mu g/g$). En el análisis de los resultados se encuentra un % CV igual a 7,2, el cual es menor al criterio de aceptación de 16,3 %; un LC igual a 2,6 cpsn o 0,9 $\mu g/g$; un LD igual a 5,2 cpsn o 2,7 $\mu g/g$, y un LQ igual a 15,6 cpsn o 9,9 $\mu g/g$. Teniendo en cuenta lo anterior, se determina un LD de 2,7 $\mu g/g$ para el uranio, con un tiempo de conteo de 100 s y una masa de 1,0 g, cuyo valor presenta el mismo orden de magnitud que la concentración promedio mundial de uranio en muestras ambientales, igual a 2,8 $\mu g/g$. Es importante resaltar que la técnica de conteo de neutrones retardados está pensada principalmente para la determinación de uranio en muestras con concentraciones mayores al promedio mundial, donde se sospecha la presencia de uranio. La veracidad y precisión de los valores de concentración de uranio cerca del límite de detección se verifican con el uso de 7 duplicados de 1,0 g del material de referencia 2711a con una concentración de 3,1 $\mu g/g$ de uranio. Se obtiene un % CV igual a 6,6 y un porcentaje de error del 3,1, los cuales cumplen con el criterio de aceptación establecido menor al 13,5 % y 12 % respectivamente.

Mediante los resultados de linealidad presentados en la curva de calibración anterior, los valores de concentración de los materiales MR1 y MR2 como límite superior y los valores obtenidos de límite de detección, se determina un rango o intervalo de trabajo para el uranio entre 2,7 $\mu\text{g/g}$ a 400 $\mu\text{g/g}$. Adicionalmente, se evalúan 20 muestras naturales de 1,0 g con concentraciones conocidas de uranio que van desde los 20 μg a los 2700 μg . Se analizan los resultados de las cuentas por segundo netas (cpsn), obtenidas al variar la cantidad de uranio en microgramos, de lo que se obtiene un comportamiento lineal con valores de concentración de uranio por debajo de los 2700 $\mu\text{g/g}$. Estos resultados permitirían ampliar el rango de trabajo mediante una extrapolación lineal de la calibración, con tasas de dosis gamma menores al límite seguro de la instalación. Sin embargo, es importante la ampliación del límite superior para el uranio, con materiales de referencia certificados de mayor concentración, lo cual se analizará en una posterior validación o estudio.

La veracidad y precisión se evalúan con la irradiación de 7 muestras de la mezcla MR1 y MR2 con una fracción másica igual a 200 $\mu\text{g/g}$ de uranio, llevado a cabo por el mismo grupo de analistas el mismo día. También se analizan los 6 duplicados de la muestra natural de sedimento (SED4) con 35,6 $\mu\text{g/g}$ de uranio y las 6 muestras con la adición del 50 % de la concentración, realizado por diferentes grupos de analistas y diferentes días. Los datos obtenidos se analizan mediante el porcentaje de error con un criterio de aceptación entre 5 % a 12 % y el coeficiente de variación con valores menores al 7,2 % para el material de referencia o 8,8 % para la muestra natural. Se obtiene una desviación estándar de $5,6 \pm 0,2$ $\mu\text{g/g}$, un coeficiente de variación de 2,7 %, así como un porcentaje de error de 1,8 para el uranio en las muestras de material de referencia. Para las muestras naturales y sus adiciones, se encuentra una desviación estándar de $0,6 \pm 0,02$ $\mu\text{g/g}$ y $0,9 \pm 0,03$ respectivamente, un coeficiente de variación de 1,5 % en ambos casos, así como un porcentaje de error de 9,1 y 8,1. Se determinan valores de porcentaje de error, recuperación, repetibilidad y precisión intermedia aceptables para el uranio, lo cual garantiza la confiabilidad de los resultados con la regresión lineal presentada en la ecuación (8), hasta ser posible el ajuste en la determinación del torio.

Se calcula la incertidumbre expandida de la concentración de uranio de forma similar a lo mostrado en la sección 3.5. La incertidumbre de la variabilidad del método o precisión se determina con las muestras del material de referencia

del parámetro de veracidad y precisión de la sección 3.4.1. y la ecuación (8), de lo que se obtiene un valor de desviación de 5,628 $\mu\text{g/g}$. Teniendo en cuenta esta variación y solo la concentración de uranio durante la irradiación térmica, se determina la incertidumbre de la eficiencia y, posteriormente, la incertidumbre de la concentración de uranio. Como resultado, la incertidumbre de las muestras corresponde al 4,6 % del valor de la concentración para el uranio.

Para el análisis de la robustez del método, se realiza una comparación entre los resultados de concentración de uranio obtenidos por la técnica de análisis por activación neutrónica instrumental (AANI) y la técnica de conteo de neutrones retardados (CNR) de las mismas muestras de la sección 3.6. Se encuentran valores de porcentaje de error iguales a 2,9 y 4,0 y coeficiente de variación de 1,9 % y 4,2 % para el uranio, obtenidos con la técnica de CNR y de AANI, respectivamente. Se concluye que la determinación de la concentración del uranio es robusta al cambio de masa de la muestra, mediante la ecuación (8), con un valor de error menor al obtenido por AANI.

Adicionalmente, se analizan dos materiales con 8 duplicados cada uno realizando cambios en las siguientes variables:

A. Masa de la muestra, usando el material GSR-1 (18,8 $\mu\text{g/g}$ U) con pesos de 0,5 g, 1,0 g, 1,5 g y 2,0 g y 2 duplicados para cada variación de la muestra.

Para las siguientes cuatro variables se usan duplicados de una muestra de suelo natural con fracción másica igual a 119 $\mu\text{g/g}$ de uranio:

B. Potencia del reactor, usando una potencia de 5 kW, 10 kW, 15 kW, 20 kW, 25 kW y 30 kW.

C. Tiempo de irradiación, durante un intervalo de tiempo de 40 s, 80 s, 120 s, 160 s, 200 s y 240 s.

D. Tiempo de conteo, por un tiempo de 40 s, 60 s, 80 s, 100 s, 200 s y 300 s.

E. Tiempo de retardo, usando intervalos de tiempo de 18 s, 19 s, 20 s, 21 s, 22 s y 23 s.

Se realiza el test de Youden y Steiner [33] donde las variaciones son agrupadas en los valores bajos (A, B, C, D, E) resaltados en negrilla y valores altos (a, b, c, d, e). Los resultados se presentan en la tabla 7.

Tabla 7. Test de Youden y Steiner

Variable	Variación	Concentración de U µg/g								Desviación (S)	Variable	Efecto	S * √(2)	
		s	t	u	v	w	x	y	z					
A	Cantidad de masa (g)	A (0,5, 1,0) a (1,5, 2,0)	20,1	19,3	20,0	19,5	19,2	19,5	19,9	19,2	0,4	VA A-a	0,3	0,5
B	Potencia (kW)	B (5, 10, 15) b (20, 25, 30) C (40, 80, 120)	18,8	42,4	78,7	94,9	61,5	18,8	120,2	121,9	41,4	VB B-b	68,6	58,5
C	t irradiación (s)	c (160, 200, 240)	67,7	124,7	100,9	124,0	115,9	120,2	67,7	121,9	24,4	VC C-c	34,6	34,5
D	t conteo (s)	D (40, 60, 80) d (100, 200, 300)	210,8	173,5	121,9	68,7	46,0	120,2	143,9	210,8	60,6	VD D-d	95,5	85,7
E	t retardo (s)	E (18, 19, 20) e (21, 22, 23)	126,4	118,0	122,2	115,2	113,2	121,9	113,2	120,2	4,7	VE E-e	7,8	6,7

Criterio aceptación VA, VB, VC, VD y VE <S*√(2)

En la tabla anterior se analizan los efectos de cada variable analizada, y se encuentra que los valores de la potencia del reactor, tiempo de irradiación, tiempo de conteo y tiempo de retardo superan el criterio de aceptación y tienen influencia en el método. Por su parte, el método es robusto a las variaciones en la cantidad de masa. Del análisis de resultados se determina que la potencia del reactor y el tiempo de conteo son los factores que más influyen en el método, ya que están directamente relacionados con el flujo neutrónico disponible en el sitio de irradiación, la cantidad de reacciones nucleares producidas y las cuentas obtenidas de la muestra. Así, los parámetros de operación deben establecerse en las condiciones de potencia y tiempo que generen la mayor estadística de conteo y la menor incertidumbre en los resultados.

4. Conclusiones

En este trabajo se calificó la validación del ensayo para determinar uranio y torio en matrices de suelo, roca y sedimento, por medio de la técnica de conteo de neutrones retardados (CNR), con el propósito de comprobar mediante evidencia objetiva que se cumplen los requisitos de calificación y confiabilidad analítica. Se evaluaron los parámetros estadísticos de selectividad, límite de detección, linealidad, veracidad, precisión y robustez con material de referencia certificados (MRC) y muestras naturales para establecer la bondad de la técnica.

Se obtuvo que la técnica de conteo de neutrones retardados presentó resultados trazables, confiables y representativos de la concentración de uranio en muestras geológicas de matriz suelo, sedimento y roca; mientras que para la determinación de la concentración del torio es necesario realizar ajustes posteriores en la cantidad de cadmio usado y la potencia de operación para garantizar la confiabilidad de sus

resultados. Para la conclusión anterior, se evaluó la exactitud del método, y se encontró que los resultados de la determinación del uranio cumplen con el criterio de veracidad y precisión. Por su parte, para el torio, el parámetro de veracidad no se cumplió, debido a una discriminación insuficiente entre el uranio y el torio con el uso de 50 mg de cadmio (0,1 g de CdCO₃ en polvo), principalmente cuando la cantidad de uranio en la muestra fue mayor a la del torio. Los valores del coeficiente de variación indicaron que no existe diferencia entre los resultados de concentración para el uranio y el torio obtenidos en diferentes días y con diferentes analistas. La técnica analítica reportada fue robusta a la variación de la masa de la muestra, pero no a la variación de la potencia de trabajo del reactor ni al tiempo de irradiación, conteo y retardo del proceso de operación.

Según los hallazgos, elementos como el oxígeno y el berilio no interfirieron en la determinación de la concentración del uranio y torio; el cálculo del uranio no se vio afectado por la presencia del torio, mientras que la determinación del torio se vio afectada por la presencia del uranio. Los resultados de la cantidad de uranio y torio frente a las cuentas por segundo netas presentaron un comportamiento lineal creciente, una pendiente diferente de cero y un coeficiente de correlación igual a 0,999. Se determinó un rango de trabajo para el uranio entre 0,3 µg/g a 400 µg/g, mientras que para el torio se estableció entre 1,8 µg/g a 800 µg/g, cuando se usó la regresión multivariable. Para el caso de la determinación de solo uranio, mediante una regresión lineal simple, se encontró un rango de trabajo entre 2,7 µg/g a 400 µg/g con posibilidad de extrapolación lineal hasta valores de 2700 µg/g U. Se obtuvo un límite de detección igual a 0,3 µg/g y 2,7 µg/g para el uranio y de 1,8 µg/g para el torio analizando muestras de 1,0 g, con un tiempo de conteo de 100 s. Las principales fuentes de error del método

fueron la eficiencia de detección (79,7%), la estadística de conteo (20,1%) y la masa de la muestra (valor restante), donde la incertidumbre encontrada para el uranio equivale al 6,4% y 4,6% del valor de la concentración, y para el torio, el 12%.

Referencias

- [1] M. T. Sellers, D. G. Kelly y E. C. Corcoran, "An automated delayed neutron counting system for mass determinations of special nuclear materials", *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, vol. 291, pp. 281-285, 2012. <https://doi.org/10.1007/s10967-011-1223-7>
- [2] R. J. Rosenberg, "A simple method for the determination of uranium and thorium by delayed neutron counting", *Journal of Radioanalytical Chemistry*, vol. 62, pp. 145-149, 1981. <https://doi.org/10.1007/BF02517348>
- [3] H. Kunzendorf, L. Løvborg y E. Christiansen, "Automated uranium analysis by delayed-neutron counting", *Roskilde: Risø National Laboratory*, 1980.
- [4] A. F. Porras Ríos, "Importancia de la adecuación de un laboratorio de neutrones retardados en Colombia para la exploración de uranio y protección radiológica en su manipulación y análisis", Bogotá: Universidad Nacional de Colombia, 2016. Disponible en <https://repositorio.unal.edu.co/handle/unal/57568>
- [5] N. N. Papadopoulos, "Rapid uranium analysis by delayed neutron counting of neutron activated samples", *Nuclear Research Center "Demokritos"*, vol. 153, pp. 1-3, 1985. Disponible en https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/19/030/19030954.pdf?r=1&r=1
- [6] J. H. Moon, S. H. Kim, Y. S. Chung *et al.*, "U determination in environmental samples by delayed neutron activation analysis in Korea", *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, vol. 282, art. 33, 2009. <https://doi.org/10.1007/s10967-009-0280-7>
- [7] D. C. Glasgow, "Delayed neutron activation analysis for safeguards", *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, vol. 276, pp. 207-211, 2008. <https://doi.org/10.1007/s10967-007-0434-4>
- [8] M. W. Echo y E. H. Turk, "Determination of U-235 by delayed neutron counting", *Division of Nuclear Materials Management*, AEC, and Chicago Operations Office, AEC, TID-7531. parte 1, pp. 153-173, 1957.
- [9] G. Bentoumi, R. B. Rogge, M. T. Andrews *et al.*, "A novel in-beam delayed neutron counting technique for characterization of special nuclear materials", *IEEE Transactions on Nuclear Science*, vol. 63, n.º 6, pp. 2807-2814, 2016. <https://doi.org/10.1109/TNS.2016.2624146>
- [10] G. I. Khalil y C. M. Buczko, "Simultaneous determination of U and Th by delayed fission neutron technique based on neutron generator", *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, vol. 95, pp. 101-110, 1985. <https://doi.org/10.1007/BF02165399>
- [11] N. K. Mumba, L. Vas y C. M. Buczko, "Uranium and thorium analyses by delayed fission neutron counting technique using a small neutron generator", *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, vol. 95, pp. 311-322, 1985. <https://doi.org/10.1007/BF02168028>
- [12] M. J. A. Armelin y M. B. A. Vasconcellos, "An evaluation of the delayed neutron counting method for simultaneous analysis of uranium and thorium and for ²³⁵U/²³⁸U isotopic ratio determination", *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, vol. 100, pp. 37-47, 1986. <https://doi.org/10.1007/BF02036497>
- [13] H. Kunzendorf y L. Løvborg, "Elemental interferences in the analysis of uranium by delayed-neutron counting", *Developments in Economic Geology*, vol. 15, pp. 583-595, 1981. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-42012-1.50041-6>
- [14] F. F. Dyer, J. F. Emery y G. W. Leddicotte, "A comprehensive study of the neutron activation analysis of uranium by delayed neutron counting", *OAK Ridge Natl. Lab. ORNL-3342*, pp. 1-68, 1962.
- [15] S. Fakhi, J. M. Paulus, S. Bouhlassa *et al.*, "Analysis of uranium using delayed neutron emission", *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, vol. 249, pp. 565-567, 2001. <https://doi.org/10.1023/A:1013238029752>
- [16] D. Mellow, D. J. Thomas, M. J. Joyce *et al.*, "The replacement of cadmium as a thermal neutron filter", *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, vol. 577, n.º 3, pp. 690-695, 2007. <https://doi.org/10.1016/j.nima.2007.05.001>
- [17] M. Anvia y S. A. Brown, "Correction methods for uranium analysis by DNAA", *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, vol. 311, pp. 1453-1458, 2017. <https://doi.org/10.1007/s10967-016-5105-x>
- [18] S. M. Eriksson, E. A. Mackey, R. M. Lindstrom *et al.*, "Delayed-neutron activation analysis at NIST", *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, vol. 298,

- pp. 1819-1822, 2013. <https://doi.org/10.1007/s10967-013-2568-x>
- [19] R. Kapsimalis, D. Glasgow, B. Anderson *et al.*, “The simultaneous determination of ^{235}U and ^{239}Pu using delayed neutron activation analysis”, *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, vol. 298, pp. 1721-1726, 2013. <https://doi.org/10.1007/s10967-013-2745-y>
- [20] N. Ozturk, T. Akyuz y A. Y. Erkol, “Determination of uranium and thorium in Eskisehir-Beylikahir ore samples by delayed neutron counting technique”, *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, vol. 201, pp. 439-446, 1995. <https://doi.org/10.1007/BF02164220>
- [21] C. Xiao, G. Yuan, X. Jin *et al.*, “Delayed neutron counting at CIAE”, *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, vol. 307, pp. 1657-1659, 2016. <https://doi.org/10.1007/s10967-015-4541-3>
- [22] C. Xiao, Y. Yao, X. Jin *et al.*, “Application of delayed neutron counting at CIAE”, *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, vol. 312, pp. 711-715, 2017. <https://doi.org/10.1007/s10967-017-5215-0>
- [23] M. T. Andrews, E. C. Corcoran, J. T. Goorley *et al.*, “A system for the measurement of delayed neutrons and gammas from special nuclear materials”, *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, vol. 303, pp. 2431-2437, 2015. <https://doi.org/10.1007/s10967-014-3786-6>
- [24] International Organization for Standardization – ISO, “Requisitos generales para la competencia de los laboratorios de ensayo y calibración”, ISO/IEC17025:2017, 2017. Disponible en <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso-iec:17025:ed-3:v2:es>
- [25] O. A. Sierra, K. G. Núñez, F. Nelson Acero *et al.*, “Implementación del método del triple monitor para la caracterización del flujo neutrónico del reactor nuclear de investigación IAN-R1”, *Revista Investigaciones y Aplicaciones Nucleares*, n.º 2, pp. 35-42, 2018. <https://doi.org/10.32685/2590-7468/invapnuclear.2.2018.56>
- [26] International Atomic Energy Agency, “Preparation of g-ray Spectrometry Reference Materials RGU-1, RTh-1 and RGK-1”, Report-IAEA/RL/148, Viena, 1987. Disponible en https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/18/088/18088420.pdf
- [27] W. Haizhou, “Certificate of certified reference materials”, *China National Analysis Center for Iron and Steel*, Beijing, NCS DC 73301-NCS DC 73306, WSC ISO9001, 2014. Disponible en https://assets.lgcstandards.com/sys-master%2Fpdfs%2Fha1%2Fh13%2F10137397428254%2FCOA_NCS+DC73306_ST-WB-CERT-2216422-1-1-1.PDF
- [28] C. A. González y S. J. Choquette, “Certificate of analysis standard reference material - 2711a”, *National Institute of Standards and Technology*, 2018. Disponible en <https://www-s.nist.gov/srmors/certificates/2711A.pdf>
- [29] Y. Cantillo, “Standard and reference materials for environmental science”, NOAA Technical Memorandum NOS ORCA 94, Silver Spring, Maryland, 1995. Disponible en <https://repository.library.noaa.gov/view/noaa/2924>
- [30] Eurolab España, P. P. Morillas y colaboradores, “Guía Eurachem: La adecuación al uso de los métodos analíticos – Una guía de laboratorio para la validación de métodos y temas relacionados”, 1ª ed., 2016. Disponible en https://www.eurachem.org/images/stories/Guides/pdf/MV_guide_2nd_ed_ES.pdf
- [31] U.S. EPA., “Method 200.8: Determination of trace elements in waters and wastes by inductively coupled plasma- Mass spectrometry”, Revision 5.4. Cincinnati, OH, 1994. Disponible en <https://www.epa.gov/sites/default/files/2015-06/documents/epa-200.8.pdf>
- [32] I. Taverniers, M. De Loose y E. van Bockstaele, “Trends in quality in the analytical laboratory. II. Analytical method validation and quality assurance”, *TrAC Trends in Analytical Chemistry*, vol. 23, n.º 8, pp. 535-552, 2004. <https://doi.org/10.1016/j.trac.2004.04.001>
- [33] H. Steiner y W. J. Youden, “Statistical manual of the Association of Official Analytical Chemists”, *AOAC International (Association of Official Analytical Chemists)*, Maryland, 1997.
- [34] International Organization for Standardization – ISO, “Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results — Part 2: Basic method for the determination of repeatability and reproducibility of a standard measurement method”, ISO 5725-2, 2019. Disponible en <https://www.iso.org/standard/69419.html>
- [35] M. Charles, “UNSCEAR Report 2000: Sources and effects of ionizing radiation”, *Journal of Radiological Protection*, vol. 21, n.º 1, pp. 83-85, 2001. <https://doi.org/10.1088/0952-4746/21/1/609>
- [36] R. B. Dean y W. J. Dixon, “Simplified statistics for small numbers of observations”, *Analytical Chemistry*, vol. 23, n.º 4, pp. 636-638, 1951. <https://doi.org/10.1021/ac60052a025>

Aplicación de la metodología de matrices de riesgo para un centro de medicina nuclear de alta complejidad basada en el seguimiento y análisis de incidentes radiológicos y desviaciones

Risk matrix for a highly complex nuclear medicine facility based on radiological incident analysis and follow-up

Nathaly Barbosa Parada¹, Beatriz Elena Quiroz Revelo¹, Yuly Marcela Cruz Guerra¹, Lorena Sandoval Castillo¹, Xiomara Cely Segura², Franklin Niño Duarte²

Citación: N. Barbosa, B. E. Quiroz, Y. M. Cruz, L. Sandoval, X. Cely y F. Niño, “Aplicación de la metodología de matrices de riesgo para un centro de medicina nuclear de alta complejidad basada en el seguimiento y análisis de incidentes radiológicos y desviaciones”, *Revista de Investigaciones y Aplicaciones Nucleares*, n.º 6, pp. 21-35, 2022. <https://doi.org/10.32685/2590-7468/invapnuclear.6.2022.649>

Resumen

El programa Sistema de evaluación del riesgo en radioterapia (SEVRRRA) y la metodología de matrices de riesgo son iniciativas regionales para la implementación y uso de las evaluaciones de seguridad en prácticas médicas e industriales que emplean radiaciones ionizantes, en la búsqueda por mejorar la cultura de seguridad de estas instalaciones. En el presente estudio se adaptaron y revaluaron las metodologías y herramientas disponibles, a partir de una matriz de riesgo elaborada para la práctica de medicina nuclear diagnóstica y terapia radiometabólica, con lo cual se establecen métodos cuantitativos y se conocen los escenarios de exposición (cálculos de dosis-relación con efectos). Luego de la revisión y seguimiento de incidentes y desviaciones presentados en un periodo de cuatro años, se llegó a la necesidad de reevaluar la matriz inicial, y definir un procedimiento cíclico para el análisis de los sucesos iniciadores (SI) y las funciones de seguridad. Como resultado, se incluyeron 14 SI, 25 se eliminaron y 28 se modificaron; las funciones de seguridad aumentaron en la práctica de terapias radiometabólicas, mientras que para diagnóstico disminuyeron. En la matriz de riesgo final no se encontraron SI clasificados como riesgo alto, pero sí una disminución en los de riesgo medio y un aumento en los de riesgo bajo. El estudio del reporte de incidentes y su análisis permite concluir que no aumenta el

¹ Instituto Nacional de Cancerología, Bogotá, Colombia.

² Universidad Nacional de Colombia, Bogotá Colombia.

Autor de correspondencia: Nathaly Barbosa Parada, nbarbosap@cancer.gov.co



nivel de riesgo asociado a la práctica evaluado con anterioridad, sino que disminuye, de igual forma muestra que la matriz de riesgo debe reevaluarse periódicamente conforme se implemente el programa de aseguramiento de la calidad.

Palabras clave: matriz de riesgo, medicina nuclear, incidentes radiológicos, desviaciones de proceso, SEVRRRA.

Abstract

The radiotherapy risk assessment system (SEVRRRA in spanish) software and the risk matrix methodology are regional initiatives for the implementation of safety assessments in radioisotope medical and industrial facilities. In the present study, the risk matrix methodology was adapted for the practice of highly complex diagnostic nuclear medicine and radiometabolic therapy facilities. Quantitative methods were established using known exposure scenarios and calculations of the dose-effect relationship. Four years of review and follow-up of incidents showed that it was necessary to reevaluate the initial matrix and define a cyclical analysis procedure of the initiating events (IE) and its safety functions. As a result, 14 IEs were included, 25 were removed, and 28 were modified. Safety functions increased in the practice of radiometabolic therapies, while for diagnosis, they decreased. In the final risk matrix, IEs classified as high risk were not found. A remarkable decrease in those with medium risk, and an increase in those with low risk were also found. The incident report analysis allows us to conclude that the level of risk associated with the previously evaluated facility does not increase; instead, it decreases. The risk matrix must be periodically re-evaluated as the safety assurance program is implemented as a quality culture cornerstone.

Keywords: risk matrix, nuclear medicine, radiological incidents, process deviations, SEVRRRA.

1. Introducción

Desde el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) y el Foro Iberoamericano de Organismos Reguladores Radiológicos y Nucleares, se han realizado esfuerzos para generar guías en torno a las evaluaciones de seguridad de las prácticas médicas que usan radiaciones ionizantes. Un primer acercamiento a esta iniciativa se realizó en 2012 con la publicación del TECDOC 1685/S en el cual se dan pautas muy concretas sobre cómo evaluar el riesgo radiológico para sucesos iniciadores (SI), a través de la frecuencia con la que ocurre el suceso, las barreras que se tienen ante este y sus consecuencias; a través de la metodología de matrices de riesgo, propuesta particularmente para radioterapia [1]. Entre 2015 y 2016, el Foro Iberoamericano, en su búsqueda por estandarizar la metodología propuesta para radioterapia, presenta el *software SEVRRRA* (Sistema de Evaluación del Riesgo en Radioterapia), el cual sintetiza toda la información del TECDOC 1685/S y permite seleccionar SI,

barreras y frecuencias que apliquen a la instalación del usuario para realizar la evaluación del riesgo radiológico, además de crear nuevas etapas de evaluación y variables de seguridad para gestionar el riesgo asociado a las prácticas que desarrolle la instalación [2]. A pesar de los esfuerzos internacionales por crear esta herramienta tecnológica, su alcance no es aplicable para la evaluación del riesgo radiológico en otras prácticas médicas, razón por la cual, en 2018 Duménigo *et al.* realizaron una adaptación de la metodología del TECDOC 1685/S a medicina nuclear diagnóstica y terapéutica [3], [4]. Allí se brindan los pasos en la evaluación del riesgo radiológico asociado a la práctica en medicina nuclear, SI propuestos a la práctica, asignaciones de frecuencias, y las barreras para mitigar y prevenir SI de una instalación hipotética.

1.1. Matrices de riesgo

Son un método de análisis semicuantitativo de los sucesos que se pueden desencadenar en un accidente. El método se basa en evaluar dichos sucesos, teniendo en cuenta las me-

didadas de seguridad previstas para hacerles frente y las consecuencias potenciales. La metodología aplicada por el programa SEVRRRA y Duménigo *et al.*, para las prácticas médicas en medicina nuclear, requiere [2], [3], [4]:

1. Identificar los SI que, dentro de cada etapa, pueden ocurrir y sobre la población en la que pueden incidir: trabajador ocupacionalmente expuesto (TOE), paciente o público.
2. Reconocer a las personas representativas que resultarían expuestas a radiación ionizante si ocurre el fallo y así clasificar la consecuencia de la exposición como: muy alta, catastrófica o muy grave (CMA); alta o grave (CA); media o moderada (CM), o baja (CB).
3. Asignar un nivel de frecuencia y su reclasificación de ocurrencia de los sucesos iniciadores: frecuencia alta (FA), frecuencia media (FM), frecuencia baja (FB), frecuencia muy baja (FMB). Dicha clasificación puede realizarse de forma cuantitativa a partir de la frecuencia de las tareas y la probabilidad de fallo o de forma semicuantitativa, y en consideración del número de fallos ocurridos en un periodo evaluado y su reclasificación basado en el número de reductores de frecuencia (enclavamientos, procedimientos, etc.) asignados a cada SI.
4. Identificar las barreras existentes que eviten la exposición a radiación ionizante una vez ha ocurrido el SI (enclavamientos, procedimientos, etc.). De acuerdo con el número de barreras existentes, la probabilidad de que ocurra el SI se clasifica en: alta (PA), media (PM), baja (PB) o muy baja (PMB).
5. Finalmente, se clasifica el riesgo al conjugar los niveles de frecuencia, de consecuencia y de la probabilidad de fallo de las barreras [3]. Un riesgo muy alto (RMA) es considerado inaceptable y requiere la intervención inmediata de la práctica para evitar que se materialice; lo mismo ocurre con un riesgo alto (RA), siempre que las consecuencias hayan sido clasificadas como altas o muy altas. Para los riesgos medios (RM) o bajos (RB), pueden introducirse mejoras, sin ser estas inmediatas.

En Colombia, en 2002 se estableció el marco legal con las normas básicas de seguridad y protección radiológica, en el cual se mencionó por primera vez la necesidad de que en las se instalaciones efectuarán evaluaciones de seguridad, y

se determinaran las formas en que podrían producirse exposiciones normales y potenciales, así como su probabilidad e impacto; pero fue luego de 2014 que se hace obligatoria para la obtención de autorizaciones de manejo de material radiactivo [5].

Tomando como base el programa SEVRRRA, soportado previamente para medicina nuclear por el dominio de la Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias de México [6], en 2017 se realizó la evaluación de seguridad; se adaptaron los sucesos iniciadores y las funciones de seguridad (barreras, reductores de frecuencia y reductores de consecuencia), propuestos en la matriz de la herramienta, para la práctica de medicina nuclear convencional, PET/CT y terapia radiometabólica (TRM) de un centro de medicina nuclear de alta complejidad. Al ser la evaluación de riesgo un proceso cíclico que garantiza la atención continua sobre la mejora de la calidad, la matriz fue reevaluada en 2021, y se analizaron los SI planteados inicialmente, sus frecuencias y consecuencias, así como las funciones de seguridad contemplados en la matriz de riesgo inicial.

2. Metodología

Si bien el proceso de evaluación del riesgo es cíclico, para el presente trabajo se consideran dos etapas: una matriz inicial (año 2017) en la que se evaluó el riesgo para las prácticas de medicina nuclear convencional, PET/CT y TRM, con adaptación, en SEVRRRA, de lo propuesto [3], [4], seguido de una actualización de la matriz (año 2021) que incluye los incidentes y desviaciones de procesos ocurridos dentro del tiempo transcurrido. Lo anterior permitió comparar ambas matrices de riesgo, incluyendo SI, sus funciones de seguridad, así como las frecuencias, consecuencias y clasificación del riesgo. La figura 1 resume la metodología implementada para la adaptación inicial de la matriz y la realización de un nuevo análisis basado en la evidencia.

2.1. Adaptación de la metodología de matrices de riesgo y el programa SEVRRRA

Aunque la metodología inicial contempla SI para la práctica de medicina nuclear, muchos de ellos no eran aplicables a la instalación objeto de análisis, ya sea por el contexto propio del país, o por no considerarse probable ni en el escenario más conservador con la modernización de los procedimien-

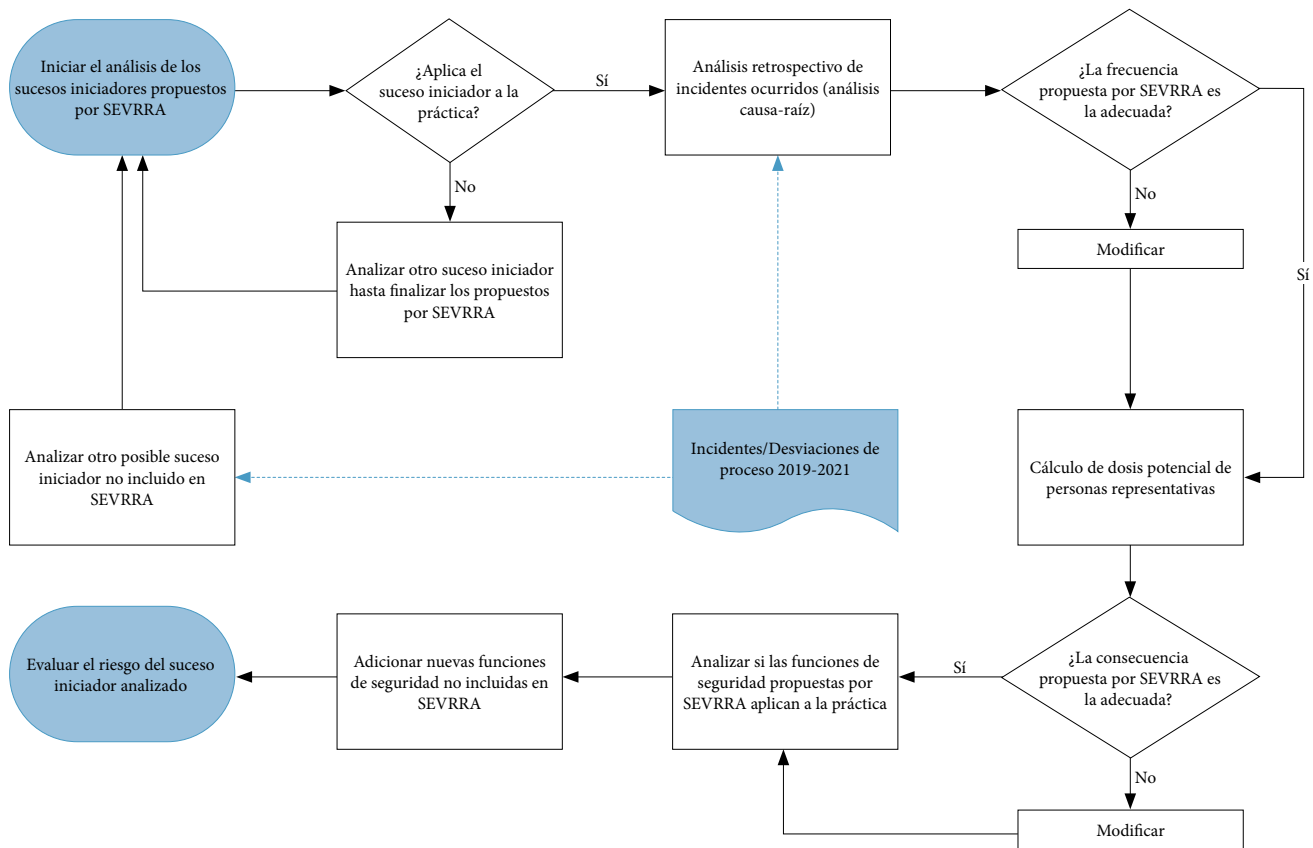


Figura 1. Diagrama de flujo para la elaboración de las matrices de riesgo, integrando la metodología dada por [3], los análisis de incidentes y desviaciones reportados entre 2017 y 2020.

tos [3], [4]. Así mismo, las frecuencias debieron ser ajustadas de aquellas planteadas por la herramienta, considerando el número de procedimientos diagnósticos y terapéuticos, y la capacidad instalada del centro.

Para las consecuencias, la clasificación fue realizada siguiendo métodos cuantitativos, estimando la dosis efectiva o equivalente, según el escenario de exposición: TOE [7], público o paciente [8], [9]; y en comparación con los umbrales de dosis para causar efectos determinísticos.

2.1.1. Consecuencia sobre el paciente

Los cálculos de las dosis normales (D_{normal}) recibidas por pacientes en procedimientos diagnósticos se adelantaron según el radiofármaco a administrar y los valores tabulados reportados por los ICRP 53 [8], 108 [9], y lo expuesto por Russell *et al.* [10]. Para aquellos eventos que conllevan a exposición accidental a pacientes, se tomaron como dosis potenciales (D_{pot}) el doble de la dosis efectiva recibida de la exposición normal (D_{normal}).

Para los criterios de clasificación de las consecuencias en pacientes las siguientes diferencias la radioterapia externa (RTE) y en terapias radiometabólicas (TRM):

1. En RTE, las tasas de dosis son de 2-10 Gy/min; mientras que en TRM, son muy inferiores, de alrededor de 3 mGy/min [11]. Esto implica que la proporción entre daño letal y daño subletal sea diferente en ambas técnicas de tratamiento, así como los efectos biológicos asociados a los tejidos. En la RTE errores en la prescripción o calibración de un equipo pueden impactar en pocos minutos a uno o múltiples pacientes.
2. En TRM, las terapias suelen administrarse entre 1 y 6 ciclos de tratamiento, con 6-8 semanas entre cada ciclo [12], [13], [14]; a diferencia de la RTE fraccionada, donde el tratamiento se fracciona en 25-32 sesiones diarias. El número limitado de sesiones y el tiempo que transcurre entre cada una de ellas incrementa la reparación subletal de tejidos y órganos en riesgo en la TRM frente a la RTE.

3. Las prescripciones en TRM se hacen basadas en actividad estándar administrada según el riesgo y patología, y no en términos de dosis absorbida como en RTE. En TRM, los ensayos clínicos y las guías no se basan en dosis como en RTE, sino en actividad administrada, por lo que, incluso en los ensayos clínicos, se incluyen variaciones en la dosis absorbida entre pacientes superiores a 25 % [12], [13], [14].
4. Las toxicidades causadas tras administración de TRM suelen ser poco probables, de bajo grado y transitorias; a diferencia de los posibles desenlaces de la RTE. La RTE cuenta con restricciones de dosis a órganos en riesgo para minimizar la probabilidad de complicaciones (dosis absorbida, relaciones dosis/volumen irradiado, o dosis absorbida media) [15]; la superación de los umbrales o límites de dosis incrementa el riesgo de presentar toxicidades más severas. En TRM, las toxicidades descritas son principalmente leves y reversibles [16]; por ejemplo, el nivel de nefrotoxicidad informado se limita a eventos relacionados con la enfermedad, y para la terapia con ¹⁷⁷Lu-PSMA, parece ser insignificante con las actividades actuales [17], [18].
5. A diferencia de los medicamentos citotóxicos y los agentes quimioterapéuticos, en radiofarmacia las unidosis son producidas de forma individual para cada paciente y no por lotes. Por esto, los controles de calidad son realizados a cada una de las unidosis que son despachadas. En la TRM, se producen medicamentos con técnicas de marcación específicas, y problemas en la producción del medicamento llevan a que el radiofármaco no quede marcado correctamente, por lo cual este no pasa los controles de calidad y no puede ser despachado para su administración.
6. En la RTE, se utilizan aceleradores lineales con emisión de alta fluencia de fotones de alta energía para impactar un blanco predefinido. Los errores asociados a la calibración o desempeño del acelerador lineal causan efectos directos en las dosis recibidas por los pacientes. Para la producción de radiofármacos terapéuticos, se reciben cantidades fijas de material radiactivo para ser marcado a través de diferentes técnicas químicas y producir los radiofármacos; estas cantidades son fijas y no se pueden multiplicar.

De acuerdo con lo mencionado, se replanteó la clasificación de las consecuencias de la herramienta inicial, tal y como se muestra en la tabla 1.

Tabla 1. Comparación entre la clasificación de los niveles de consecuencias entre la metodología SEVRRRA y las implementadas en el INC

Consecuencia	Consecuencias descritas en SEVRRRA	Análisis	Consecuencia metodología adaptada
Muy altas, catastróficas o muy graves (CMA)	Ocasionalmente muertes o daños limitantes a varios pacientes. Se asume que la magnitud de los errores de dosis es superior al 25 % respecto a la dosis prescrita. Pueden ser por subdosis o por sobredosis.	No es posible causar la muerte o daños limitantes debido a la dosis de radiación recibida. No es posible causar daños a más de un paciente al producirse en unidosis los radiofármacos y no en lotes. La misma actividad administrada a un número de pacientes puede llevar a diferencias iguales a superiores al 25 % en la dosis absorbida sin afectar el pronóstico del tratamiento. Diferencias en la actividad administrada de hasta 25 % no conllevan a un cambio de conducta clínica.	No se considera posible tener consecuencias muy altas para la práctica de medicina nuclear.
Altas o graves (CA)	Ocasionalmente la muerte o daños limitantes a un solo paciente, afectando a todo o gran parte del tratamiento. Se incluyen también en este nivel las exposiciones que afectan a múltiples pacientes cuyos errores de dosis están entre el 10 % y el 25 % respecto a la dosis prescrita (incluyendo el 25 %).	No es posible causar la muerte o daños limitantes debido a la dosis de radiación recibida. La misma actividad administrada a un número de pacientes puede llevar a diferencias iguales o superiores al 10 % en la dosis absorbida sin afectar el pronóstico del tratamiento. Las toxicidades reportadas suelen ser principalmente leves y reversibles. Sin embargo, existe probabilidad de toxicidad irreversible, ya sea por la administración del radiofármaco, la concomitancia con otras terapias o por el curso de la enfermedad.	Exposiciones que no ponen en riesgo la vida del paciente, sin embargo, pueden afectar su calidad de vida. Se incluyen toxicidades irreversibles. El principal sistema en riesgo para las terapias radiometabólicas es el hematopoyético. El umbral de dosis para la toxicidad hematológica es considerado generalmente en 2 Gy [19]. Es decir, se considera que la consecuencia es alta, si la dosis absorbida en médula ósea es mayor a 2 Gy: $D_{pot} \geq 2 \text{ Gy}$
Medias o moderadas (CM)	Clinicamente no ponen en riesgo la vida del paciente, son exposiciones que afectan a un paciente en una sesión de tratamiento.		Clinicamente no ponen en riesgo la vida del paciente, son exposiciones que afectan a un paciente en un solo ciclo de tratamiento. Se incluyen toxicidades transitorias y reversibles. Es decir: $2 \text{ Gy} > D_{pot} \geq D_{mor}$
Bajas (CB)		Disminución de la defensa en profundidad. No provocan desviaciones de dosis, es decir, $D_{pot} = D_{nor}$	

2.1.2. Consecuencia sobre los trabajadores y el público

La dosis por irradiación externa normal se calcula, por evento, con la ecuación (1):

$$D_{nor} = \Gamma \cdot \frac{A}{r^2} \cdot t \cdot \left(\frac{1}{2}\right)^{nHVL} \quad (1)$$

Donde, D_{nor} es la dosis por evento en (μSv); Γ la constante gamma del radionúclido ; A , la actividad de la fuente (MBq); r , la distancia a la fuente (m); t , el tiempo de permanencia cerca de la fuente (h), y $nHVL$, el número de capas hemirreductoras interpuestas.

La dosis potencial anual recibida se determina como:

$$D_{potA} = D_{nor} \cdot F_p \quad (2)$$

Donde, F_p es un factor de probabilidad que depende del tipo de suceso iniciador. Se incluyeron tres escenarios:

- » Sucesos relacionados con procedimientos operacionales: el factor de probabilidad es el producto entre la probabilidad de fallo del procedimiento multiplicado por número de eventos que se llevan a cabo en un año.
- » Sucesos relacionados con fallas en el diseño que recaen sobre personal externo a servicio: se consideran que la exposición resultante incrementa en 50% el valor de la dosis recibida en condiciones normales.

- » Sucesos relacionados con emergencias donde la ocurrencia se considera remotamente posible: ya que la probabilidad de ocurrencia no se incrementa con el número de procedimientos llevados a cabo, se considera que $F_p = 1$.

Con los valores de D_{potA} calculados, su nivel de consecuencia se clasifica como se detalla en la tabla 2.

2.2. Implementación de las matrices de riesgo

Una vez adaptada la metodología a la práctica médica, para determinar el riesgo radiológico se inicia con el análisis para las etapas de: 1) diseño de la instalación; 2) aceptación de equipos; 3) control y mantenimiento de los equipos; 4) recepción de radiofármacos e isótopos radiactivos; 5) prescripción del estudio o terapia; 6) administración de radiofármacos e isótopos radiactivos; 7) adquisición de imágenes; 9) procesamiento de imágenes; 10) emergencias convencionales ocasionadas por desastres naturales.

2.2.1. Análisis de causa raíz

Se utilizó la metodología de análisis de causa raíz mediante el diagrama de espina de pescado, para los incidentes y desviaciones de procesos reportados por el personal del servicio durante el periodo 2017-2020. Este diagrama de causa-efecto se puede utilizar para identificar las causas de un problema [23], [24]. El análisis se realiza mediante el trabajo conjunto de un equipo multidisciplinario que aporte ideas para la resolución del problema. Los pasos para usar el diagrama son los siguientes:

Tabla 2. Descripción de los niveles de consecuencias aplicados a trabajadores y público

Consecuencia	Consecuencia descrita en SEVRRRA	Análisis
Muy altas, catastróficas o muy graves (CMA)	Son aquellas que provocan efectos deterministas severos, siendo mortales o causantes de un daño permanente que reduce la calidad de vida de las personas afectadas.	La dosis letal $LD_{50/60d}$ entendida como la dosis absorbida tras la cual el 50% de la población fallecerá en 60 días, es de 4-6 Gy tras una irradiación corporal total [20]. Por tanto, se considera una consecuencia CMA, si la dosis efectiva: $D_{potA} > 4 \text{ Sv}$
Altas o graves (CA)	Son aquellas que provocan efectos deterministas, pero que no representan un peligro para la vida y no producen daños permanentes a la calidad de vida	Los efectos deterministas de la radiación ionizante incluyen eritema (dosis umbral de 3-5 Gy), opacidad del cristalino (dosis umbral de 2-10 Gy) y esterilidad permanente (dosis umbral de 2,5-6 Gy) [20], [21]. Se considera una consecuencia grave, todo suceso que lleve a una dosis efectiva superior a 2 Sv, es decir: $D_{potA} \geq 2 \text{ Sv}$
Medias o moderadas (CM)	Son aquellas que provocan exposiciones anómalas (o no previstas como normales, es decir, superan las restricciones de dosis o el límite de dosis establecidos en las regulaciones) que están por debajo de los umbrales de los efectos deterministas. Solo representan un aumento de la probabilidad de ocurrencia de efectos estocásticos.	Si bien el aumento de probabilidad de eventos estocásticos a dosis de radiación bajas es aún incierto, recientemente el estudio LSS (<i>Life Span Study</i>) ha mostrado que la relación dosis/respuesta puede ser estadísticamente significativa con dosis < 100 mGy [22]. Por esta razón, se considera que, la consecuencia es moderada, si su valor es superior al límite de dosis: $2 \text{ Sv} > D_{potA} \geq \text{Limite de dosis (TOE o público)}$
Bajas (CB)	No se producen efectos sobre los trabajadores y público, pero se degradan las medidas de seguridad.	Si la dosis potencial es superior a la dosis normal, pero inferior al límite de dosis anual, se considera una consecuencia baja: $\text{Limite de dosis (TOE o público)} > D_{potA} \geq D_{nor}$

1. Identificar el problema, lo que se quiere controlar o mejorar del incidente o evento reportado.
2. Plantear ideas por parte del grupo multidisciplinar sobre las causas del problema, relacionadas con cada una de las categorías (las espinas), podrían ser bastante amplias e incluir elementos u objetos como “personas”, “equipos”, “procedimiento”; las ideas guían a la selección de las causas del evento a analizar.
3. Identificar y añadir los factores que puedan afectar cada una de las causas principales.
4. Analizar el diagrama obtenido, en la búsqueda particular de causas que aparezcan en más de una categoría.
5. Clasificar las causas por orden de prioridad y definir la acción de mejora a emprender.

2.2.2. Categorización del riesgo

Para cada SI, se analizó su frecuencia y consecuencia; posteriormente, se identificaron las funciones de seguridad con las que se cuenta para cada suceso: reductores de frecuencia, barreras y reductores de consecuencia, tal como se esquematiza en la figura 1. Con los análisis individuales se categoriza el riesgo a cada suceso iniciador; si se considera necesario para RMA, RA o RM se reevalúa el nivel de barreras de acuerdo con la metodología de segundo cribado seguida en el Foro 2010 [2].

3. Resultados

3.1. Adaptación de la metodología de matrices de riesgo y el programa SEVRRRA

En la adaptación de la metodología de matrices de riesgo e implementación del programa SEVRRRA, se estudió la estadística de atención en el servicio de medicina nuclear. Los cálculos de las frecuencias asociadas a los sucesos iniciadores, así como la estimación de las dosis normales y potenciales de trabajadores y público, y las consecuencias asociadas se estimaron con los valores de la tabla 2, los cuales son significativamente mayores a los utilizados por la herramienta SEVRRRA. Se debe tener en cuenta que las frecuencias de los procedimientos son en condiciones normales de trabajo [2]. Para la estimación de las cargas de trabajo se consideró que el personal necesario para la ejecución de la práctica autorizada es: 1 oficial de protección radiológica, 7 médicos nucleares, 5 tecnólogos en medicina nuclear, 1 enfermero jefe, 2 auxiliares de enfermería y 1 físico médico.

Tabla 2. Estadística de atención, año 2017, por procedimiento

Diagnóstico	
Tipo de examen	# de exámenes
Gammagrafías, ^{99m} Tc	6509
PET/CT, ¹⁸ F	1155
Terapia	
Caso	# de terapias
Terapia CA de tiroides, ¹³¹ I	324
Terapia para hipertiroidismo, ¹³¹ I	23
Recorrido corporal, ¹³¹ I	39
Terapia ²²³ Ra	18
Terapia ¹⁷⁷ Lu	8

Nota: los valores mostrados fueron incluidos en los cálculos de las dosis normales y potenciales, así como en la asignación de las frecuencias de los sucesos iniciadores.

Tabla 3. Resultados de la matriz de riesgos, año 2017, adaptando la metodología SEVRRRA a la práctica

Práctica	Consecuencia			Riesgo		
	CB	CM	CA	Bajo	Medio	Alto
MN Convencional	27	40	0	35	32	0
PET	20	40	0	25	35	0
Terapias	26	25	2	27	26	0

En la matriz inicial para medicina nuclear convencional fueron considerados 67 SI; para PET, 60, y para terapias radiometabólicas, 53. En la tabla 3 se observa que para las prácticas diagnósticas no se hallaron consecuencias ni riesgos altos, aun evaluando los peores escenarios.

Para terapias radiometabólicas se encontraron dos consecuencias altas, las cuales no implican su clasificación como un riesgo algo. Esto indica que los reductores de frecuencia y las barreras planteadas para la práctica serían capaces de mitigar el riesgo asociado a los demás SI considerados. Por ejemplo, para el SI “Una paciente que desconoce estar en embarazo y se le administra material radiactivo con fines terapéuticos”, se evaluó el nivel de consecuencia para dos escenarios:

1. Terapia de 3700 MBq de ¹³¹I administrada a una mujer diagnosticada con cáncer de tiroides, para el caso más conservador que recae sobre la paciente donde la dosis efectiva recibida será de 4.07E+0⁴ mSv, por lo que se clasifica como consecuencia media o moderada (“Clínicamente no ponen en riesgo la vida del paciente, son exposiciones que afectan a un paciente en un solo ciclo de tratamiento. Se incluyen toxicidades transitorias y reversibles”).

2. Terapia de 3700 MBq de ¹³¹I administrada a una mujer diagnosticada con cáncer de tiroides con cinco meses en edad gestacional, para caso más conservador en el que recae sobre el feto (público), donde la dosis absorbida en la tiroides fetal es de 2,15E+06 mGy [25] y que a partir de los 300 Gy se produce la ablación tiroidea [26], por lo que se clasifica como consecuencia alta o grave (“Exposiciones que no ponen en riesgo la vida del paciente, sin embargo, pueden afectar su calidad de vida. Se incluyen toxicidades irreversibles”).

Sin embargo, se consideran las siguientes funciones de seguridad:

- » *Reductor de frecuencia.* Carga de trabajo moderada.
- » *Reductor de frecuencia.* Existencia de pancartas o señales de alerta para mujeres embarazadas o en periodo de lactancia dentro del servicio.
- » *Reductor de frecuencia.* Capacitación y entrenamiento a los médicos del servicio sobre los procedimientos de MN implementados.
- » *Barrera.* Exigir al paciente examen de prueba de embarazo en sangre realizado 24 horas antes de la administración de la terapia.

Se clasifica como medio el riesgo del SI, al tener un nivel de frecuencia muy bajo y una probabilidad de fallo moderada o media.

3.2. Análisis sobre los incidentes reportados

Los eventos reportados se clasificaron en tres categorías: seguridad del paciente, de los trabajadores y del público. Los incidentes relacionados con la seguridad de los pacientes se dividieron a su vez, en tres categorías:

1. *Referente al contenedor del radiofármaco.* Tres de los eventos están relacionados con el desempate de la jeringa al momento de administrar el radiofármaco, ocasionando derrames radiactivos y la administración de actividades inferiores a las prescritas en los pacientes con fines diagnósticos. En terapias radiometabólicas se presenta una situación específica, en la cual el paciente ingiere el capuchón del contenedor de la cápsula, situación que puede interferir en la metabolización tardía del

radiofármaco y, por ende, afectar el tiempo de hospitalización del paciente.

2. *Administración del radiofármaco.* Se encuentra un evento asociado a la administración de una actividad mayor a la prescrita, dos errores en la administración (paciente incorrecto, radiofármaco incorrecto) y tres repeticiones de estudios diagnósticos, al no proporcionar una imagen apropiada, relacionadas posiblemente con el control de calidad del lote del radiofármaco.
3. *Fallas de los equipos biomédicos.* Cuatro eventos están relacionados con la repetición de tomografía computarizada, ocasionada por fallas directamente en el equipo (PET/CT y SPECT/CT).

Para los incidentes relacionados con la seguridad de los trabajadores (ver figura 2), la mayor fuente de exposición fue a través del vómito radiactivo de pacientes sometidos a terapias radiometabólicas con ¹³¹I, una menor proporción, por orina de pacientes para diagnóstico con ^{99m}Tc y, finalmente, un caso reportado de superficies contaminadas en áreas controladas con ^{99m}Tc.

En el caso de los incidentes relacionados con la seguridad del público, se presentan dos situaciones durante la implementación del sistema de gestión de residuos líquidos radiactivos; las dos relacionadas con adecuaciones hidro-sanitarias hechas con presencia de vertimientos líquidos

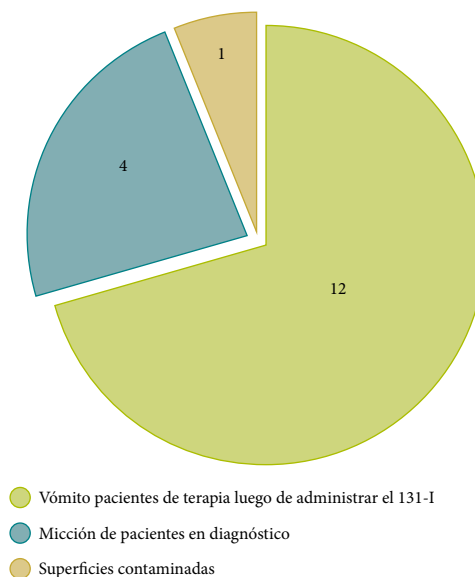


Figura 2. Incidentes relacionados con la seguridad radiológica de los trabajadores

contaminados en las tuberías, y en donde los miembros del público expuestos fueron los trabajadores del proveedor del sistema. Y un caso específico de la muerte de un paciente tras la administración de 7400 MBq de 177-Lu, donde se considera que las personas expuestas fueron quienes atendieron el incidente después del deceso. Un ejemplo de la implementación del análisis de causa raíz en las investigaciones puede encontrarse en el anexo 1 del material suplementario.

3.3. Actualización de la matriz de riesgo

Al realizar la reevaluación de la matriz según la metodología de la figura 1, se consideró pertinente eliminar los SI que no eran apropiados, o que podían ser unificados entre sí, dado que conllevan las mismas barreras, reductores de consecuencia y de frecuencia. Y se vio la necesidad de incluir SI relacionados a los incidentes y desviaciones de proceso ocurridos, como aquellos asociados al sistema de gestión de residuos líquidos, dado que este no estaba contemplado en la matriz de riesgo inicial y fue instalado en 2019.

En la figura 3 se muestra el cambio en el nivel de consecuencia entre la matriz de riesgo de 2017 y la de 2021. Para la matriz de las prácticas PET y MN, se observa una disminución aproximadamente del 60% en las consecuencias medias, mientras que para terapias la disminución fue de 20% al realizar la reevaluación.

A partir de los resultados del análisis, se incluyeron 14 nuevos SI, 25 fueron eliminados y 28 fueron modificados en su texto y analizados nuevamente para determinar

sus niveles de frecuencia y consecuencia; en algunos casos se presentaron cambios. La revisión de los SI permitió estudiar también las funciones de seguridad y, como resultado, la implementación de éstas se aumenta en terapias radiometabólicas tras la implementación del sistema de gestión de residuos radiactivos líquidos, mientras que en diagnóstico disminuyeron. Como ejemplo, en el anexo 2 del material suplementario se muestran, para la etapa 5, prescripción del estudio o terapia, la modificación en los SI y las funciones de seguridad en las dos matrices evaluadas.

La comparación entre el número de SI y funciones de seguridad asignadas en la matriz de 2017 y de 2021, aplicada a las tres prácticas, se resume en la figura 4. Se muestra que el número de SI disminuyó en 2021 para las tres prácticas. En el caso de TRM, se obtuvo que los reductores de frecuencia y los reductores de consecuencias tienen un aumento de 6 (23%) y 8 (53%), respectivamente, y frente al número de barreras se disminuyó en 5 (10%). Para MN convencional, las barreras disminuyeron en 9 (13%). Adicionalmente, se modificó el número de reductores de frecuencia y de consecuencia, aumentando en 3 (11%) y 2 (17%), respectivamente. Para PET/CT, los reductores de frecuencia disminuyeron en 12 (46%); en cambio, los reductores de consecuencias y las barreras aumentaron en 3 (30%) y 1 (2%), respectivamente. Las modificaciones corresponden, sobre todo, a la puesta en marcha de protocolos de identificación y de seguridad del paciente, lo que conlleva al aumento del número de funciones de seguridad en 45 en la matriz de riesgo del año 2021, lo que afectó 40 SI.

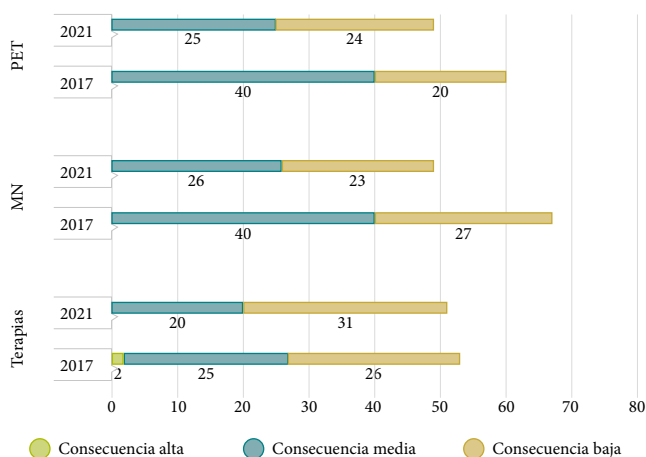


Figura 3. Cambio en los niveles de consecuencias para la matriz de 2021, asociados a los criterios de clasificación del nivel de consecuencia en pacientes actualizados

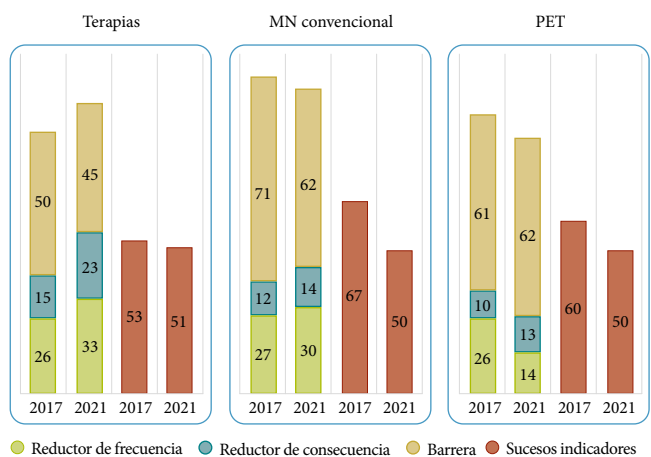


Figura 4. Cambio de SI y funciones de seguridad entre las matrices de los años 2017 y 2021 para las prácticas de terapia radiometabólica, medicina nuclear convencional y PET/CT

3.4. Categorización del riesgo

Como resultado, en la cualificación del riesgo para las tres prácticas analizadas, no se obtuvieron riesgos altos, se presentó una disminución en el riesgo medio (8 %, 14 % y 12 % para MNC, PET/CT y TRM, respectivamente) y un aumento en el riesgo bajo en la misma proporción. La variación de la cualificación del riesgo entre la matriz del 2017 y la del 2021 se muestra en la figura 5.

4. Discusión y conclusiones

Para el desarrollo de una evaluación de seguridad existen metodologías para prácticas médicas, como radioterapia [2] y adaptaciones de esta, aplicadas a medicina nuclear [4]. Este estudio unifica la metodología de análisis de causa raíz (para evaluar los SI que ya se tienen e incluir otros que no se contemplaron en la primera evaluación) y la metodología de matrices de riesgo para ponderar el riesgo radiológico asociado a los SI planteados.

Si bien, tanto las metodologías de análisis de causa raíz y de matrices de riesgo incluyen la clasificación de las consecuencias que ocurren tras la materialización del suceso iniciador, no se encuentran en la literatura métodos cuantitativos para realizar esta clasificación. La metodología planteada en este estudio ofrece una solución a los responsables de la realización de estas matrices de riesgo, al poder clasificar la consecuencia de acuerdo con dosis absorbidas o efectivas sobre las cuales se presentan efectos tisulares, y no como un ejercicio de comparación y clasificación cualitativa. Frente a la clasificación de las consecuencias en la exposición de pacientes, los argumentos presentados son sólidos para no extrapolar evidencias encontradas en la RTE a la TRM al no ser aplicable el principio de plausibilidad. Así, la matriz de riesgo aplicada a la medicina nuclear es más aproximada a la realidad de esta disciplina médica.

Por otro lado, la metodología aplicada para el análisis de las desviaciones de proceso y los incidentes permite incorporar los resultados a la matriz de riesgo de una forma dinámica. Esta integración no solo puede impactar el número de SI y su frecuencia, sino también las funciones de seguridad, al poner a prueba los enclavamientos, procesos y procedimientos diseñados para la práctica; así, genera un programa de seguridad y vigilancia radiológica específico de cada instalación.

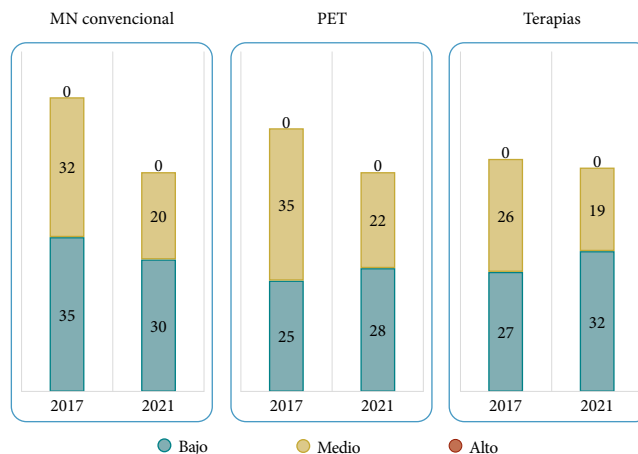


Figura 5. Cambio en la cualificación del riesgo para cada uno de los SI analizados entre las matrices del 2017 y del 2021 para las prácticas de terapia radiometabólica, medicina nuclear convencional y PET/CT del INC

La evaluación de riesgo realizada muestra que la medicina nuclear diagnóstica y terapéutica es una práctica de riesgo bajo/medio, incluso al considerar los escenarios más conservadores. Esto se relaciona con la clasificación de las fuentes utilizadas (fuentes categoría 5, es decir, no peligrosas) y la clasificación de la práctica (principalmente categoría 4, es decir, improbablemente peligrosa). Dentro de los resultados, la evaluación de seguridad no arroja riesgos muy altos, ya que las exposiciones en la práctica no tienen efectos catastróficos o de muerte en trabajadores ocupacionalmente expuestos [27], [28]. Tampoco, los resultados de este estudio reportan riesgos altos, a diferencia de algunos encontrados en la literatura para la práctica de medicina nuclear, donde se registran riesgos altos en la producción de radiofármacos, etapa que no está incluida en el presente trabajo. Es importante resaltar que actualmente la legislación colombiana [29], aunque solicita la estimación de dosis normales en la práctica médica, no exige la estimación de dosis potenciales, siendo esta última definitiva para una buena gestión del riesgo, como se describe en la metodología implementada.

Para mitigar el riesgo, y que dentro de la evaluación de seguridad se obtengan riesgos bajos o medios, es indispensable fortalecer barreras como la capacitación del personal ocupacionalmente expuesto en protección radiológica y atención de derrames radiactivos; implementar protocolos para descontaminar las zonas de trabajo antes de la jornada; medir en diferentes etapas la actividad de las unidades, y promover la cultura de la seguridad en la cotidianidad del servicio [30].

Referencias

- [1] *Aplicación del método de la matriz de riesgo a la radioterapia*, Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), Viena, 2012.
- [2] Foro Iberoamericano de Organismos Reguladores Radiológicos y Nucleares, *Sistema de Evaluación del Riesgo en Radioterapia (SEVRRRA)*, [en línea], 2010. Disponible en: <https://www.foroiberam.org/sevrra>
- [3] C. Duménigo, M. Guerrero, R. López *et al.*, “Matrices de riesgo en medicina nuclear. Modelación en SEVRRRA”, en: X Congreso Regional Latinoamericano IRPA de Protección y Seguridad Radiológica, Buenos Aires, 2015.
- [4] C. Duménigo, M. Guerrero, Y. Cruz *et al.*, “Evaluaciones de seguridad de la práctica de medicina nuclear utilizando el método de matrices de riesgo”, en: IX Latin American IRPA Regional Congress on Radiation Protection and Safety - IRPA 2013. Río de Janeiro, abril 15-19, 2013.
- [5] Ministerio de Minas y Energía, “Resolución 90874 de 2014”, *Diario Oficial*, n.º 49.241, pp. 59-72, 2014.
- [6] Foro Iberoamericano de Organismos Reguladores Radiológicos y Nucleares, *SEVRRRA RADIOTERAPIA*, [en línea], 2012. Disponible en: <https://www.foroiberam.org/web/guest/sevrra-radioterapia>
- [7] *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, International Commission on Radiological Protection (ICRP), publ. 103, Ontario, Canadá, 2007.
- [8] *Radiation dose to patients from radiopharmaceuticals*, International Commission on Radiological Protection (ICRP), publ. 53, Ann. ICRP 18, Ontario, Canadá, 1988.
- [9] *Environmental protection - The concept and use of reference animals and plants*, International Commission on Radiological Protection (ICRP), pub. 108, Ann. ICRP 38(4-6), Ontario, Canadá, 2008.
- [10] J. R. Russell, M. G. Stabin, R. B. Sparks *et al.*, “Radiation absorbed dose to the embryo/fetus from radiopharmaceuticals”, *Health Physics*, vol. 73, n.º 5, pp. 756-769, 1997. <https://doi.org/10.1097/00004032-199711000-00003>
- [11] M. W. Konijnenberg, “Is the renal dosimetry for [90 Y-DOTA 0, Tyr 3] octreotide accurate enough to predict thresholds for individual patients? *Cancer Biotherapy and Radiopharmaceuticals*, vol. 18, n.º 4, pp. 619-625, ago. 2003. <https://doi.org/10.1089/108497803322287718>
- [12] M. S. Hofman, L. Emmett, S. Sandhu *et al.*, “[¹⁷⁷Lu] Lu-PSMA-617 versus cabazitaxel in patients with metastatic castration-resistant prostate cancer (TheraP): A randomised, open-label, phase 2 trial, *The Lancet*, vol. 397, n.º 10276, pp. 797-804, feb. 2021. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(21\)00237-3](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(21)00237-3)
- [13] J. Strosberg, G. El-Haddad, E. Wolin *et al.*, “Phase 3 trial of ¹⁷⁷Lu-Dotatate for midgut neuroendocrine tumors”, *The New England Journal of Medicine*, vol. 376, n.º 2, pp. 125-135, ene. 2017. <https://doi.org/10.1056/NEJMoa1607427>
- [14] B. R. Haugen, E. K. Alexander, K. C. Bible *et al.*, American Thyroid Association Management Guidelines for Adult Patients with Thyroid Nodules and Differentiated Thyroid Cancer: The American Thyroid Association Guidelines Task Force on Thyroid Nodules and Differentiated Thyroid Cancer, *Thyroid*, vol. 26, n.º 1, pp. 1-133, ene. 2016. <https://doi.org/10.1089/thy.2015.0020>
- [15] B. Emami, J. Lyman, A. Brown *et al.*, “Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation”, *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, vol. 21, n.º 1, pp. 109-122, may. 1991. [https://doi.org/10.1016/0360-3016\(91\)90171-y](https://doi.org/10.1016/0360-3016(91)90171-y)
- [16] A. de los Reyes A. Llamas-Olier A. Martí *et al.*, “Eficacia de lutecio-177 DOTATATE/TOC en pacientes con tumores neuroendocrinos bien diferenciados en estado avanzado. Ensayo clínico fase II”, *Revista Colombiana de Cancerología*, vol. 25, n.º 1, pp. 13-24, 2021. <https://doi.org/10.35509/01239015.132>
- [17] M. S. Hofman, J. Violet, R. J. Hicks *et al.*, “[¹⁷⁷Lu]-PSMA-617 radionuclide treatment in patients with metastatic castration-resistant prostate cancer (LuPSMA trial): A single-centre, single-arm, phase 2 study”, *Lancet Oncology*, vol. 19, n.º 6, pp. 825-833, 2018. [https://doi.org/10.1016/S1470-2045\(18\)30198-0](https://doi.org/10.1016/S1470-2045(18)30198-0)
- [18] C. Kratochwil, F. L. Giesel, M. Stefanova *et al.*, “PSMA-targeted radionuclide therapy of metastatic castration-resistant prostate cancer with ¹⁷⁷Lu-Labeled PSMA-617”, *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 57, n.º 8, pp. 1170-1176, ago. 2016. <https://doi.org/10.2967/jnu-med.115.171397>

- [19] C. Hindorf, G. Glatting, C. Chiesa, O. Lindén, and G. Flux, "EANM Dosimetry Committee guidelines for bone marrow and whole-body dosimetry", *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, vol. 37, no. 6, pp. 1238-1250, Apr. 2010. <https://doi.org/10.1007/s00259-010-1422-4>
- [20] G. B. Saha, *Physics and Radiobiology of Nuclear Medicine*, Nueva York: Springer, 2006. <https://doi.org/10.1007/978-1-4614-4012-3>
- [21] W. Jaschke, M. Schmuth, A. Trianni *et al.*, "Radiation-induced skin injuries to patients: What the interventional radiologist needs to know", *CardioVascular and Interventional Radiology*, vol. 40, n.º 8, pp. 1131-1140, 2017. <https://doi.org/10.1007/s00270-017-1674-5>
- [22] E. J. Grant, A. Brenner, H. Sugiyama *et al.*, "Solid cancer incidence among the life span study of atomic bomb survivors: 1958-2009", *Radiation Research*, vol. 187, n.º 5, pp. 513-537, may. 2017. <https://doi.org/10.1667/rr14492.1>
- [23] K. Gupta, C. M. Sleezer y D. F. Russ-Eft, *A practical guide to needs assessment*, 2.ª ed., Hoboken: Pfeiffer/John Wiley & Sons. D. F., 2007.
- [24] K. Simon, "The cause and effect (a.k.a. fishbone) diagram", [internet], "ISIXSIGMA.com", Disponible en: <https://www.isixsigma.com/tools-templates/cause-effect/cause-and-effect-aka-fishbone-diagram/>
- [25] M. G. Stabin, *Fundamentals of nuclear medicine dosimetry*, Nueva York: Springer, 2008. <https://doi.org/10.1007/978-0-387-74579-4>
- [26] Benua R, Cicale N, Sonenberg M, Rawson R. "The relation of radioiodine dosimetry to results and complications in the treatment of metastatic thyroid cancer", *American Journal of Roentgenology Radium Therapy and Nuclear Medicine*, n.º 87, pp. 171-82, ene. 1962. <https://doi.org/10.1001/archpedi.1962.02080020746001>
- [27] Z. H. Amador, A. Torres, L. Sánchez *et al.*, "Análisis de riesgo en la Medicina Nuclear Terapéutica en Cuba con enfoque integrador", *Revista Habanera de Ciencias Médicas*, vol. 19, n.º 1, pp. 167-180, 2020. Disponible en: <http://www.revhabanera.sld.cu/index.php/rhab/article/view/2850>
- [28] B. Amador y V. Torres, "Análisis de riesgo radiológico en medicina nuclear terapéutica paciente específico", *Journal of Health and Medical Sciences*, vol. 4, n.º 4, pp. 215-223, 2018.
- [29] Ministerio de Minas y Energía, "Resolución 181434 de 2002", *Diario Oficial*, n.º 45.027, pp. 2-21.
- [30] C. Guerrero y C. Duménigo, *Experiencia de la aplicación de la matriz de riesgos del medicamento nuclear en un hospital capitalino*, Cuba: Centro de Protección e Higiene de las Radiaciones, 2018.

Anexo 1. Análisis de incidentes con metodología de análisis de causa raíz

Como ejemplo de la metodología análisis causa raíz, en la figura A1 se muestra el diagrama de espina de pescado aplicado al incidente “Estudio PET/CT adquirido con protocolo inadecuado y debe repetirse”. Se plantearon las posibles causas analizando cada una de ellas y la información disponible en los reportes de desviaciones de proceso e incidentes, mediante los cuales se determinó que las causas principales fueron “No se revisaron imágenes previas del paciente, falta de adherencia al protocolo de adquisición y no se revisó la historia clínica del paciente para definir el protocolo de adquisición”. Al relacionarlas con las funciones de seguridad de la matriz, se encuentra que existe:

- » *Suceso iniciador (SI) asociado.* “El médico rechaza el estudio ya que la calidad de imagen de este no permite realizar una lectura de las estas provocando la repetición del estudio en otro día”, identificado como riesgo medio.

- » *Reductores de frecuencia activos.* Capacitación de los médicos especialistas en los aspectos relacionados con los procedimientos de MN; reductor de frecuencia a implementar: ejecutar acciones correctivas con base en el registro de justificación de estudios a repetir para prevenir la ocurrencia del SI.
- » *Barreras activas.* Procedimiento que establece realizar una revisión cruzada de los resultados de los estudios de medicina nuclear por parte de los médicos nucleares del servicio, procedimiento que establece realizar una revisión conjunta, por el médico nuclear y el tecnólogo, de todas las etapas de realización del estudio de medicina nuclear antes de considerar no útil un estudio de un paciente en específico.

Finalmente, se determinan y aplican los planes de mejora con el fin de evitar que el problema vuelva a ocurrir. De manera similar se aplicó el diagrama a cada uno de los incidentes y desviaciones reportados.

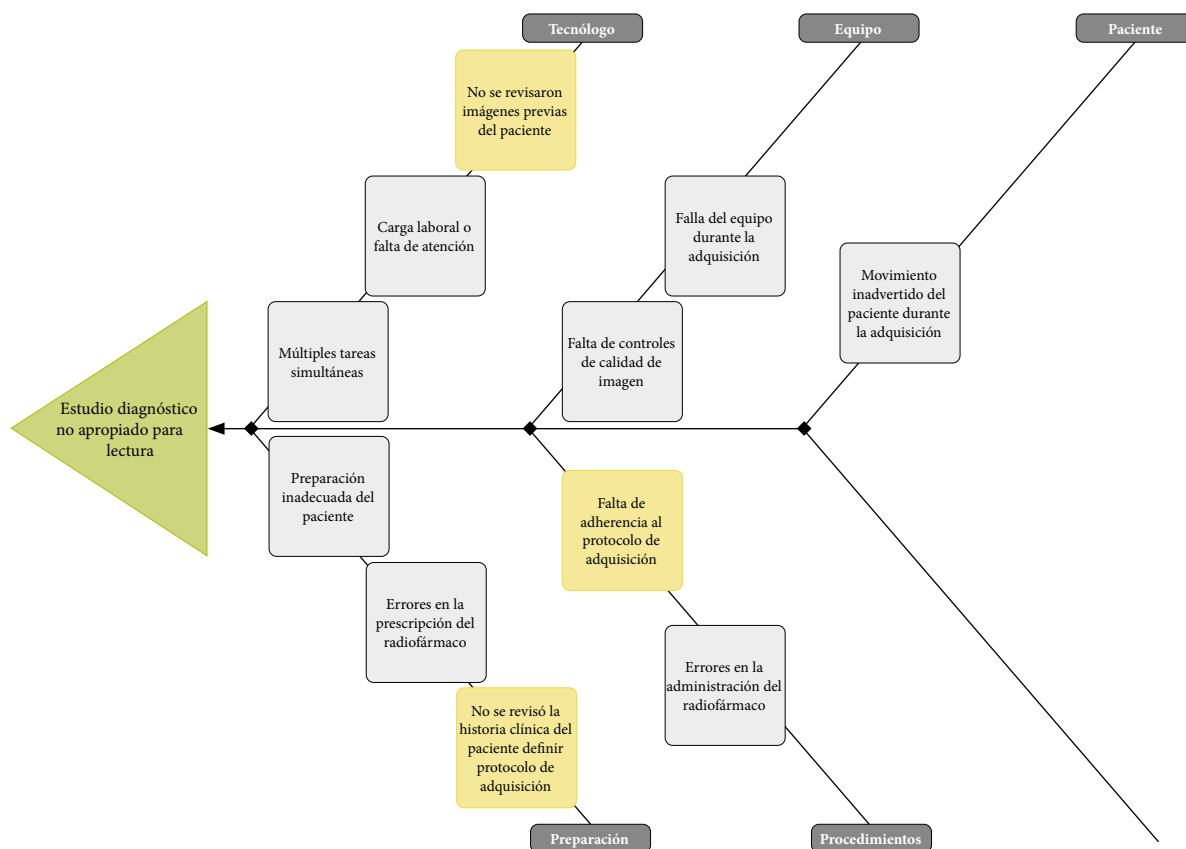


Figura A1. Diagrama espina de pescado aplicado al incidente: “Estudio PET/CT adquirido con protocolo inadecuado y debe repetirse”

Anexo 2. Sucesos iniciadores y funciones de seguridad para la etapa 5: prescripción del estudio o terapia

A continuación, se presenta, a manera de ejemplo, una comparación entre la matriz de 2017 y la de 2021, presentando los SI y las funciones de seguridad: barreras (B), reductores

de frecuencia (RF) y reductores de consecuencias (RC), de cada una de ellas para una sola etapa del proceso, la etapa 5 correspondiente a la prescripción del estudio o terapia.

En la tabla A1 se muestran los cambios realizados en los sucesos iniciadores: se eliminó uno; SI39 de 2017; se modificaron dos: SI41, SI42 de 2017; se unificaron dos, SI40 y SI43, de 2017, generando el SI36 de 2021, y se creó uno, el SI38 de 2021.

Tabla A1. Comparación de los sucesos iniciadores de la matriz de seguridad 2017 y 2021.

Sucesos iniciadores			
2017		2021	
SI38	Solicitud de un estudio de medicina nuclear cuando este no representa utilidad en el diagnóstico de la enfermedad (estudio no justificado).	SI35	Solicitud de un estudio de medicina nuclear cuando este no representa utilidad en el diagnóstico de la enfermedad (estudio no justificado).
SI39	Indicar en la hoja de prescripción del estudio de MN un fármaco diferente al considerado durante la prescripción del estudio (por ejemplo, MIBI en vez de MDP).	SI36	Solicitud errónea de radiofármaco o actividad a administrar para la realización del estudio para paciente pediátrico o adulto.
SI40	Indicar en la hoja de prescripción un radioisótopo diferente al considerado durante la prescripción de la terapia. (por ejemplo, I-131 en vez de Lu-177).	SI37	Solicitar un radiofármaco diferente al considerado durante la prescripción de la terapia (por ejemplo, Lu177-DOTA en vez de Lu-177-PSMA).
SI41	Prescripción errónea de la actividad a administrar para la realización del estudio (por ejemplo, 74 MBq en lugar de 110 MBq, o viceversa).	SI38	Solicitud de estudio muy próximo al anterior cuando este no representa utilidad en el diagnóstico de la enfermedad (estudio no justificado).
SI42	Prescripción errónea de la actividad a administrar para la realización de una terapia metabólica (por ejemplo, administrar 7400 MBq a paciente que debería recibir 1110 MBq).	SI39	Solicitud errónea de la actividad a administrar para la realización de una terapia metabólica (por ejemplo, administrar 7400 MBq a paciente que debería recibir 1110 MBq)
SI43	Prescripción a pacientes pediátricos sin considerar su reducción atendiendo a los criterios establecidos en los protocolos institucionales (peso, talla o superficie corporal).	SI41	Solicitud de estudio o terapia a paciente embarazada sin existencia de razones clínicas que soporten la necesidad de este, o por error en los procesos internos del servicio.
SI44	Prescripción de estudio o terapia a paciente embarazada sin existencia de razones clínicas que soporten la necesidad de este o por error en los procesos internos del servicio.		

Los cambios en las barreras se observan en la tabla A2 Se eliminaron las barreras B30 y B37, se modificó la barrera B34, y se incluyeron dos nuevas barreras B96 y B97, las cuales son procesos con los que cuenta actualmente el servicio.

Tabla A2. Comparación de barreras de la matriz de seguridad 2017 y 2021

Barreras			
2017		2021	
B30	Procedimiento interno del servicio que contempla la determinación, en el activímetro, de la actividad de radiofármaco que será administrada al paciente y comparación de los resultados con la hoja de prescripción realizada por el médico nuclear.	B34	Procedimientos operativos estandarizados donde se definan claramente los aspectos relacionados con la realización de los estudios de MN.
B34	Protocolos clínicos donde se definan claramente los aspectos relacionados con la prescripción de los estudios de MN.	B35	Realización de encuesta de seguridad al paciente en la que se evalúa que el estudio es justificado.
B35	Realización de encuesta de seguridad al paciente en la que se evalúa que el estudio es justificado.	B36	Procedimiento que establece cambio de autorización cuando el estudio no corresponde al paciente.
B36	Procedimiento que establece cambio de autorización cuando el estudio no corresponde al paciente.	B38	Agenda de programación de citas por bloques (por ejemplo, gammagrafías en la mañana, renogramas en las tardes), informado al personal administrativo que agenda las citas.
B37	Procedimiento interno del servicio, en que se contrastan los datos de las dosis que será administrada al paciente (según su etiqueta), contra lo establecido en la prescripción del tratamiento y en los protocolos aplicables en el servicio.	B80	Procedimiento que establece que se debe registrar la patología del paciente junto con la prescripción.
B38	Agenda de programación de citas por bloques (por ejemplo: gammagrafías en la mañana, renogramas en las tardes), informado al personal administrativo que agenda las citas.	B81	Procedimiento de trabajo que establece que, en caso de dudas sobre la administración de la terapia a un paciente, el médico puede acceder por el Sistema de Información (PACS) del servicio a las conclusiones de la junta médica prescriptora.

Barreras			
2017		2021	
B80	Procedimiento que establece que se debe registrar la patología del paciente junto con la prescripción.	B82	Junta médica semanal para definir la prescripción en la terapia con radioisótopos.
B81	Procedimiento de trabajo que establece que, en caso de dudas sobre la administración de la terapia a un paciente, el médico puede acceder por el Sistema de Información (PACS) del servicio a las conclusiones de la junta médica prescriptora.	B96	Procedimiento de doble revisión de la solicitud de radiofármaco en plataforma.
B82	Junta médica semanal para definir la prescripción en la terapia con radioisótopos.	B97	Procedimiento de verificación de último estudio diagnóstico del mismo tipo.

En la reevaluación, para esta etapa en 2021 se incluyen 2 nuevos reductores de frecuencia RF41 y RF42, los cuales se tienen implementados en el servicio y se muestran en la tabla A3.

Tabla A3. Comparación de los reductores de frecuencia de la matriz de seguridad 2017 y 2021

Reductores de frecuencia			
2017		2021	
RF13	Carga de trabajo moderada.	RF13	Carga de trabajo moderada.
RF15	Capacitación de los médicos especialistas, en los aspectos relacionados con los procedimientos de MN.	RF15	Capacitación del (de los) médico(s) de cabecera y en entrenamiento, en los aspectos relacionados con los procedimientos de MN.
RF16	Existencia de formularios digitales (sistema de datos del hospital) para registrar los datos de la prescripción de los procedimientos en MN.	RF16	Existencia de formularios digitales (sistema de datos del hospital) para registrar los datos de la prescripción de los procedimientos en MN (SAP y CARECLOUD).
RF17	Los procesos derivados de la junta como lo son la transcripción de la prescripción y agendamiento son realizados el mismo día de la junta médica.	RF17	Los procesos derivados de la junta como lo son la transcripción de la prescripción y agendamiento son realizados el mismo día de la junta médica.
RF18	Existencia de formatos en los que se muestra el radiofármaco indicado para el procedimiento autorizado al paciente, basados en protocolos internacionales.	RF18	Existencia de formatos en los que se muestra el radiofármaco indicado para el procedimiento autorizado al paciente, basados en protocolos internacionales
		RF41	Capacitación al personal en el manejo de la plataforma para solicitud de radiofármacos.
		RF42	Revisión anual o tras cambios de la hoja de prescripción.

En la tabla A4 se observa que en 2021 se incluyó un nuevo reductor de frecuencia RC20.

Tabla A4. Comparación de reductores de consecuencia de la matriz de seguridad 2017 y 2021

Reductores de consecuencia			
2017		2021	
RC6	Procedimiento de atención de emergencia o incidente, acorde con el plan de emergencias radiológicas de la instalación.	RC6	Procedimiento de atención de emergencia o incidente, acorde con el plan de emergencias radiológicas de la instalación.
		RC20	Protocolo de atención de emergencia o incidente que involucre la seguridad del paciente.

Comparación del perfil de riesgo en la práctica de teleterapia de dos instalaciones hipotéticas con el método de matriz de riesgo

Comparison of the risk profile in teletherapy practice of two hypothetical facilities with the risk matrix method

Simón Rubiano¹, Mauricio Arciniegas², Jorge E. Muñoz-Bravo^{1,2}

Revista Investigaciones y Aplicaciones Nucleares, 6, 36-45, 2022
Recibido: 14 de septiembre de 2021
Aceptado: 21 de febrero de 2022
Publicado en línea: 31 de marzo de 2022
Doi: <https://doi.org/10.32685/2590-7468/invapnuclear.6.2022.614>



Esta obra está bajo licencia internacional Creative Commons Reconocimiento 4.0.

Citación: S. Rubiano, M. Arciniegas y J. E. Muñoz-Bravo, “Comparación del perfil de riesgo en la práctica de teleterapia de dos instalaciones hipotéticas con el método de matriz de riesgo, *Revista Investigaciones y Aplicaciones Nucleares*, n.º 6, pp. 36-45, 2022. <https://doi.org/10.32685/2590-7468/invapnuclear.6.2022.614>

Resumen

El objetivo de este artículo es comparar el perfil de riesgo para la técnica de teleterapia, radioterapia conformada tridimensional (3D-CRT), en dos instalaciones hipotéticas con las mismas características en la instalación, pero que presentan recurso humano diferente, de forma específica en la cantidad de físicos médicos, oncólogos radioterapeutas y tecnólogos en radioterapia, siendo el centro 1 el de recurso humano limitado y el centro 2 con recurso humano suficiente. Se recurrió a la metodología de la matriz de riesgo con la aplicación del *software* Sistema de evaluación del riesgo en radioterapia (SEVRRRA) para evaluar el perfil de riesgo de ambos centros. Las barreras de seguridad de verificación independiente por un par profesional impactan de forma que el perfil de riesgo del centro 1 respecto al del centro 2 se diferencia en 12 sucesos iniciadores con riesgo alto, nivel de riesgo que es nulo en el centro 2. Como estudio complementario, se evaluó la supresión de algunas funciones de seguridad asociadas al aumento de la carga de trabajo en el centro 1, con lo cual el número de sucesos iniciadores con riesgo alto se duplicó. La matriz de riesgo como método de análisis para la práctica de teleterapia permitió anticipar los posibles eventos que pueden llegar a desencadenar en un accidente y como resultado presenta un perfil de riesgo, cuyo análisis permitiría identificar prioridades técnico-administrativas necesarias para la mitigación del riesgo, garantizando la seguridad del paciente.

Palabras clave: evaluación de seguridad, método de la matriz de riesgo, teleterapia, seguridad radiológica, riesgo.

¹ Pontificia Universidad Javeriana, Bogotá, Colombia.

² Centro Javeriano de Oncología, Hospital Universitario San Ignacio, Bogotá, Colombia.

Autor de correspondencia: Jorge Muñoz, jemunoz@husi.org.co

Abstract

Here, the aim is to compare the risk profile of the teletherapy practice technique, three-dimensional conformal radiotherapy (3D-CRT), of two hypothetical centers with the same installation that have different human resources, specifically in the number of medical physicists, radiation oncologists and radiotherapy technologists. Center 1 has limited human resources, and center 2 has sufficient human resources. The risk matrix methodology was used with the application of the radiotherapy risk assessment system (SEVRRRA in Spanish) software to evaluate the risk profile of both centers. The independent verification barrier by a professional peer impacted the risk profile of center 1 with respect to center 2 in 12 initiating events with high risk, and this level of risk was null in center 2. As a complementary study, the elimination of some safety functions associated with the increased workload in center 1 was evaluated, which doubled the number of initiating events with high risk. The risk matrix as a method of analysis for teletherapy practice makes it possible to anticipate the possible events that could lead to an accident and, as a result, presents a risk profile, the analysis of which would allow the identification of technical-administrative priorities necessary for risk mitigation, guaranteeing patient safety.

Keywords: safety assessment, risk matrix method, teletherapy, radiological safety, risk.

1. Introducción

La teleterapia es la técnica más común de la radioterapia en la que se administra radiación ionizante al volumen blanco de forma externa al paciente, y se puede realizar con aceleradores lineales. Este procedimiento es desarrollado por un grupo multidisciplinario a través de diferentes etapas del tratamiento. La administración de la dosis suele realizarse diariamente durante varias semanas. La eficacia depende de la exactitud de la administración de la dosis en el volumen blanco donde, en la ejecución de las funciones y procesos se vinculan, respectivamente, la intervención del recurso humano y el funcionamiento de las máquinas [1].

En la actualidad, los servicios de radioterapia y los procesos que en estos se llevan a cabo están sujetos a un estricto nivel de seguridad para la protección contra las radiaciones ionizantes [2]. La radioterapia se apoya en el cumplimiento de requisitos establecidos en normas nacionales y recomendaciones, desarrollados por organizaciones internacionales, los cuales garantizan un adecuado tratamiento [3]. Sin embargo, considerando la cantidad y la complejidad de los tratamientos de radioterapia, así como los accidentes ocurridos por fallos de equipos, errores humanos o combinaciones de ambos, estos eventos se han analizado detectando la causa del accidente y se han propuesto mecanismos correctivos

para evitar su repetición. Sin embargo, los métodos reactivos no garantizan por sí solos que no se produzcan nuevos accidentes por otras causas. Por consiguiente, es necesario buscar métodos y técnicas que faciliten el análisis de las vulnerabilidades dentro de esta práctica médica [4].

En Colombia, cuando la práctica de teleterapia es llevada a cabo con generadores de radiación ionizante, el único ente regulador es el Ministerio de Salud y Protección Social, el cual, a través de la Resolución n.º 482 de 2018, generó un acto administrativo en el que se debe garantizar el uso adecuado de los equipos generadores de radiación ionizante, su control de calidad, así como la prestación de servicios de protección radiológica [5].

El método de matriz de riesgo surgió en el marco del programa de Seguridad Radiológica, Nuclear y Física en Iberoamérica, en el que participó la Organización Internacional de Energía Atómica (OIEA), en respuesta a la necesidad de prevenir incidentes en la radioterapia [6]. Este método busca determinar los perfiles de riesgo en cada una de las etapas de operación, considerando eventos surgidos del análisis de situaciones accidentales previas y los que puedan llegar a ocurrir.

Para entender la metodología, es necesario aclarar que el concepto de *riesgo* se asocia a una instalación o un proceso, el cual representa un daño que se puede producir ante un

mal funcionamiento de la instalación o de los procesos. Mediante un análisis de seguridad, se identifican las alteraciones o errores (denominadas *sucesos iniciadores* [SI]), que, de no ser interferidas por funciones de seguridad, conducirán a un accidente, es decir, un suceso que conduzca a una consecuencia indeseada. Se identifican las funciones de seguridad que interfieren con la evolución del suceso iniciador. Estas funciones de seguridad pueden consistir en sistemas de seguridad como enclavamientos, alarmas, acciones y/o procedimientos. Una consecuencia indeseada se puede producir a pesar del éxito de una función de seguridad, aunque si los reductores de consecuencia actúan correctamente, las consecuencias podrán ser menores [7-11].

La evolución de un suceso iniciador junto a la actuación de las funciones de seguridad se denomina *secuencia accidental*. El riesgo se define mediante la expresión (1) en la que se combinan la frecuencia del suceso iniciador (f), la probabilidad de fallo de las barreras (P) de la secuencia accidental y el nivel de la consecuencia (C) del SI. Para caracterizar el riesgo se utiliza una clasificación por niveles del riesgo [12].

$$R = f \times P \times C \quad (1)$$

El objetivo del presente artículo es comparar el perfil de riesgo de la práctica de teleterapia de dos instalaciones hipotéticas con recursos humanos diferentes, de forma específica en el número de físicos médicos, oncólogos radioterapeutas y tecnólogos en radioterapia.

2. Materiales y métodos

Para facilitar la aplicación del método de matriz de riesgo, el Foro Iberoamericano de Organismos Reguladores Radiológicos y Nucleares (FORO) desarrolló el *software SEVRRRA* (Sistema de Evaluación del Riesgo en Radioterapia) [10]; herramienta informática que evalúa en un solo paso los dos cribados propuestos por el método. El análisis de riesgo mediante este programa ha permitido obtener el perfil de riesgo de varias prácticas en función de los criterios de aceptación del riesgo de la metodología. En este sentido, las instalaciones han podido identificar en qué situaciones puede llegar a generarse un accidente, con prioridad en las medidas que deben adoptarse con el objetivo de disminuir el riesgo a niveles aceptables.

Para aplicar el método de la matriz de riesgo, es preciso evaluar cada secuencia de eventos que desencadenan el suceso iniciador. En la figura 1 se muestra cómo un evento, ya sea por error humano o por fallo de equipo, el cual ocurre con una determinada frecuencia (f), puede dar lugar a consecuencias indeseadas. Dentro del servicio de radioterapia deben existir una serie de funciones de seguridad capaces de evitar el progreso de un suceso iniciador e impedir que se convierta en un accidente. Dentro de las funciones de seguridad, existen barreras directas que pueden fallar con una determinada probabilidad (P), en cuyo caso ocurriría el accidente, lo que se manifestaría en consecuencias (C) sobre el paciente, los trabajadores o el público.

La magnitud que caracteriza finalmente a la secuencia accidental es el riesgo (R), que es una combinación de las tres variables independientes, la frecuencia del suceso iniciador, la probabilidad de fallo de las barreras y la gravedad de las consecuencias, como se expresa en la ecuación (1). Cada variable tiene una clasificación por niveles, las variables frecuencia y probabilidad comparten los mismos niveles, los cuales son: alto (A), medio (M), bajo (B) y muy bajo (MB); mientras que la consecuencia: muy alto (MA), alto (A), medio (M) y bajo (B). Con la combinación de las tres variables y sus respectivos niveles se determina el nivel de riesgo para cada suceso iniciador.

En la figura 1 se muestra en qué momento actúan las diferentes funciones de seguridad (barreras, reductores de frecuencia y reductores de consecuencias) y cómo estas pueden llegar a desencadenar un resultado previsto o una determinada consecuencia.

El método de matriz de riesgo plantea dos cribados. El primero tiene en cuenta el número de reductores de frecuencia y barreras, y hace que cada riesgo de sus respectivos sucesos iniciadores sea conservador; además, este primer cribado permite identificar las secuencias de mayor riesgo, y deja al descubierto las de fallo para un posterior análisis. Por medio del segundo cribado, se analiza la robustez de las barreras, reductores de frecuencia y las consecuencias. Teniendo en cuenta el resultado del perfil de riesgo obtenido de la combinación de las variables, la metodología plantea criterios de aceptabilidad del riesgo, y en función a ellos, se debe identificar en cuáles SI deben generarse acciones correctivas; las medidas que se tomen deben considerar el costo/beneficio de su incorporación. Para determinar la aceptabilidad del

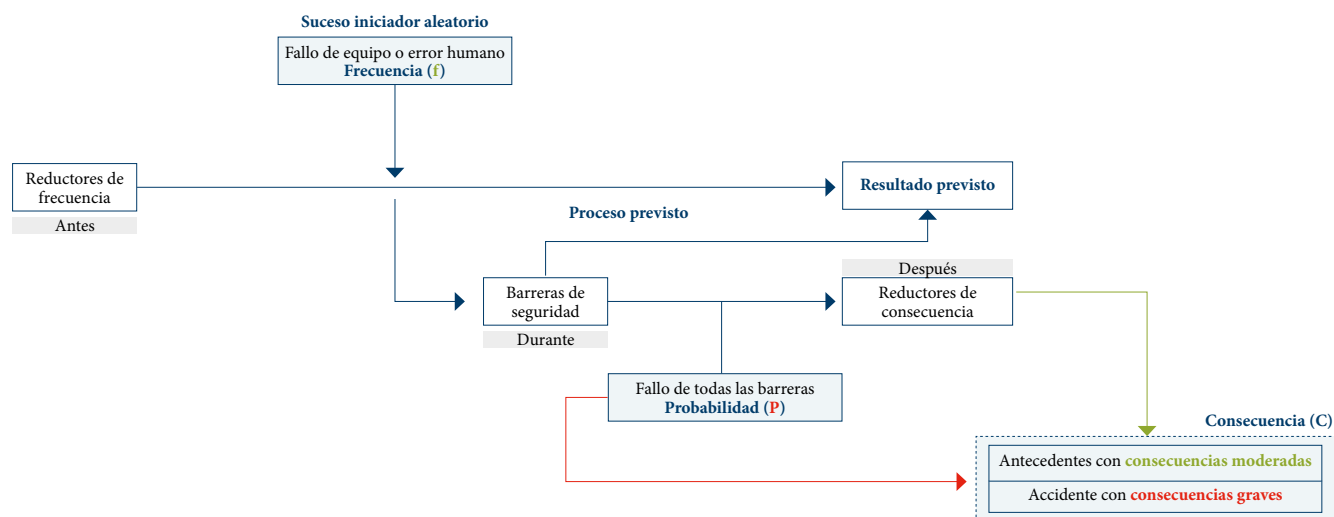


Figura 1. Secuencia accidental típica de un SI

riesgo se plantean los siguientes niveles conservacionistas: riesgo posiblemente muy alto (RMA), riesgo posiblemente alto (RA), riesgo medio (RM) y riesgo bajo (RB), de los cuales los riesgos con niveles muy alto y alto no son aceptables, de los que se requiere paralizar la práctica y se deben tomar medidas necesarias e inmediatas para reducir el riesgo.

2.1. Aplicación del método de matriz de riesgo en instalaciones de teleterapia

El listado de sucesos iniciadores y barreras de seguridad para la práctica de teleterapia se obtuvo del modelo 3DCRT de la herramienta SEVRRRA, donde se adiciona la barrera de seguridad “Envío de datos a la nube del proveedor” en la puesta en marcha de un acelerador Elekta. De este listado se excluyeron algunos SI relacionados con el empleo de cuñas, bloques, elaboración de bolus, moldes individualizados o cuando se realizan tratamientos con electrones. Se recurrió a la metodología de matriz de riesgo en dos centros de radio-

terapia hipotéticos, en los cuales se realizan tratamientos de teleterapia con el recurso humano cualificado, en las mismas funciones de forma idónea.

Para la evaluación del riesgo fueron definidos el centro 1 y centro 2, ambos hipotéticos. El 1 cuenta con un físico médico clínicamente cualificado [14], un oncólogo radioterapeuta, un tecnólogo en radioterapia para simulación y otro tecnólogo para la administración del tratamiento. El centro 2 dispone de dos físicos médicos clínicamente cualificados, dos oncólogos radioterapeutas y cuatro tecnólogos para simulación y administración del tratamiento. En ambos casos se analizaron los mismos SI. Aunque la carga de trabajo y el ambiente laboral definido en los dos centros es diferente, debido al recurso humano, en ambos puede considerarse que la práctica se ejecuta con carga de trabajo moderada, lo cual permite a los profesionales estar en los procesos de simulación e inicio de tratamiento. Las características de los dos centros se muestran en la tabla 1.

Tabla 1. Características de los dos centros hipotéticos considerados para la comparación del perfil de riesgo

Centro 1	Centro 2
Recurso humano	
1 físico médico clínicamente cualificado	2 oncólogos radioterapeutas
1 oncólogo radioterapeuta	2 tecnólogos en radioterapia para simulación
1 tecnólogo en radioterapia para simulación	2 tecnólogos para la administración del tratamiento.
1 tecnólogo para la administración del tratamiento.	2 físicos médicos clínicamente cualificados
Recursos físicos	
Acelerador lineal clínico marca Elekta para tratamientos de teleterapia.	
Sistema de adquisición de imágenes volumétrico XVI.	
Sistema de planeación de tratamiento (TPS) Monaco.	
Red oncológica de registro y verificación MOSAIQ.	
Simulación de los pacientes se realiza usando un tomógrafo computarizado.	
Los centros cuentan con equipamiento dosimétrico adecuado y calibrado para el comisionamiento y controles de calidad periódicos.	

Nota: En las instalaciones no se contempla la dosimetría *in vivo*.

3. Resultados

Con el fin de adecuar el modelo a los recursos físicos de la instalación, se analizaron 148 eventos iniciadores propuestos por SEVRRRA, de los cuales se excluyeron 31 SI, que corresponden al uso de cuñas, bloques, elaboración de *bolus*, moldes individualizados, o tratamientos con electrones. Además, se eliminaron las defensas de seguridad relacionadas con los SI en las condiciones mencionadas. En la tabla 2 se presenta el número de SI por etapas y nivel del riesgo para ambos centros. Según el análisis de la tabla, los perfiles de riesgo de los centros son considerablemente diferentes, excepto para los SI con riesgo muy alto (RMA), donde ambas evaluaciones presentan aportes nulos. Sin embargo, de acuerdo con la fila “Total” de la tabla 2, el perfil de riesgo del centro 1 se inclina hacia niveles más elevados. En la figura 2 se presenta una gráfica comparativa de los niveles de riesgo totales obtenidos para ambas instalaciones.

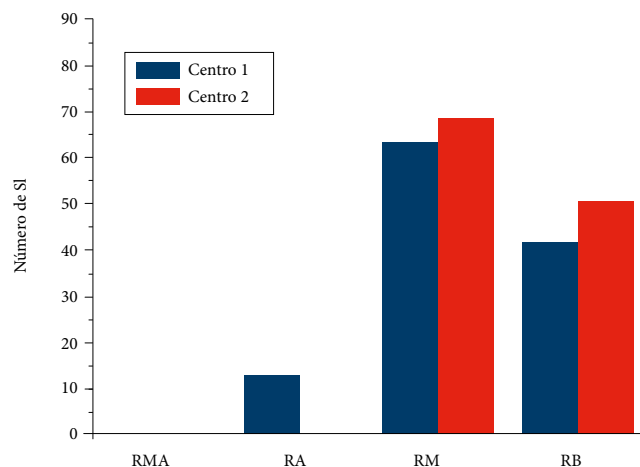


Figura 2. Comparación del perfil de riesgo de dos centros al analizar 117 SI por medio del análisis de matriz de riesgo, utilizando la aplicación SEVRRRA

Durante el análisis de las secuencias accidentales de 12 SI que conllevan a riesgo alto (RA) para el centro 1, no se encontraron suficientes barreras o reductores para disminuir el posible riesgo a niveles aceptables, principalmente debido a la falta de segundas revisiones de forma independiente y a la ausencia en el inicio de tratamiento de los físicos médicos y oncólogos radioterapeutas.

Se realizó un estudio detallado del nivel de riesgo en todos los sucesos iniciadores, comparando el centro 1 con los resultados obtenidos del centro 2, y se determinó que las diferencias se debieron a la cantidad y robustez asignada a las barreras. Por ejemplo, la presencia de un solo profesional llevó a que diversos procesos desarrollados no fueran verificados de forma independiente por otra persona del mismo perfil, lo que aumentó notablemente el perfil de riesgo en las etapas de:

- » Aceptación y puesta en servicio.
- » Prescripción clínica del tratamiento.
- » Adquisición de datos anatómicos del paciente.
- » Delineación de volúmenes.
- » Planificación del tratamiento.
- » Inicio del tratamiento.
- » Posicionamiento para tratamiento diario.
- » Ejecución del tratamiento.

En el proceso de recopilación de las barreras de seguridad en la puesta en marcha de los aceleradores, se agregó la barrera de seguridad “Envío de datos a la nube del proveedor”, con una robustez de 32, debido a que se pudo considerar como un enclavamiento, por cuanto si los parámetros o valores medidos de perfiles (PDD y relativos) subidos a la

Tabla 2. Clasificación del riesgo de cada SI por etapa para los dos centros

Etapa	Centro 1				Centro 2			
	RMA	RA	RM	RB	RMA	RA	RM	RB
1. Instalación inicial de los equipos	0	0	2	0	0	0	0	2
2. Aceptación y puesta en servicio	0	2	16	1	0	0	18	1
3. Mantenimiento de los equipos	0	0	3	0	0	0	3	0
4. Prescripción clínica del tratamiento	0	1	1	6	0	0	2	6
5. Adquisición de datos anatómicos del paciente	0	2	2	6	0	0	1	9
6. Delineación de volúmenes	0	1	0	5	0	0	1	5
7. Planificación del tratamiento	0	3	3	5	0	0	4	7
8. Elaboración de moldes	-	-	-	-	-	-	-	-
9. Inicio del tratamiento	0	1	2	6	0	0	2	7
10. Posicionamiento para tratamiento diario	0	1	2	7	0	0	2	8
11. Ejecución del tratamiento	0	1	32	6	0	0	32	7
Total	0	12	63	42	0	0	65	52

Nota: la etapa 8 planteada en SEVRRRA no es analizada por ser tratamiento con electrones.

nube no están dentro de los niveles de aceptación de dosis y distancia con el promedio de los aceleradores del mismo modelo en el mundo, estos no son aceptados por el proveedor (Elekta) y, por tanto, no hay datos para el modelado del acelerador en el sistema de planeación de tratamiento.

En la etapa 1 “Instalación inicial de los equipos” no se presentan riesgos muy altos (RMA) o altos (RA) debido a que la tecnología de Elekta proporciona la barrera “Envío de datos a la nube del proveedor”, la cual tiene una robustez de 32, incluso cuando hay un solo físico médico. En cambio, en instalaciones donde no se cuenta con este proceso de comparación, es necesario un conjunto de barreras como: “Medición inmediata para la comprobación del ajuste realizado por el propio físico médico” y “Verificación redundante, por otro físico médico y con otro sistema dosimétrico, de los resultados de la calibración” para disminuir el riesgo de los SI de esta etapa.

El estudio demostró que los SI con perfil de riesgo alto son ocasionados por errores humanos y no por fallos de los equipos. En primer lugar, el equipamiento del servicio cumplió con las normas de seguridad, donde los enclavamientos y alarmas eran lo suficientemente robustos y reducían al máximo la probabilidad de producir un accidente con consecuencias graves o muy graves. En segundo lugar, dada la complejidad de la secuencia del tratamiento, hubo una elevada dependencia de las actuaciones del personal y de la comunicación entre todas las especialidades involucradas en las diferentes etapas, para garantizar el adecuado tratamiento.

Otro resultado de este tipo de análisis fue la posibilidad de evaluar la importancia de las barreras, con el fin de diferenciar cuáles tenían mayor incidencia en la reducción del riesgo. Aunque el porcentaje de participación de las barreras

en las secuencias podía distorsionar el criterio sobre su importancia (ya que en el cálculo no se consideran la reserva y robustez de las defensas redundantes acompañantes en cada secuencia), a modo orientativo se tomó el indicador de participación porcentual para resaltar las barreras más importantes. En la tabla 3 se muestran las barreras más importantes para los dos centros.

En la figura 3 se ilustra la cantidad de SI por grupos afectados de personas (paciente, profesional ocupacionalmente expuesto [POE] o público) asociadas a la consecuencia del suceso iniciador, donde, en el número de sucesos de cualquier centro, predominó el efecto sobre el paciente en relación con el POE o al público. Con esta apreciación, se pretendía establecer que este trabajo se centraría en el análisis de los resultados asociados a los SI que afectaban al paciente. Se puede afirmar que el grupo afectado es independiente del recurso humano disponible por cada instalación analizada.

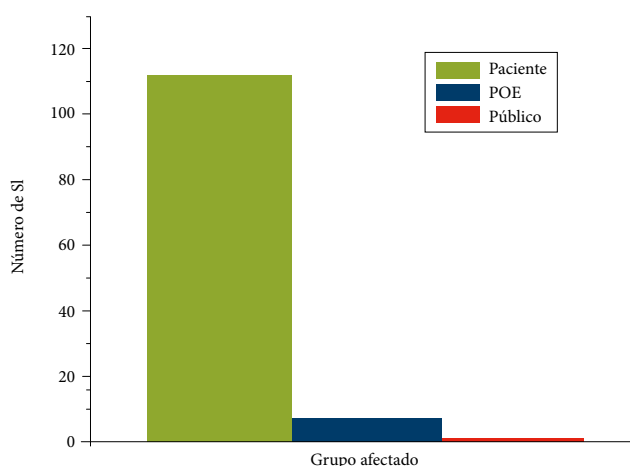


Figura 3. Cantidad de SI cuya consecuencia recae sobre paciente, POE y público

Tabla 3. Barreras de seguridad más importantes al realizar el análisis de evaluación de riesgo en los dos centros

Barreras de seguridad según SEVRRRA	Cantidad y porcentaje de los SI con las barreras presentes en sus secuencias para el centro 1		Cantidad y porcentaje de los SI con las barreras presentes en sus secuencias para el centro 2		Cantidad de SI que aumentan su nivel de riesgo (RM -> RA)
Verificación redundante por un segundo físico médico	-	-	24	20%	10
Verificación redundante por un segundo oncólogo radioterapeuta	-	-	22	18%	6
Participación del oncólogo radioterapeuta, el físico médico y los técnicos de radioterapia en la colocación e inmovilización del paciente para la sesión inicial del tratamiento	20	16%	20	16%	0
Evaluación del plan de tratamiento por parte del oncólogo radioterapeuta y físico médico	18	15%	18	15%	0

Tabla 4. Barreras y reductores de frecuencia inhabilitados en la segunda evaluación de seguridad para el centro 1

Barrera de seguridad	Reductores de frecuencia
Participación del oncólogo radioterapeuta, el físico médico y los técnicos de radioterapia en la colocación e inmovilización del paciente para la sesión inicial del tratamiento	Carga de trabajo moderada
Imagen portal en la sesión inicial del tratamiento, a evaluar por el oncólogo radioterapeuta, con lo cual se detectan errores de geometría del tratamiento	Mantener las condiciones de trabajo del técnico propiciando la concentración para evitar distracciones

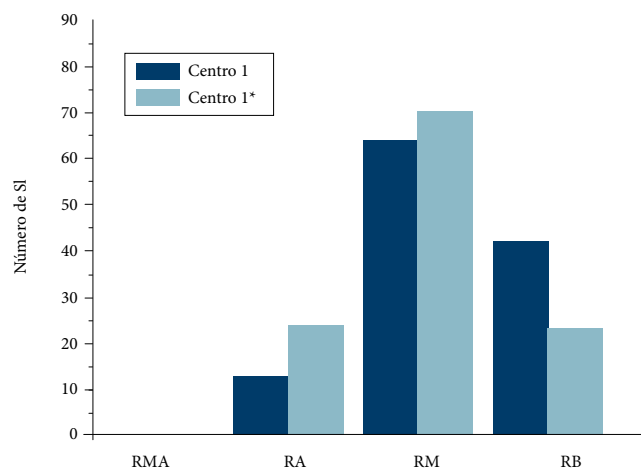


Figura 4. Cambio del perfil de riesgo del centro 1 al considerar la supresión de las funciones de seguridad de la tabla 4, el mismo se identifica como “Centro 1*”

El centro 1 pudo llegar fácilmente a una condición de carga de trabajo no moderada, debido a sus condiciones de recurso humano limitado y a un incremento de pacientes. Lo cual, asociado al trabajo repetitivo de las funciones de cada personal con los pacientes, aumentaría la probabilidad de cometer un error debido a la reducción de funciones de seguridad como se ha evidenciado en los accidentes ocurridos en diferentes servicios que se han tomado como referencia para los SI de SEVRRRA. Si se considera el centro 1 en estas condiciones y se inhabilitan en SEVRRRA las barreras y reductores de frecuencia que se indican en la tabla 4, se producirá un cambio del perfil de riesgo del centro 1 (figura 4). Se observa que el número de SI con nivel de riesgo alto se incrementa de 12 a 24.

4. Discusión

La hipótesis de que los centros hipotéticos realizan únicamente radioterapia convencional con multihojas proviene del hecho de que esta técnica cambió el uso de bloques por los colimadores multihojas, y condujo a técnicas conformales como *field in field*, o el uso de diferentes tipos de cuñas (física, dinámica, universal). Aunque se puede utilizar *bolus*

y moldes individualizados en los planes de tratamiento, en los centros hipotéticos se hizo esta exclusión para reducir la complejidad de la práctica y evidenciar, principalmente, el riesgo radiológico asociado a la falta de barreras que se asocian a la presencia de un par profesional en el recurso humano de radioterapia. Es importante recalcar que, dada la alta complejidad y demanda de tiempo del personal que requiere la fabricación y adecuación de los moldes en el paciente y en los equipos, se pueden generar nuevos SI que no están contemplados en el modelo existente de 3DCRT de SEVRRRA, así como las barreras y reductores de frecuencia y consecuencia.

A continuación, se presentan algunos ejemplos de SI que podrían complementar la técnica abordada en esta publicación, si se incorpora la etapa de “Elaboración de moldes y compensadores”:

Ejemplo SI 1: cometer un error al elaborar los accesorios personalizados (*bolus*, compensadores, bloques de conformación), cuyas barreras serían:

- » En el inicio de tratamiento el oncólogo radioterapeuta, el físico médico y el técnico contrastan los datos iniciales de la hoja de tratamiento respecto a la información contenida en la hoja electrónica del tratamiento, y pueden detectar este error (Robustez=8).
- » Imagen portal en la sesión inicial del tratamiento, a evaluar por el oncólogo radioterapeuta, y el físico médico, con lo cual se detectan errores de geometría del tratamiento (Robustez=8).
- » Durante el inicio de tratamiento se marca en la piel del paciente la configuración del campo utilizando la luz de campo que se proyecta sobre aquella, y se verifica la correcta colocación de los bloques contra la plantilla generada por el TPS (Robustez=8).

Ejemplo SI 2: error en la determinación de los factores de transmisión y caracterización del material utilizado para fabricar los compensadores; que como ejemplo de barreras tendría:

- » Pruebas de aceptación de la capacidad de modulación del material (Robustez=8).
- » Validación dosimétrica de fluencia y dosis (Robustez=8).

Aunque las barreras de verificación redundante en este tipo de técnicas de modulación personalizada son fundamentales para mitigar el riesgo, como se puede observar en el ejemplo 1, la incorporación de nuevos sucesos iniciadores y barreras no disminuye su importancia. Sin embargo, es necesario evaluar otras barreras ligadas a nuevos sucesos

relacionados con errores humanos, como se muestra en el ejemplo 2, en donde las barreras mostrarían ser suficientes para considerar el nivel de probabilidad de fallo bajo. Para el análisis de la aceptabilidad del riesgo se tomaron los resultados del perfil de riesgo del centro 1 obtenidos con la herramienta SEVRRRA. En la tabla 5 se encuentran descritos los SI con riesgo alto y las medidas de seguridad necesarias para reducir el riesgo a niveles aceptables en la instalación de teleterapia del centro 1. Dado que estos SI tienen consecuencias altas o muy altas, la metodología sugiere tomar medidas inmediatas para reducir el riesgo.

Tabla 5. Funciones de seguridad que se deberían adoptar por el centro 1 para cada SI con riesgo alto con el fin de disminuir su perfil de riesgo

Etapa	Descripción del SI, SEVRRRA	Número de barreras preexistentes, robustez e impacto en nivel de riesgo	Barreras adicionales a adoptar, robustez e impacto en nivel de riesgo
2	Cometer un error en la determinación de los valores relativos de la dosis (índice de uniformidad, penumbra, homogeneidad o simetría, rendimiento en profundidad del haz en el que se basa la caracterización de la energía del haz). ($f=B, C=MA$)	Una barrera de seguridad. Robustez normal. ($P=M, R=A$)	Verificación redundante por un segundo físico médico. Robustez normal. ($P=B, R=M$)
2	Determinar incorrectamente factores de transmisión de accesorios de inmovilización del paciente (incluye los soportes de las máscaras, excluye las máscaras) y de la camilla. ($f=MB, C=A$)	No hay barreras de seguridad. ($P=A, R=A$)	Verificación redundante por un segundo físico médico. Robustez normal. ($P=B, R=M$)
4	Prescribir la dosis de un paciente a otro. ($f=M, C=A$)	Dos barreras de seguridad. Robustez normal. ($P=B, R=A$)	Verificación redundante por un segundo oncólogo radioterapeuta. Robustez Normal. ($P=MB, R=M$)
5	Fallo en la transferencia e importación de los datos del TAC al TPS. ($f=MB, C=MA$)	Una barrera de seguridad. Robustez normal. ($P=M, R=A$)	Verificación redundante por un segundo oncólogo radioterapeuta. Robustez Normal. ($P=MB, R=M$)
5	Omitir las marcas de referencia del TAC de simulación sobre el paciente o sobre dispositivos de inmovilización o marcarlas erróneamente. ($f=M, C=A$)	Dos barreras de seguridad. Robustez normal. ($P=B, R=A$)	Verificación redundante por un segundo técnico, de acuerdo con un procedimiento preestablecido, del proceso de colocación para la realización del TAC. ($P=MB, R=M$) Robustez normal.
6	Cometer un error en la identificación de la lateralidad del tumor durante la delineación. ($f=M, C=A$)	Dos barreras de seguridad. Robustez normal. ($P=B, R=A$)	Verificación redundante por un segundo oncólogo radioterapeuta. Robustez normal. ($P=MB, R=M$)
7	Utilizar erróneamente los procedimientos de uso del TPS durante la elaboración del plan para un paciente en específico. ($f=B, C=A$)	Una barrera de seguridad. Robustez normal. ($P=M, R=A$)	Verificación independiente de la planificación por un físico médico diferente. Robustez normal. ($P=B, R=M$)
7	Error en la introducción de la prescripción (dosis total, dosis por fracción y número de sesiones) en el planificador para el cálculo de las unidades monitor. ($f=M, C=A$)	Una barrera de seguridad. Robustez normal. ($P=M, R=A$)	Verificación independiente de la planificación por un físico médico diferente. Robustez normal. ($P=MB, R=M$)
7	Producirse un fallo del sistema de planificación del tratamiento (por ejemplo, deficiencia en el algoritmo). ($f=MB, C=MA$)	Una barrera de seguridad. Robustez normal. ($P=M, R=A$)	Verificación independiente de la planificación por un físico médico diferente. Robustez normal. ($P=B, R=M$)
9	Cometer un error en el marcado definitivo del paciente. ($f=B, C=A$)	No hay barreras de seguridad. ($P=A, R=A$)	1) Toma de imagen XVI en las tres primeras sesiones iniciales del tratamiento, realizadas por dos tecnólogos de radioterapia, con lo cual se detectan errores de geometría del tratamiento. Robustez normal. 2) Segunda revisión del tatuado por parte de los tecnólogos en radioterapia. Robustez normal. ($P=B, R=M$)
10	Utilizar dispositivos de inmovilización del paciente deficientes. ($f=M, C=A$)	Una barrera de seguridad. Robustez Normal. ($P=M, R=A$)	Toma de imagen XVI en las tres primeras sesiones iniciales del tratamiento, realizadas por dos tecnólogos de radioterapia, con lo cual se detectan errores de geometría del tratamiento. Robustez normal. ($P=B, R=M$)

...

Etapa	Descripción del SI, SEVRRRA	Número de barreras preexistentes, robustez e impacto en nivel de riesgo	Barreras adicionales a adoptar, robustez e impacto en nivel de riesgo
11	Producirse una desviación de la alineación de los láseres. (f=M, C=A)	Dos barreras de seguridad. Robustez Normal. (P=B, R=A)	Verificación redundante por un segundo físico médico. Robustez normal. (P=B, R=M)

* Con base en la descripción del centro 1 y la consideración de la tabla 1, “la dosimetría *in vivo*” y la “verificación redundante por otro físico médico” no forman parte las barreras de seguridad preexistentes.

Para reducir el perfil de riesgo en el centro 1 es necesaria la implementación de barreras que permitan la verificación independiente por parte de otro físico médico, oncólogo radioterapeuta y tecnólogo en radioterapia. Estas funciones de seguridad permitirán reducir el nivel de riesgo de nivel alto a medio en 12 SI, con lo que se ajustaría la instalación al criterio de aceptabilidad de riesgo del método de matriz de riesgo. El suceso iniciador de la etapa 11 también puede reducir su riesgo, si hay un entrenamiento adecuado del tecnólogo en radioterapia con relación a la verificación de las pruebas mecánicas diarias del acelerador.

Existen algunas funciones de seguridad que podrían minimizar el riesgo en ambos centros, incluso cambiando el nivel de riesgo para algunos SI del centro 2, pasando de riesgo medio a bajo. Entre dichas funciones, pueden considerarse el uso de dosimetría *in vivo* en la sesión inicial del tratamiento o de forma semanal para la verificación de la administración de la dosis. Estos procedimientos pueden servir como barrera de seguridad o reductor de consecuencia, respectivamente, pero debido a su elevado costo se ha visto limitada su adquisición en las instituciones. Adicionalmente, otros reductores de consecuencia de relevancia en la mitigación de las consecuencias en diversos SI de diferentes etapas son la revisión médica semanal del paciente durante la administración del tratamiento y la verificación de la adquisición de la imagen volumétrica semanal.

El centro 1 puede llegar fácilmente a una situación donde no exista una carga de trabajo moderada, lo cual puede conducir a que al físico médico y al oncólogo radioterapeuta se les dificulten la asistencia a los procesos de simulación y de inicio de tratamiento, duplicando el número de sucesos con nivel de riesgo alto. Esto es de relevancia, si se considera que en la mayoría de los centros del país no se aplican los modelos adecuados de la evaluación de la carga de trabajo para un centro de radioterapia, aunque existen recomendaciones de tipo internacional para calcular el recurso humano mínimo requerido [13] según la tecnología, el número de pacientes y

la complejidad de las técnicas. Este trabajo permite observar el perfil de riesgo cuando dichas recomendaciones no son consideradas.

5. Conclusiones

Instalaciones de radioterapia como el centro 1 cuentan con un perfil de riesgo que evidencia un número importante de eventos iniciadores que conducen a un perfil de riesgo alto, siendo la totalidad de estos asociados con consecuencias altas o muy altas que involucran a pacientes. Esto, según los referentes internacionales, implica que estas instalaciones no podrían seguir operando según los criterios de aceptación propuestos por el método. Dentro del marco normativo nacional, la Resolución 482 de 2018 del Ministerio de Salud y Protección Social contempla una serie de requisitos para la obtención de licencia para la práctica médica, en particular la descripción de los sistemas de seguridad, enclavamientos y procedimientos de seguridad y emergencia con los que cuenta un servicio, sin tener en cuenta una metodología enfocada al análisis del riesgo. Si no se considera realizar una evaluación de seguridad con la rigurosidad necesaria con carácter obligatorio dentro del marco normativo nacional, se tendrá un sesgo significativo del perfil de riesgo con consecuencias sobre el paciente que puede tener la práctica de radioterapia.

La matriz de riesgo, como método de análisis para la práctica de teleterapia, permite anticipar los posibles eventos que pueden llegar a desencadenar un accidente, y como resultado presenta un perfil de riesgo cuyo análisis permitiría identificar prioridades técnico-administrativas necesarias para la seguridad del paciente. Por ejemplo, dado que la inclusión de la verificación independiente por parte de un par profesional impacta en una cantidad significativa de sucesos iniciadores, dicha verificación debe ser considerada prioridad en términos de mitigación de riesgo frente a otras barreras que no impacten en un número importante de sucesos.

Referencias

- [1] *Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: protocolo de control de calidad*, Viena: Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), 2000.
- [2] D. E. González López y P. Borjas Hernández, “Evaluación de riesgo en el paciente de radioterapia: Hospital V. I. Lenin de Holguín”, *Nucleus*, n.º 57, pp. 26-30, 2015.
- [3] *Protección radiológica y seguridad de las fuentes de radiación: Normas básicas internacionales de seguridad*, Austria: Organismo Internacional de Energía Atómica, 2016.
- [4] M. S. Huq, B. A. Fraass, P. B. Dunscombe *et al.*, “The report of Task Group 100 of the AAPM: Application of risk analysis methods to radiation therapy quality management”, *Medical Physics*, vol. 43, n.º 7, pp. 4209-4262, 2016. <https://doi.org/10.1118/1.4947547>
- [5] *Resolución 482 de 2018, por la cual se reglamenta el uso de equipos generadores de radiación ionizante, su control de calidad, la prestación de servicios de protección radiológica y se dictan otras disposiciones*. [Internet]. Bogotá: Ministerio de Salud y Protección Social. Disponible en <https://www.minsalud.gov.co/NormatividadNuevo/Resolución482de2018.pdf>
- [6] Foro Iberoamericano de Organismos Reguladores Radiológicos y Nucleares, “¿Qué es SEVRRRA?”. [Internet]. Disponible en <https://www.foroiberam.org/sevrrra>
- [7] *Análisis probabilista de seguridad de tratamientos de radioterapia con acelerador lineal*, Viena: Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), 2012.
- [8] *Case studies in the application of probabilistic safety assessment: Techniques to radiation source*, Viena: International Atomic Energy Agency (IAEA), 2006.
- [9] *Aplicación del método de matriz de riesgo a la radioterapia*, Viena: Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), 2012. Disponible en https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/TE_1685_S_CD/PDF/Appendix.pdf
- [10] S. A. Rubiano, *Evaluación de seguridad del procedimiento de radiocirugía con el método de matriz de riesgo*, tesis de maestría, Facultad de Ciencias, Pontificia Universidad Javeriana, Bogotá, 2021. Disponible en <https://repository.javeriana.edu.co/handle/10554/55984>.
- [11] *Lessons learned from accidental exposures in radiotherapy*, Viena: International Atomic Energy Agency (IAEA), 2002.
- [12] D. C. Herrera, M. Arciniegas Álvarez y J. A. Gómez, “Resultados e interpretación al aplicar la técnica de matriz de riesgo en braquiterapia”, *Revista Investigaciones y Aplicaciones Nucleares*. [Internet]. n.º 3, pp. 5-11, 2019. <https://doi.org/10.32685/2590-7468/invapnuclear.3.2019.506>
- [13] *Setting up a radiotherapy programme: clinical, medical physics, radiation protection and safety aspects*, Viena: International Atomic Energy Agency (IAEA), 2008.
- [14] *El físico médico: criterios y recomendaciones para su formación académica, entrenamiento clínico y certificación en América Latina*, Viena: International Atomic Energy Agency (IAEA), 2010.

Efecto del kV en la calidad de imagen y la dosis de radiación en exámenes pediátricos de tomografía computarizada de cráneo simple del Hospital Universitario Clínica San Rafael

Effect of kV on image quality and radiation dose in pediatric nonenhanced skull computed tomography at the Hospital Universitario Clínica San Rafael

Víctor Ramos¹, María Baldissera², Javier Mora³, Diego Pineda⁴, David González⁴

Citación: V. Ramos, M. Baldissera, J. Mora, D. Pineda y D. González, “Efecto del kV en la calidad de imagen y la dosis de radiación en exámenes pediátricos de tomografía computarizada de cráneo simple del Hospital Universitario Clínica San Rafael”, *Revista Investigaciones y Aplicaciones Nucleares*, n.º 6, pp. 46-55, 2022. <https://doi.org/10.32685/2590-7468/invapnuclear.6.2022.655>

Resumen

Para reducir la dosis de radiación en la población pediátrica entre 0 y 10 años, a la que se le realizan tomografías de cráneo simple en el Hospital Universitario Clínica San Rafael, se redujo el kV con el que se adquieren las tomografías computarizadas (TC) de cráneo simple de 120 a 80 kV. Retrospectivamente, se compara la calidad de imagen de las TC de 33 pacientes tomados con 120 kV y 33 tomados con 80 kV. Se realiza un análisis cuantitativo con el uso de la relación contraste a ruido entre materia gris y materia blanca, y un índice de artefactos en la fosa posterior. El análisis cualitativo de imágenes anonimizadas lo ejecutan dos neurorradiólogos con una experiencia mayor a cinco años mediante la escala de la guía europea de criterios de calidad de imagen en TC. Se registran los valores del índice volumétrico de dosis en tomografía ($CTDI_{vol}$) y del producto dosis longitud (DLP) de todos los estudios y se estima la SSDE para cada paciente. Se obtiene un aumento de 26,4 % en la relación contraste a ruido entre materia gris y materia blanca del grupo tomado con 80 kV respecto al de 120 kV; esto es concordante con la mejora en la resolución espacial percibida por los radiólogos. El

¹ Físico médico. Servicio de Imágenes Diagnósticas, Hospital Universitario Clínica San Rafael, Bogotá, Colombia.

² Especialista en Gerencia y Auditoría de Calidad en Salud. Servicio de Imágenes Diagnósticas, Hospital Universitario Clínica San Rafael, Bogotá, Colombia.

³ Médico especialista en medicina interna y epidemiología, magister en educación para la salud. Departamento de Medicina Interna, Hospital Universitario Clínica San Rafael, Bogotá, Colombia.

⁴ Neurorradiólogo. Servicio de Imágenes Diagnósticas, Hospital Universitario Clínica San Rafael, Bogotá, Colombia.

Autor de correspondencia: Víctor Ramos, opr.hucsr@stewardcolombia.org



aumento en el ruido para el grupo de 80 kV no fue significativo respecto al de 120 kV, tanto en el análisis cualitativo como en el cuantitativo. Se obtuvo una disminución de los indicadores de dosis cercana al 10 % en el grupo tomado con 80 kV, respecto al tomado con 120 kV. Con la disminución del kV en el Hospital Universitario Clínica San Rafael se obtuvo una reducción de la dosis de radiación recibida por los pacientes de un 19,3 %, la aceptabilidad diagnóstica, ruido y resolución espacial no presentaron diferencias estadísticamente significativas ($p > 0,05$) entre las lecturas de los dos radiólogos para 120 kV vs. 80 kV.

Palabras clave: tomografía computarizada, dosis, calidad de imagen, ruido, resolución espacial.

Abstract

To reduce the radiation dose in the pediatric population between 0 and 10 years old who undergo simple skull tomography at the Hospital Universitario Clínica San Rafael, the kVs used to acquire simple skull computed tomography (CT) was reduced from 120 to 80 kV. Retrospectively, the image quality of the CT scans of 33 patients from each group was compared. A quantitative analysis is performed using the contrast-to-noise ratio between gray matter and white matter, and an index of artifacts in the posterior fossa. The qualitative analysis of anonymized images was performed by two neuroradiologists with more than five years of experience using the European scale criteria for CT image quality. CTDIvol and DLP values from all studies are recorded, and SSDE is estimated for each patient. A 26.4% increase in the contrast-to-noise ratio between gray matter and white matter is obtained in the group taken at 80 kV compared to that at 120 kV; this is consistent with the improvement in spatial resolution perceived by radiologists. In the qualitative and quantitative analysis, the increase in noise for the 80 kV group was insignificant compared to the 120 kV group. A close to 10% decrease in dose indicators was obtained in the group taken with 80 kV compared to the group taken with 120 kV. It is concluded that with the decrease in kV at our institution, a 19.3% reduction in radiation dose received by patients was obtained, and the diagnostic acceptability of the studies decreased by 2.8%. A 19.3% reduction in the radiation dose received by patients is obtained by the kV reduction at our institution; diagnostic acceptability, noise and spatial resolution do not present statistically significant differences ($p > 0,05$) between the readings of the radiologists for 120 kV vs. 80 kV.

Keywords: Computed tomography, radiation dose, image quality, noise, spatial resolution.

1. Introducción

La tomografía computarizada (TC) es una de las modalidades de imagen que genera una mayor dosis de radiación absorbida en órganos. El grupo de pacientes pediátricos es particularmente más sensible a la radiación debido, en parte, a su mayor expectativa de vida y la proximidad de sus órganos [1]. Por esta razón, es necesario adelantar acciones que permitan reducir las dosis de radiación de este grupo de pacientes. La disminución del kilovoltaje (kV) con el que se adquieren los estudios es un método conocido para

reducir la dosis de radiación de los pacientes, ya que la dosis es aproximadamente proporcional al cuadrado del kV. En el mercado ya se encuentran equipos que seleccionan de forma automática el kV con el que se adquieren los estudios [2]-[5]. Además, en exploraciones de cráneo se ha demostrado que mejora la relación contraste a ruido entre la materia blanca y la materia gris en las tomografías adquiridas con 80 kV. El objetivo de este trabajo es comparar la calidad de las imágenes adquiridas con los dos protocolos y la dosis de radiación para pacientes pediátricos entre 0 y 10 años en TC de cráneo simple.

2. Metodología

A. Selección de pacientes

En el Hospital Universitario Clínica San Rafael (HUCSR) se modificó el kV con el que se toman los estudios respecto a los protocolos sugeridos por el fabricante del equipo, y se disminuyó de 120 kV a 80 kV, a partir del 1 de octubre de 2020, con base en estudios de Park *et al.* [6] y Ben-David *et al.* [7]. Se realizó un estudio de corte transversal con intención analítica. La población la constituyen pacientes pediátricos entre 0 y 10 años sometidos a tomografías de cráneo simple en el HUCSR, entre el 1 de julio y el 31 de diciembre 2020. Se incluyeron 66 pacientes, 33 tomados con 120 kV y 33 con 80 kV. Como criterio de exclusión se consideraron los estudios incompletos, con artefactos por movimiento o que se suspendieron por una falla del equipo. El estudio fue aprobado por el Comité de Ética del hospital. En la muestra, 36 fueron pacientes femeninas y 30 masculinos; la edad promedio fue de 3,01 años con una desviación estándar de 2,95, una mediana de 1,72 y un rango entre 0 y 10,9 años. La principal indicación clínica fue el trauma craneoencefálico (65,2 %), seguido por cefalea (9,1 %), convulsión (6,1 %), tumores (3 %); los otros estudios tuvieron diferentes indicaciones: meningitis, plagiocefalia, hidrocefalia, entre otras.

B. Protocolo de adquisición

Todas las TC se tomaron con un tomógrafo computarizado General Electric modelo Revolution ACT de 16 cortes. Hasta el 30 de septiembre de 2020, en el Hospital Universitario Clínica San Rafael las tomografías pediátricas de cráneo simple se realizaban, según lo sugerido por el fabricante, con 120 kV y uso de la modulación de la corriente con un rango de 100-180 mA, un índice de ruido de referencia de 2,8, un tiempo de rotación de 1 s y un *pitch* de 0,564. Considerando la posibilidad de optimización propuesta por [6], se decidió disminuir el kilovoltaje a 80 kV [6]. De los otros parámetros citados, el único que se modificó fue el rango de la modulación de corriente, el cual se amplió a 80-200 mA. Esto, debido a que el valor del *pitch* era el mínimo disponible y aumentarlo disminuiría la calidad de la imagen. Respecto al tiempo de exposición, si se aumentara para compensar el aumento del ruido por el efecto de disminuir el kV, se ampliaría la probabilidad de presencia de artefactos por movimiento

del paciente. La intervención se realizó desde el 1 de octubre de 2020.

C. Análisis cualitativo

Los estudios son anonimizados en el PACs Synapse, antes de ser remitidos a dos neurorradiólogos con más de cinco años de experiencia en TC, para la evaluación de la calidad de la imagen con el uso de una escala sugerida por la guía europea de criterios de calidad de imagen en TC [8]. Esta guía se ha adoptado de forma recurrente en varios trabajos para adelantar estudios que permitan evaluar la calidad de imagen resultante de intervenciones que pretenden disminuir el nivel de exposición de radiación de los pacientes [4]-[7], [9]-[11]. La escala se manejó con tres niveles para el ruido (1. Alto, 2. Óptimo, 3. Bajo) y la resolución espacial o definición de bordes (1. Baja, 2. Aceptable, 3. Muy buena), y cuatro niveles para la aceptabilidad diagnóstica (1. Inaceptable, 2. Aceptable con limitaciones, 3. Aceptable, 4. Completamente aceptable). Los radiólogos tuvieron acceso a todo el estudio, cortes adquiridos en el plano axial con base en la exploración helicoidal, reconstrucciones en los tres planos radiográficos para ventana de hueso y de tejido blando, y no se establecieron limitaciones para ajuste de nivel y ancho de ventana.

D. Análisis cuantitativo

Se dibujaron regiones de interés (ROI) de 25 mm² en diferentes posiciones anatómicas y secciones de un corte axial: materia gris (MG) y materia blanca (MB) en el lobo frontal y en el lobo occipital, y MG de la rama posterior de la capsula interna y la MB del tálamo a la altura de los ganglios basales (figura 1). Se evaluó la relación señal a ruido (SNR), para la materia gris (MG) y para materia blanca (MB), además de la relación contraste a ruido (CNR) entre MG y MB. Existen al menos tres expresiones para calcular la CNR; con fines de comparación con trabajos realizados se estimó así [6]:

$$CNR = \frac{\overline{HU}_{MG} - \overline{HU}_{MB}}{\sqrt{DE_{MG}^2 + DE_{MB}^2}} \quad (1)$$

Donde \overline{HU} corresponde al valor medio de unidades Hounsfield y DE a su desviación estándar. Este valor debe ser corregido por el impacto directo que tiene una diferencia del índice volumétrico de dosis en tomografía (CTDI_{vol}) con el que se adquiere una imagen en el ruido. Esta corrección

está asociada específicamente al ruido cuántico, que es inversamente proporcional al nivel de exposición que llega a los detectores. Para aplicarla se calculó la raíz cuadrada de la razón entre el promedio del $CTDI_{vol}$ para el grupo adquirido con 120 kV y del grupo de 80 kV [6], [12], [13]. Para evaluar el índice de artefactos por endurecimiento del haz se realizó una ROI en la fosa posterior, a partir de la metodología propuesta por Rozeik *et al.* [14]. El índice de artefactos en la fosa posterior (figura 2), se define como la DE de las HU de la ROI.

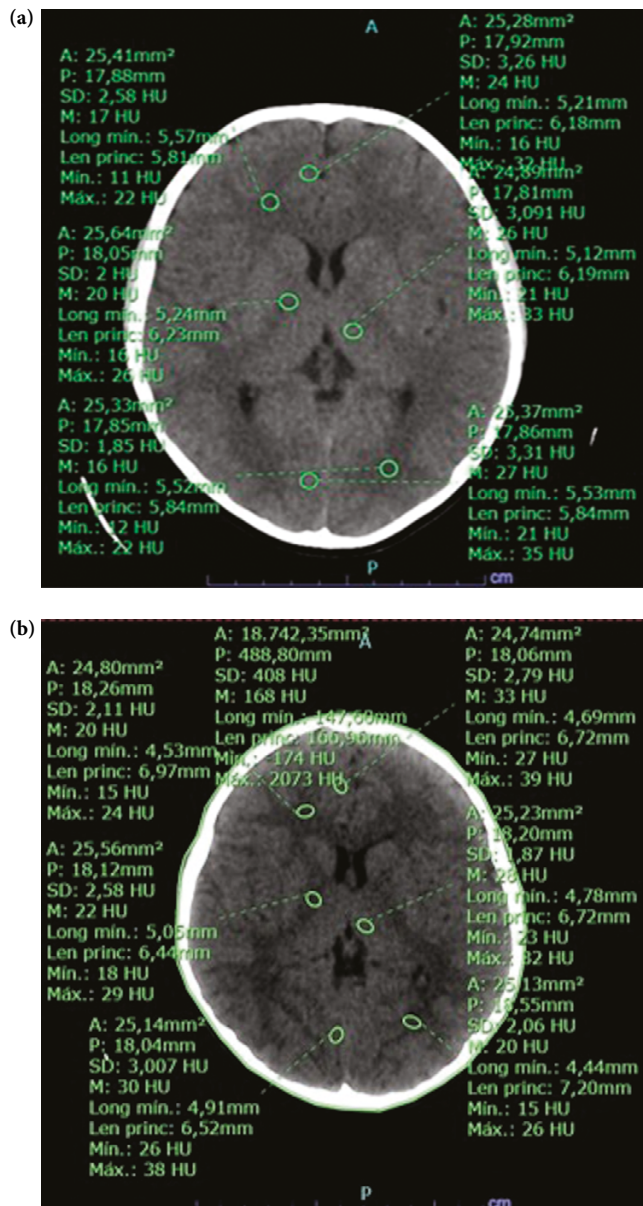


Figura 1. (a) Para 120 kV. (b) Para 80 kV, se ilustra además la ROI usada para estimar el diámetro equivalente en agua (D_w) a nivel de los ganglios basales

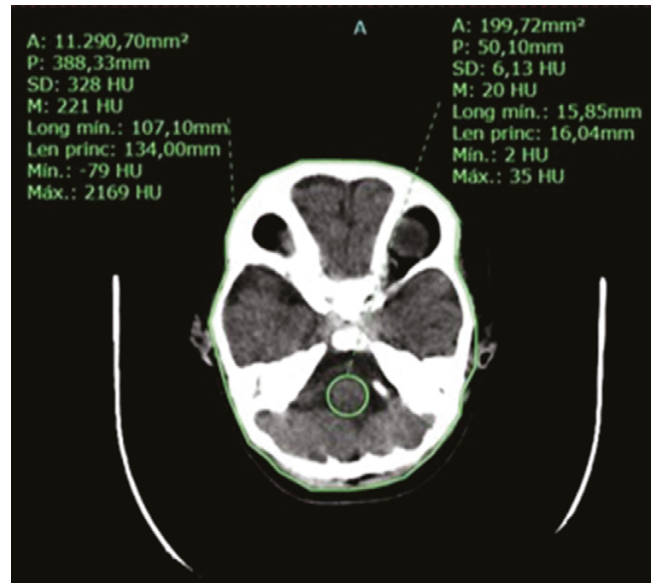


Figura 2. Especificación de la ROI en la fosa posterior para análisis del índice de artefactos y ROI para estimar el D_w a nivel de la fosa posterior

E. Dosis de radiación

Los datos asociados a la técnica radiológica y la dosis de radiación $CTDI_{vol}$ (*computed tomography dose index*: índice de dosis en tomografía) y DLP (*dose length product*: producto dosis longitud) se tomaron del PACs por un investigador no radiólogo. Para calcular la dosis estimada por tamaño específico (SSDE), se obtuvo el diámetro equivalente en agua (D_w) a partir de lo sugerido en el reporte 220 de la AAPM [15], con base en la información de cada tomografía con la ROI realizada a la altura de los ganglios basales (figura 1) [15].

F. Análisis estadístico

Análisis univariado. Las variables cualitativas se ordenaron en frecuencias absolutas, relativas, porcentajes e intervalos de confianza. Para las variables cuantitativas se realizaron pruebas de normalidad mediante la prueba de Shapiro-Wilk y, de acuerdo con esta, se describieron con medidas de tendencia central y medidas de dispersión

Análisis bivariado. Inicialmente, se procedió con un análisis no paramétrico para variables nominales y ordinales mediante la prueba exacta de Fisher y la de *chi* cuadrado; posteriormente, se hizo un análisis paramétrico a las variables de intervalo y razón a partir del coeficiente de correlación de Pearson, prueba *t* de Student y regresión lineal.

Finalmente, se evaluó la reproducibilidad entre los dos observadores con el cálculo del Kappa de Cohen para evaluar la concordancia observada y esperada. Para el análisis se utilizó el programa estadístico R versión 4.2.1.

3. Resultados y análisis

La relación entre la edad y el diámetro equivalente en agua se muestra en la figura 3a. Se observa una correlación para los dos grupos en términos de la atenuación que es relevante para la modulación de la corriente. Sin embargo, se evidencian unas variaciones principalmente del grupo de 80 kV, específicamente para niños menores de un año, y se registran valores altos de D_w en algunos pacientes. Además, en el grupo de 120 kV se encuentra un valor atípico para el cual la razón entre el D_w en los ganglios basales y en la fosa

posterior es mayor respecto a los demás pacientes; se trata de un paciente de trauma craneoencefálico, su condición clínica específica puede ser la causa de este comportamiento especial. También se presenta la relación entre el diámetro equivalente en agua calculado a partir de la ROI de la fosa y el realizado en los ganglios basales (figura 3b). El D_w a nivel de los ganglios basales fue de $14,8 \pm 1,8$ cm para el grupo de 120 kV, y $15,1 \pm 1,7$ cm para el de 80 kV. La misma figura indica la relación entre los D_w medidos en los diferentes cortes. Este resultado es importante por indicar que el D_w es una variable adecuada para caracterizar la atenuación, con la cual es posible establecer relaciones con las demás variables.

Las medidas de tendencia central para las variables cuantitativas se presentan en la tabla 1, y las frecuencias absolutas para las variables cualitativas, en la tabla 2.

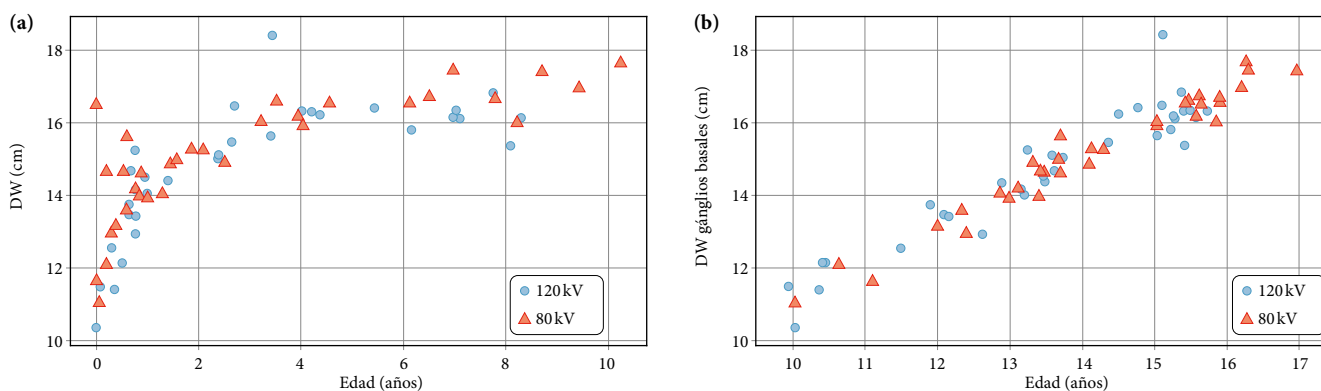


Figura 3. (a) Relación entre el diámetro equivalente en agua y la edad de los pacientes; (b) correlación entre los diámetros equivalentes en agua medidos al nivel de la fosa posterior a nivel de los ganglios basales

Tabla 1. Medidas de tendencia central para variables cuantitativas

Variable	120 kV		80 kV	
	Promedio	DE	Promedio	DE
Edad (años)	2,9	2,7	3,0	3,2
Corriente (mA)	121	27	137	29
D_w (cm)	14,7	1,8	15,1	1,7
CTDI _{vol} (mGy)	23,9	2,4	21,8	3,4
SSDE (mGy)	23,3	2,6	18,8	1,6
DLP (mGy-cm)	430,4	67,0	403,3	81,3

Como se esperaba, el promedio de la corriente para el grupo tomado con 120 kV presentó un aumento, debido a que, para alcanzar el nivel de ruido objetivo tras la disminución del kV, el sistema de modulación de corriente debía ajustar un valor mayor de esta.

A. Análisis cualitativo

En las tablas 2 y 3, se muestran los resultados del análisis cualitativo realizado por los dos radiólogos. Para los estudios tomados con 80 kV se obtuvo una mejor resolución espacial comparada con la de los estudios tomados con 120 kV. En

el caso del ruido, para los estudios con 80 kV, el radiólogo 1 (R1) clasificó un mayor número de estudios con ruido alto respecto a los tomados con 120 kV; mientras que para el radiólogo 2 (R2) esta diferencia fue muy baja. Esto se puede relacionar con el resultado del R1 respecto a la aceptabilidad

diagnóstica, donde el número de estudios clasificados como aceptable con limitaciones es mayor en los de 80 kV respecto a los de 120 kV. Para el R2 ocurrió lo contrario, pero con una diferencia menor.

Tabla 2. Resultados de frecuencias absolutas para la valoración de estudios por parte de los dos radiólogos

Variable	Clasificación en la escala	80 kV		120 kV	
		R1	R2	R1	R2
Ruido	Alto	5	11	1	12
	Óptimo	5	9	17	12
	Bajo	23	13	15	9
Resolución espacial	Muy buena	20	18	19	9
	Aceptable	13	12	14	17
	Baja	0	3	0	7
Aceptabilidad diagnóstica	Completamente aceptable	13	13	14	12
	Aceptable	11	15	16	15
	Aceptable con limitaciones	9	4	3	6
	Inaceptable	0	1	0	0

Se encontró una correlación baja entre el concepto de los dos radiólogos para los estudios; esta se evidenció en los valores del coeficiente Kappa de Cohen para el ruido, la resolución espacial y la aceptabilidad diagnóstica. Sin embargo, no se reportaron diferencias significativas ($p > 0,05$) entre la

calificación de los estudios para 120 kV vs. 80 kV. Esto implica que la valoración por parte de los radiólogos no permite concluir que los estudios tomados con 120 kV sean mejores o peores que aquellos con 80 kV.

Tabla 3. Resultados de la valoración de estudios por parte de los dos radiólogos

Magnitud	120 kV	80 kV	Diferencia	Porcentaje de variación	Kappa de Cohen	P
Ruido	2,2 ± 0,5	2,3 ± 0,6	+0,1	+6,3 %	0,118	0,129
Resolución espacial	2,3 ± 0,5	2,5 ± 0,4	+0,2	+9,2 %	-0,048	0,621
Aceptabilidad diagnóstica	3,3 ± 0,5	3,2 ± 0,6	-0,1	-2,8 %	-0,032	0,725

B. Análisis cuantitativo

En la tabla 4, se muestran los resultados para el análisis cuantitativo. Se encontró que, en promedio, para las TC tomadas con 80 kV la relación señal a ruido aumenta tanto para la MG como para la MB. La relación contraste a ruido para los estudios tomados con 80 kV aumentó de forma efectiva (teniendo en cuenta la corrección del ruido por la diferencia del $CTDI_{vol}$, se obtuvo un valor de 0,95), en un 14,1 %. Esto podría estar asociado a la percepción de los radiólogos respecto a la resolución espacial donde en promedio se presentó un aumento de 9,2 % para este grupo (ver tabla 3). El aumento del ruido en la fosa posterior fue de apenas un 2,4 %.

En la figura 4, se ilustran los resultados para la CNR entre MG y MB; allí, para el rango de D_w de los grupos de estudio se tiene una variación de la CNR, sin que se pueda establecer con certeza un rango de D_w en el cual la CNR sea mayor para los estudios tomados con 80 kV respecto a los tomados con 120 kV. Sin embargo, en promedio, como se mencionó, se registró un aumento de la CNR para el grupo tomado con 80 kV respecto al de 120 kV. Este comportamiento podría estar asociado a la variación importante del ruido en la MG; aunque, en promedio, no se presenta en la MB.

Tabla 4. Resultados del análisis cuantitativo

Magnitud	120 kV	80 kV	Diferencia	Porcentaje de variación
	Promedio ± DE	Promedio ± DE		
MG	27,9 ± 1,5	31,3 ± 1,3	+3,4	12,2 %
MB	20,8 ± 1,5	23,2 ± 1,6	+2,4	11,3 %
Diferencia de	9,2	8,1	-1,1	-12 %
Ruido MG (HU)	3,6 ± 0,7	3,3 ± 0,9 ^a	-0,3	-10 %
Ruido MB (HU)	3,1 ± 0,6	3,1 ± 0,7 ^a	0	0 %
SNR MG	8,2 ± 1,5	10,5 ± 2,8 ^a	+2,3	+29,1 %
SNR MB	7,0 ± 1,4	8,2 ± 1,9 ^a	+1,2	+16,7 %
CNR MG MB	1,5 ± 0,3	1,9 ± 0,5 ^a	+0,4	+26,4 %
DE _{fosá}	5,0 ± 1,0	5,2 ± 1,5	+0,2	+2,4 %

^a Valores calculados con la corrección del ruido por la diferencia de CTDI_{vol}.

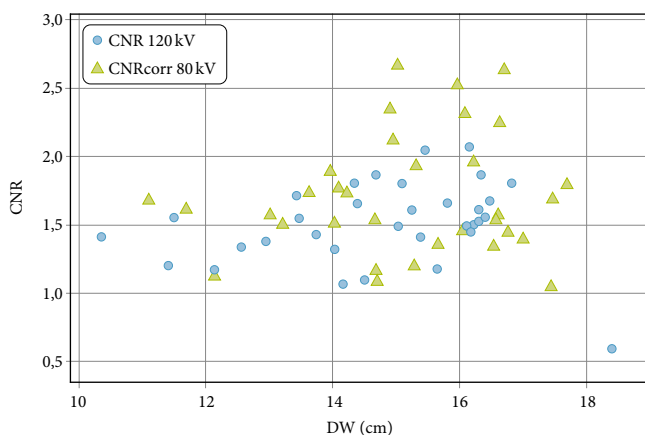


Figura 4. Relación entre D_w y la CNR entre materia gris y materia blanca para los dos grupos analizados

Para 80 kV se presentan los valores de CNR corregidos

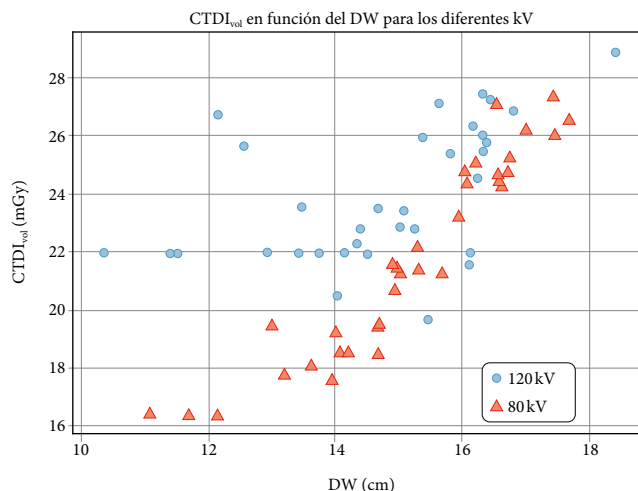


Figura 5. Relación entre el D_w y el CTDI_{vol} para los dos grupos analizado

Tabla 3. Resultados para las magnitudes asociadas a la dosis que recibe el paciente

Magnitud	120 kV	80 kV	Diferencia	Porcentaje de variación
CTDI _{vol} (mGy)	23,9 ± 2,4	21,7 ± 3,7	-2,2	-9,4 %
SSDE (mGy)	23,3 ± 2,6	18,8 ± 1,6	-4,5	-19,4 %
DLP (mGy-cm)	430,4 ± 67,0	403,3 ± 81,3	-27,1	-6,3 %

C. Dosis de radiación

En la tabla 3, se detallan los resultados para las magnitudes asociadas con la dosis de radiación. Se observa una reducción del 9,4% en los valores del CTDI_{vol} y del 6,3 % en el DLP. De acuerdo con el reporte 220 de la AAPM [15], la SSDE representa una mejor aproximación de la dosis absorbida que recibe el paciente; entonces, se evidencia que, tras la intervención, la reducción para el grupo de estudio es de un 19,3 %. Esta disminución es importante para el grupo de pacientes pediátricos teniendo en cuenta que tiene un efecto

directo en el riesgo asociado a la exposición a radiación ionizante.

En la figura 5, se ilustran los resultados para el CTDI_{vol} en función del D_w para los dos grupos de estudio. Se evidencia que el efecto de disminución de la dosis en los pacientes es mayor cuando su cráneo es más pequeño, que es lo usual en pacientes pediátricos de menor edad, como se determina en la figura 3a, donde se relaciona la edad de los pacientes y el D_w. Debido a este comportamiento, y con fines de comparación con el trabajo de Wallace *et al.* [4], se analiza el CTDI_{vol}

de forma independiente para pacientes menores de 5 años y los mayores de 5 años [4]. El 75,8 % del total son menores de 5 años (50 % tomados con 120 kV y 50 % con 80 kV), para quienes la disminución del $CTDI_{vol}$ es de un 13,6 %; mientras que los pacientes mayores de 5 años representan un 24,2 % del total (50 % tomados con 120 kV y 50 % con 80 kV), y para estos el $CTDI_{vol}$ registra un aumento del 3 %. Esto se debe a que, para alcanzar el mismo nivel de ruido objetivo en pacientes con mayor atenuación, el aumento de la corriente es tal que el valor del $CTDI_{vol}$, en algunos casos, resulta mayor en los estudios adquiridos con 80 kV que en los adquiridos con 120 kV.

En la figura 6, se presentan los resultados obtenidos para la SSDE en función del D_w para los dos grupos de estudio. A diferencia del comportamiento del $CTDI_{vol}$, se tiene una disminución en todo el rango de D_w analizado. En pacientes menores a 5 años, la disminución es de 21,4 % para los tomados con 80 kV respecto a los tomados con 120 kV, mientras que para los pacientes mayores a 5 años la disminución es de 13,2 %.

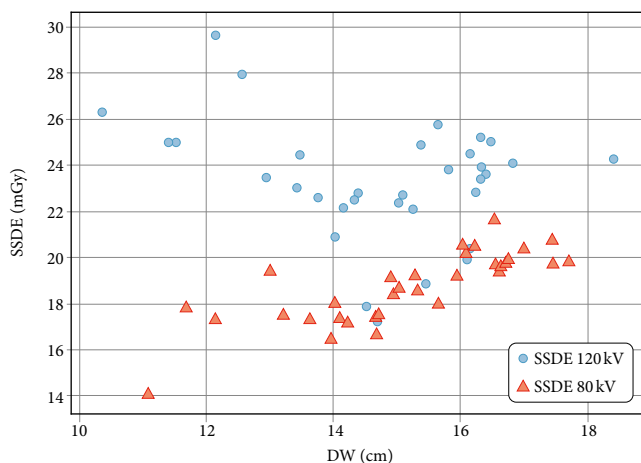


Figura 6. Relación entre D_w y la SSDE para los dos grupos analizados

4. Discusión

La disminución del kV de 120 a 80 genera una disminución significativa de la dosis de radiación recibida por los pacientes. En comparación con Park *et al.* [6], en este estudio se reportó una disminución del 4,7 % para el $CTDI_{vol}$ y comparables para el DLP con una disminución de un 6,9 %. Wallace *et al.* [4] obtuvieron una disminución del 39 % en el $CTDI_{vol}$ y del 42 % para el DLP. Valores superiores a los de este estudio pueden asociarse a la tecnología utilizada, ya que los

fabricantes manejan diferentes herramientas de modulación de corriente. Wallace *et al.* [4] asocian el resultado solamente al paso de un protocolo con una corriente fija a uno con modulación de corriente; además, aquí la disminución del DLP fue menor a la del $CTDI_{vol}$. Se debe tener en cuenta que el trabajo de Park *et al.* [6] se restringió a TC de cráneo con 80 kV y 120 kV, y Wallace *et al.* [4], a una indicación clínica. Esto implica que no se espera una variación significativa de la longitud explorada, mientras que en este estudio se incluyeron dos grupos con pacientes e indicaciones clínicas diferentes. Esto ofrece una oportunidad para adelantar una revisión de la selección de cortes y la longitud de exploración como otra alternativa de optimización en la institución.

En este estudio se observó un aumento del $CTDI_{vol}$ para pacientes mayores de 5 años; sin embargo, la SSDE asociada específicamente con la dosis absorbida por el tejido disminuyó para estos pacientes en un 13,2 %. Esto implica que la intervención sí genera un beneficio respecto a la exposición a radiación para el rango de edad de la población de estudio.

Igualmente, tanto la SNR para materias gris y blanca, como la CNR entre materia gris y materia blanca aumentaron para el grupo de 80 kV, mientras que en los resultados de Park *et al.* [6] las SNR disminuyeron para los estudios tomados con 80 kV respecto a los de 120 kV [6],[7], a pesar del aumento del valor medio de las HU que también se encontró en este estudio. Dicho comportamiento se puede asociar a la aparente disminución del ruido aquí reportada para la materia gris, en el grupo tomado con 80 kV respecto al de 120 kV y la constancia de este parámetro en el caso de la materia blanca. Este resultado al igual que el aumento significativo en el promedio de la CNR para el grupo tomado con 80 kV se puede asociar al uso, en este trabajo, de la modulación de corriente, a diferencia de la modificación de varios parámetros de adquisición en Park *et al.* [6] y Ben David *et al.* [7], quienes utilizan corrientes fijas, que tienen un impacto diferente en el ruido. Lo anterior también se pudo verificar en el análisis cualitativo, el cual arrojó que la percepción del ruido por parte de los neurorradiólogos fue mejor en el grupo tomado con 80 kV (+6,4 %), resultado contrario al reportado por Park *et al.* [6]. La aceptabilidad diagnóstica de los estudios por parte de los dos neurorradiólogos no reportó diferencias estadísticas significativas ($p > 0,05$), lo que implica que no es posible concluir que los estudios tomados con 120 kV tengan una mayor aceptabilidad que los tomados con 80 kV, esto justifica

la intervención con el fin de reducir la dosis de radiación que reciben los pacientes pediátricos en las tomografías de cráneo simple. Este resultado es similar al reportado por Wallace *et al.* [4], para análisis cualitativo de tomografías de cerebro para derivación de líquido cefalorraquídeo; aunque allí todas las tomografías se tomaron con 100 kV, la modulación de corriente no afecta de forma significativa la aceptabilidad diagnóstica de los estudios de cerebro con valores de kilovoltaje menores a 120 kV, que corresponde al valor usual sugerido por el fabricante para la adquisición de estudios de cráneo simple, cuando no se cuenta con herramientas de selección automática de kilovoltaje.

En el estudio aquí descrito se obtuvo una correlación en la clasificación de los estudios realizada por los neurorradiólogos. Este resultado difiere de lo reportado por Park *et al.* [6], quienes hallaron una correlación importante mediante una escala similar, y por May *et al.* [16], para otro tipo de tomografías, quienes identificaron una correlación importante en la evaluación cualitativa por parte de radiólogos tras una reducción de kilovoltaje y uso de la modulación de corriente. Se debe tener en cuenta que la escala utilizada no deja de ser subjetiva y la percepción de los parámetros que caracterizan la calidad de imagen dependen del observador. En futuros trabajos se incluirán algunas preguntas adicionales a los neurorradiólogos para evaluar estructuras anatómicas específicas.

5. Conclusiones

No se encontró correlación entre las interpretaciones de los dos neurorradiólogos. Sin embargo, según los resultados, no hubo una diferencia estadística significativa en la apreciación de la calidad de la imagen entre estudios tomados con 80 kV y los tomados con 120 kV. Además, para los estudios tomados con 80 kV se logró una mejor percepción de la definición de bordes por parte de los neurorradiólogos.

Para la población de estudio, hubo un aumento en la relación contraste a ruido entre la materia gris y la materia blanca para las tomografías adquiridas con 80 kV respecto a las tomadas con 120 kV. Esto permitió diferenciar mejor los dos tejidos, y fue concordante con la percepción de los neurorradiólogos respecto a la definición de bordes.

De forma cualitativa no se reportó un incremento del ruido en la materia gris ni en la materia blanca, debido a que

no se modificó el índice de ruido usado en la herramienta de modulación de corriente. Además, el índice de artefactos en la fosa posterior presentó solo un pequeño aumento, resultado importante debido a que el principal riesgo al disminuir el kV fue la aparición de artefactos por endurecimiento del haz.

La reducción de la dosis de radiación recibida por los pacientes pediátricos en tomografías de cráneo simple fue de 19,3 %, tras disminuir el kilovoltaje de 120 a 80 usando la herramienta de modulación de corriente, pero la aceptabilidad diagnóstica de los estudios no se ve significativamente afectada.

Referencias

- [1] S. Renedo, "Riesgos de la radiación en imágenes pediátricas", *Neumología Pediátrica*, vol. 10, n.º 2, pp. 54-57, 2015. <https://doi.org/10.51451/np.v10i2.360>
- [2] L. Yu, M. Bruesewitz, K. Thomas *et al.*, "Optimal tube potential for radiation dose reduction in pediatric CT: Principles, clinical implementations, and pitfalls", *RadioGraphics*, vol. 31, n.º 3, pp. 835-848, may. 2011. <https://doi.org/10.1148/rg.313105079>
- [3] E. Papadakis y J. Damilakis, "Automatic tube current modulation and tube voltage selection in pediatric computed tomography: A phantom study on radiation dose and image quality", *Investigative Radiology*, vol. 54, n.º 5, art. 5, may. 2019. <https://doi.org/10.1097/RLI.0000000000000537>
- [4] A. N. Wallace, R. Vyhmeister, S. Bagade *et al.*, "Evaluation of the use of automatic exposure control and automatic tube potential selection in low-dose cerebrospinal fluid shunt head CT", *Neuroradiology*, vol. 57, n.º 6, pp. 639-644, jun. 2015. <https://doi.org/10.1007/s00234-015-1508-6>
- [5] S. D. Osborne, *Automatic exposure control during computed tomography scans of the head: Effects on dose and image quality*, Tesis de Master of Science, Department of Allied Health Sciences, East Tennessee State University, Johnson City, 2019.
- [6] J. E. Park, Y. H. Choi, J.-E. Cheon *et al.*, "Image quality and radiation dose of brain computed tomography in children: Effects of decreasing tube voltage from 120 kVp to 80 kVp", *Pediatric Radiology*, vol. 47, n.º 6, pp. 710-717, may. 2017. <https://doi.org/10.1007/s00247-017-3799-8>

- [7] E. Ben-David, J. E. Cohen, S. N. Goldberg *et al.*, “Significance of enhanced cerebral gray-white matter contrast at 80 kVp compared to conventional 120 kVp CT scan in the evaluation of acute stroke”, *Journal of Clinical Neuroscience*, vol. 21, n.º 9, pp. 1591-1594, sep. 2014. <https://doi.org/10.1016/j.jocn.2014.03.008>
- [8] G. Bongartz, S. J. Golding, A. G. Jurik *et al.*, *European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography*, European Commission, 2000.
- [9] T. Masuda, Y. Funama, T. Nakaura *et al.*, “Radiation dose reduction with a low-tube voltage technique for pediatric chest computed tomographic angiography based on the contrast-to-noise ratio index”, *Canadian Association of Radiologists Journal*, vol. 69, n.º 4, pp. 390-396, nov. 2018. <https://doi.org/10.1016/j.carj.2018.05.004>
- [10] H. H. Cho, S. M. Lee y S. K. You, “Pediatric head computed tomography with advanced modeled iterative reconstruction: Focus on image quality and reduction of radiation dose”, *Pediatric Radiology*, vol. 50, n.º 2, pp. 242-251, feb. 2020. <https://doi.org/10.1007/s00247-019-04532-z>
- [11] K. Kilic, G. Erbas, M. Guryildirim, M. Arac, E. Ilgit, y B. Coskun, “Lowering the Dose in Head CT Using Adaptive Statistical Iterative Reconstruction”, *American Journal of Neuroradiology*, vol. 32, n.º 9, pp. 1578-1582, oct. 2011, <https://doi.org/10.3174/ajnr.A2585>
- [12] W. Huda, K. A. Lieberman, J. Chang *et al.*, “Patient size and x-ray technique factors in head computed tomography examinations. II. Image quality”, *Medical Physics*, vol. 31, n.º 3, pp. 595-601, feb. 2004. <https://doi.org/10.1118/1.1646233>
- [13] L. W. Goldman, “Principles of CT: Radiation dose and image quality”, *Journal of Nuclear Medicine Technology*, vol. 35, n.º 4, pp. 213-225, dic. 2007. <https://doi.org/10.2967/jnmt.106.037846>
- [14] O. Rozeik, J. Kotterer, M. Preiss *et al.*, “Cranial CT artifacts and gantry angulation”, *Journal of Computer Assisted Tomography*, vol. 15, n.º 3, pp. 381-386, may. 1991. <https://doi.org/10.1097/00004728-199105000-00007>
- [15] McCollough, D. M. Bakalyar, M. Bostani *et al.*, “Use of water equivalent diameter for calculating patient size and size-specific dose estimates (SSDE) in CT”, American Association of Physicists in Medicine (AAPM), Reporte 220, Alexandria, VA, sep. 2014. <https://doi.org/10.37206/146>
- [16] M. S. May, M. R. Kramer, A. Eller *et al.*, “Automated tube voltage adaptation in head and neck computed tomography between 120 and 100 kV: Effects on image quality and radiation dose”, *Neuroradiology*, vol. 56, n.º 9, pp. 797-803, sep. 2014. <https://doi.org/10.1007/s00234-014-1393-4>

Estudio preliminar de la aplicación de la técnica VMAT en irradiación corporal total: diseño de una camilla rotable

Preliminary study of VMAT for total-body irradiation: rotating table design

Andrés Pinzón C.^{1,2}, Axel Simbaqueba A.¹, Juan Rodríguez¹, Stella Veloza², José Esguerra C.¹

Revista Investigaciones y Aplicaciones Nucleares, 6, 56-70, 2022
Recibido: 15 de febrero de 2022
Aceptado: 25 de junio de 2022
Publicado en línea: 31 de octubre de 2022
Doi: <https://doi.org/10.32685/2590-7468/invapnuclear.6.2022.643>



Esta obra está bajo licencia internacional Creative Commons Reconocimiento 4.0.

Citación: A. Pinzón, A. Simbaqueba, J. Rodríguez, S. Veloza y J. Esguerra, “Estudio preliminar de la aplicación de la Técnica VMAT en irradiación corporal total: diseño de una camilla rotable”, *Revista de Investigaciones y Aplicaciones Nucleares*, n.º 6, pp. 56-70, 2022. <https://doi.org/10.32685/2590-7468/invapnuclear.6.2022.643>

Resumen

La irradiación corporal total (TBI, por sus siglas en inglés) es una terapia previa al trasplante de médula ósea en la que se administra una dosis de radiación uniforme en todo el cuerpo del paciente, que busca minimizar la dosis entregada en diferentes órganos como pulmones y, en algunas ocasiones, riñones [1]. En Colombia la TBI con rayos X generados por acelerador lineal se realiza con la técnica convencional, en la cual el paciente mantiene una posición anatómica de pie, fetal o decúbito lateral durante tiempos de irradiación prolongados, lo cual implica que la posición de tratamiento para el paciente sea incómoda y poco reproducible; adicionalmente su implementación requiere distancias fuente/paciente de hasta 4 metros y la construcción de protecciones personalizadas [2]. Con el fin de superar estas dificultades, el Instituto Nacional de Cancerología (INC) tiene el objetivo de desarrollar un protocolo para administrar la TBI empleando arcoterapia volumétrica de intensidad modulada (VMAT). Con esta técnica de optimización inversa se ha reportado una entrega de dosis de radiación más uniforme en todo el cuerpo del paciente en comparación con la técnica convencional, y una reducción de la dosis recibida por los órganos en riesgo (OAR) [3]; adicionalmente su implementación no requiere grandes áreas en la sala de tratamiento, ya que se realiza a distancias estándar fuente/isocentro. En este artículo se presenta un estudio preliminar del protocolo de TBI/VMAT y su validación, mediante el empleo de un simulador anatómico CIRS: la construcción de una camilla rotable para ser superpuesta a la mesa del acelerador y tomógrafo, que facilita el cambio de orientación craneocaudal del

¹ Instituto Nacional de Cancerología E.S.E, Unidad Funcional de Oncología Radioterápica, Física Médica, Bogotá, Colombia.

² Universidad Nacional de Colombia, Departamento de Física, Bogotá, Colombia.

paciente a caudocraneal durante el tratamiento, recomendaciones para la inmovilización del paciente sobre la camilla rotable, la obtención de imágenes de tomografía computarizada de cuerpo completo mediante fusión de imágenes parciales, la planeación del tratamiento con múltiples isocentros y múltiples arcos para el cálculo de la dosis absorbida y la verificación del tratamiento con superposiciones de medidas de dosis en el *software SNC Patient* tomadas con detectores en el dispositivo ArcCheck en diferentes orientaciones.

Palabras clave: irradiación corporal total (TBI), arcoterapia volumétrica de intensidad modulada (VMAT), camilla rotable, sistema de planeación de tratamiento (TPS), inmovilización, simulación.

Abstract

Total body irradiation (TBI) is a prebone marrow transplant therapy in which a uniform radiation dose is administered throughout the patient's body. It seeks to minimize the dose delivered to different organs, such as the lungs and sometimes the kidneys [1]. In Colombia, X-rays by TBI generated by a linear accelerator are performed with the conventional technique, where the patient maintains a standing, fetal or lateral decubitus anatomical position during prolonged irradiation times, which implies that the treatment position for the patient is uncomfortable and has little reproducibility; additionally, its implementation requires source/patient distances of up to 4 meters, and the construction of customized protections [2]. To overcome these difficulties, the National Cancer Institute (INC) aims to develop a protocol to administer TBI using volumetric modulated arc therapy (VMAT). With this inverse optimization technique, a more uniform radiation dose throughout the patient's body has been reported compared to the conventional technique, which reduces the dose received by organs at risk (OARs). In addition, its implementation does not require large areas in the treatment room, as it is performed at standard source/isocenter distances. This article presents a preliminary study of the TBI/VMAT protocol and its validation, employing an anatomical simulator called the Computerized Imaging Reference System (CIRS): the construction of a rotatable stretcher overlapped on the accelerator table and the tomograph facilitates the change of the patient treatment orientation from craniocauda to caudocraneal, recommendations for immobilization of the patient on the rotatable table, the production of computed tomography images of the whole body using partial image fusion, and the planning of treatment with multiple isocenters and multiple arcs for the calculation of absorbed dose and verification of treatment with overlapping dose measurements in *SNC Patient* software taken with ArcCheck detectors in different orientations.

Keywords: total body irradiation (TBI), volumetric intensity modulated arc therapy (VMAT), rotating table, treatment planning system (TPS), immobilization, simulation.

1. Introducción

La irradiación corporal total (TBI, por sus siglas en inglés), utilizada con la finalidad de erradicar tumores residuales y suprimir el sistema inmunológico, es una técnica que requiere administrar una dosis uniforme en la totalidad del cuerpo del paciente (variación de 10 %), minimizando

la dosis de radiación en órganos a riesgo [3], con rayos X de alta energía producidos por un acelerador lineal clínico. Esta técnica ha demostrado ser un tratamiento efectivo para el acondicionamiento, previo al trasplante de células madre, de pacientes con enfermedades como leucemia, mieloma múltiple o algunos tipos de linfoma. En la TBI convencional todo el cuerpo es tratado con campos estáticos con los que se

busca entregar una dosis uniforme en el cuerpo del paciente en una única posición. Sin embargo, a medida que el cuerpo cambia, en términos de espesor y composición de tejidos de la cabeza a los pies, se generan dosis diferentes de la prescrita [3]. En la planeación de tratamiento de la TBI convencional no es posible realizar una optimización inversa para reducir dosis en los órganos a riesgo (OAR), para esto se recurre a protecciones de plomo o cerrobend que mitigan la dosis en órganos según la patología [4]. Adicionalmente, el paciente debe mantenerse en una posición anatómica que pueden ser de pie, fetal o de cúbito lateral [5], durante la irradiación que algunas veces llega a ser de hasta más de 15 o 20 minutos [4]; esto dificulta la reproducibilidad del tratamiento respecto a la posición establecida en todas las sesiones y, en consecuencia, no se puede garantizar la administración de la dosis o la protección de los OAR.

Las dosis altas en OAR pueden causar importantes efectos secundarios; en diferentes estudios se han reportado cataratas, retraso en el crecimiento debido a disfunción en la secreción de la hormona del crecimiento y, lo más frecuente, neumonitis [6, 7]. Considerando que en Colombia la leucemia es el tipo de cáncer con mayor tasa de incidencia en niños, con 582 casos nuevos anualmente [8], es complejo evitar los efectos secundarios de la TBI. Las razones más comunes por las que pocas instituciones ofrecen TBI incluyen la necesidad de instalaciones con espacios amplios para alcanzar las distancias fuente/paciente de hasta 4 metros; el diseño y construcción de protecciones con alta capacidad de atenuación, como materiales con porcentajes significativos de plomo, diseñados de manera personalizada para cada paciente, y el uso de la sala de tratamiento por tiempos prolongados previo a la irradiación [4]. También, se identifica la no posibilidad de tener una estimación precisa de la dosis entregada en el tratamiento a los órganos y tejidos. En consecuencia, la TBI es una técnica de tratamiento de alta complejidad para muchos centros, si se consideran el costo de los insumos necesarios, la adaptación en las instalaciones y el beneficio que pueda representar.

Se han reportado nuevas técnicas para aplicar TBI, como la inclusión en el tratamiento de campos laterales opuestos en miembros inferiores [9], traslación del paciente por pasos y adaptación dinámica de campos [10]. Estas, por su diversidad, consumen tiempo de uso del acelerador, por lo que

su aplicabilidad es limitada en los centros de radioterapia, en donde el criterio más importante es el cubrimiento del mayor número de pacientes. El uso de un acelerador clínico en técnicas como TBI de más de 40 minutos por paciente es un recurso difícil de justificar, especialmente en una institución privada [11]. Otra opción para irradiar todo el cuerpo es la tomoterapia helicoidal [12], pero esta implica la compra de un nuevo equipo de tratamiento con costos por fuera del alcance de muchas instituciones.

Debido a que con los métodos convencionales de TBI no se pueden administrar dosis altas de radiación sin aumentar la toxicidad de los tejidos normales, se han implementado técnicas de VMAT para TBI, que pueden entregar dosis altas con una distribución que logra cumplir con las restricciones de dosis establecidas por el equipo médico para diferentes órganos [7]. Considerando que la VMAT recurre a algoritmos para optimizar y aplicar dosis en un tratamiento de radioterapia de intensidad modulada con rotaciones continuas en arco alrededor del paciente [12, 13], se han reportado diferentes resultados respecto a una disminución significativa de la dosis en OAR. También, se han registrado evaluaciones de la TBI/VMAT con una reducción entre el 13 % y el 27 % de la dosis media recibida en pulmones, comparado con la TBI convencional [1, 2, 14]. Se ha evidenciado cubrimiento de hasta el 100 % de la prescripción en el 90 % del volumen objetivo con disminución de hasta 40 % de la dosis en órganos como riñones e hígado [15]. Además, se ha evidenciado el uso de camillas con la capacidad de giro, con el propósito de lograr la irradiación en extremidades inferiores [16].

Este trabajo es un estudio preliminar a la elaboración de un protocolo TBI/VMAT, para el cual se requirió la previa construcción de extremidades inferiores de un simulador anatómico, para así caracterizar algunas de las etapas del tratamiento, como: inmovilización del paciente en una camilla construida para esta técnica de tratamiento que cuenta con la habilidad de girar libremente alrededor de su eje; obtención de imágenes diagnósticas de cuerpo completo del paciente mediante fusión de imágenes parciales; planeación de los haces de radiación con el uso de múltiples isocentros sobre un mismo plano, para el cálculo de la dosis absorbida por los órganos y tejidos del paciente; y verificación del tratamiento antes y durante su aplicación, con arreglos de detectores.

2. Materiales y métodos

2.1. Inmovilización: camilla de tratamiento y simulador anatómico

Para este tratamiento se diseñó y utilizó una camilla de tratamiento con la capacidad de girar más de 180° en torno a un eje central paralelo al eje anteroposterior. Esta camilla tiene dimensiones de 50 cm de ancho, 220 cm de largo y 3 cm de grosor; la ubicación del eje de giro está a 110,5 cm del extremo inferior de la camilla; la mayoría de sus componentes son de fibra de carbono; tiene la capacidad de encajar en la camilla del tomógrafo de simulación y en la de sala de tratamiento del acelerador [17]. Cuenta con soportes para diferentes conjuntos de máscaras termoplásticas y bloqueadores de giro para así evitar rotaciones involuntarias. Todas las etapas de tratamiento de prueba fueron realizadas sobre esta camilla; las maquetas empleadas para su fabricación y para el modelamiento del giro se pueden ver en las figuras 1a y 1b, y el resultado final se ilustra en la figura (1c) [17]. La angulación debido a los desplazamientos involuntarios de la camilla

(movimientos forzados) respecto al eje central de giro fue de $0,97 \pm 0,07^\circ$ hacia la derecha y $0,27 \pm 0,02^\circ$ hacia la izquierda.

El simulador anatómico empleado fue un CIRS® Adult Female, modelo 702, el cual tiene una longitud de 95 cm desde la calota hasta la parte inferior de las cabezas femorales. Considerando esta longitud, se construyó parte de las extremidades inferiores con huesos y parafina clínica con la cual se obtuvo una longitud total en el simulador de 135 cm [17]. El simulador anatómico fue inmovilizado con mallas termoplásticas en cabeza y pelvis, colchón de vacío y soportes de cabeza (figura 2); para el caso de pacientes e irradiación de extremidades completas se usarían soportes de pies. Las mallas termoplásticas se fijaron en los soportes laterales de la camilla, y se consideró que el colchón de vacío debía ser largo con respecto a la longitud de la camilla y tener el menor grosor posible; esto, con la finalidad de considerar diferentes tamaños de pacientes y la visualización de los láseres durante el tratamiento. La densidad relativa (unidades Hounsfield) de los implementos de soporte, como inmovilizadores y camilla de rotación, fueron determinados mediante tomografía computarizada.

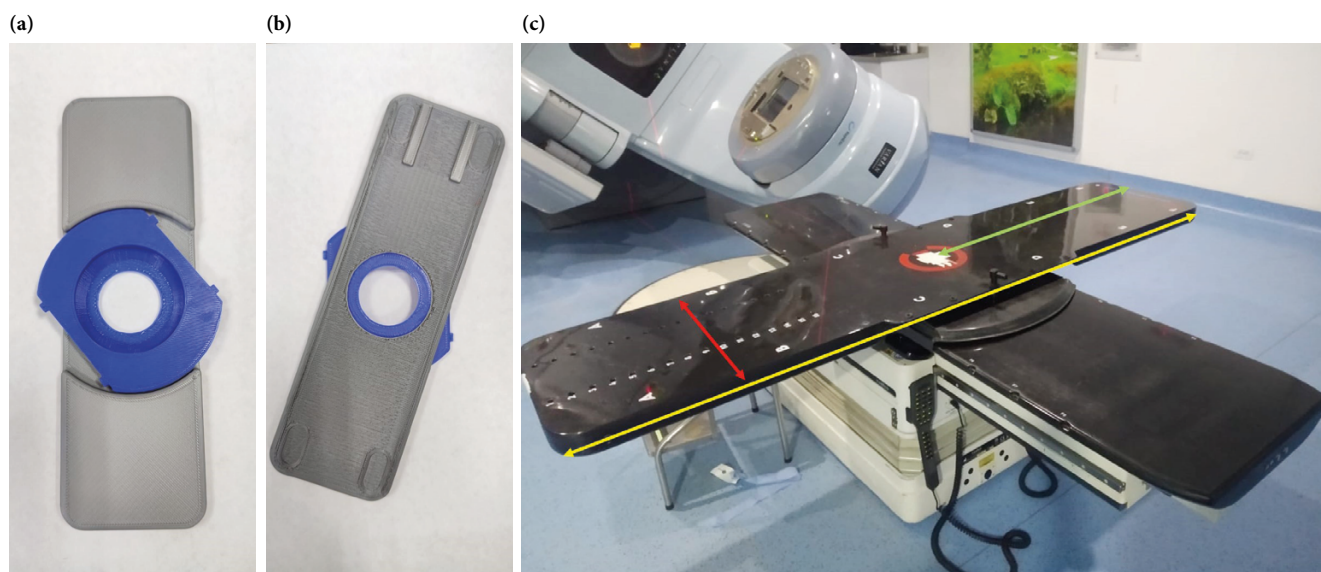


Figura 1. Camilla giratoria

a) y b) primeras maquetas de fabricación y montaje para giro; (c) resultado final con dimensiones de 50 cm de ancho (línea roja), 220 cm de largo (línea amarilla) y centro de giro ubicado a una distancia de 110,5 cm respecto al borde inferior de la camilla (línea verde).



Figura 2. Inmovilización de simulador anatómico CIRS con extremidades construidas con parafina de uso clínico

3. Simulación

La adquisición de imágenes se realizó con un equipo tomógrafo computarizado Toshiba, con la capacidad de realizar estudios de hasta 140 cm, con un espesor de corte de 3 mm y un *field of view* de 80 cm. Se adelantaron tres estudios tomográficos de diferentes longitudes (figura 3) con la finalidad de evaluar diferentes tipos de planeación: el primero se denominó *craneal*, con una longitud de 100 cm; el segundo, llamado *caudal*, de 83 cm, y el tercero, denominado *total*, de 145 cm. Es posible realizar estudios tomográficos de mayor longitud a partir del conjunto *craneal* y *caudal*, para lo cual es importante incluir diferentes puntos radiopacos en el simulador anatómico. Durante el proceso de adquisición de las tomografías se ubicaron diferentes marcas radiopacas en las zonas de cabeza, tórax, abdomen, pelvis y extremidades inferiores, para poder evaluar la mejor posición del punto de referencia en planeación y entrega del tratamiento; algunas imágenes de ubicación de las marcas radiopacas se observan en la figura 4 [17].

Se consideró que, para pacientes con un área de tratamiento de longitud mayor a 110 cm, era necesario ubicar al menos un conjunto de tres marcas radiopacas a nivel del abdomen, debido al rango de irradiación que permite el acelerador y así ejecutar las posibles rotaciones durante la adquisición de la tomografía. Este conjunto de marcas radiopacas son la referencia común entre las imágenes tomadas en posición cráneo-caudal y en posición caudo-craneal. Para pacientes con zonas de tratamiento de longitud menor a 110 cm, es posible usar menos marcas radiopacas; es importante verificar que el conjunto de marcas esté en posiciones (tanto craneal como caudal) que se puedan ubicar con los láseres en la sala de tratamiento.

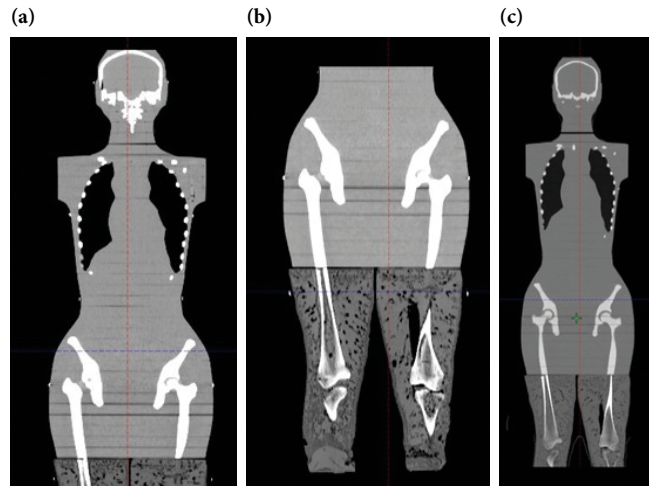


Figura 3. Estudios tomográficos realizados

a) Craneal, b) caudal y c) total. En esta última se observa la ubicación de marcadores radiopacos en zonas como cabeza, tórax, abdomen, pelvis y extremidades inferiores.

(a)



(b)



Figura 4. Ubicación de marcas radiopacas durante la adquisición de tomografías computarizadas en la simulación

a) Uso de sistemas de láseres externos en la sala de tratamiento que permiten verificar un correcto alineamiento del paciente en el tomógrafo y b) ubicación de múltiples puntos radiopacos con la finalidad de evaluar el mejor punto de referencia durante el tratamiento.

4. Planeación

El sistema de planeación utilizado para este proyecto fue *Eclipse*®, versión 13.6, con el algoritmo de cálculo de dosis AAA, versión 13.6.23, y los algoritmos de optimización *PO* y *PRO*, versión 13.6.23; se utilizó una grilla de cálculo de 2.5 mm y una resolución de optimización de 5 mm [17]. Como parámetros de optimización de tejido normal, se trabajó una prioridad de 20 con una distancia del borde de 0,3 cm, con una reducción del 0,2, desde el 100 % hasta el 60 %. El esquema de tratamiento que se consideró fue de 6 sesiones de 200 cGy con una restricción de dosis máxima a pulmón de 800 cGy y en los cristalinos dosis no superiores 1000 cGy, esto a partir de lo evidenciado en los trabajos de Losert [16]. La planeación se realizó para un acelerador Clinac IX con haz de 6 MV y multilaminar de 5mm.

Durante la adquisición de imágenes tomográficas es necesario evaluar la distancia entre cortes axiales, ya que al considerar el uso de estructuras pequeñas por parte del equipo de radioncólogos se puede necesitar una alta resolución en la tomografía para delimitación de estructuras pequeñas y márgenes críticos. Este parámetro cumple un papel importante debido a que puede afectar el tiempo de cálculo del plan de tratamiento.

La delimitación fue realizada por el equipo de radioncólogos. El volumen objetivo de tratamiento (el PTV o *Planning Treatment Volumen* en inglés) fue la totalidad del cuerpo del simulador extrayendo la piel, pulmones y riñones; la piel se definió con un espesor de 3 mm. Se usaron estructuras para seguimiento de dosis como cerebro, corazón, hígado, intestinos, cristalinos, tiroides, vejiga, en donde se registró dosis media, dosis máxima y dosis en el 99 % del volumen (figura 5). Las restricciones de dosis para la optimización fueron dosis máxima en pulmón de 800 cGy; en cristalino, dosis no mayores de 700 cGy; riñones, dosis máximas de 1200 cGy, y para tiroides, no más 1100 cGy. Para la planeación se trabajó una configuración con isocentros coplanares para así optimizar los desplazamientos de camilla en la sala de tratamiento; cada isocentro asociado a diferentes zonas anatómicas, como cabeza, tórax, abdomen, pelvis y extremidades inferiores. Para cada zona se asociaron dos arcos en sentido horario (SH) y sentido antihorario (SAH), con un recorrido de 358°, desde 181° hasta 179°. La angulación de los colimadores fue de 85° y 95° en todos los arcos, excepto los asocia-

dos a cabeza (figura 4). Un resumen de la configuración se puede observar en la tabla 1. Se produjeron intersecciones de al menos 2 cm entre los arcos de tratamiento, a partir de lo reportado por Mancosu y Navarra [18, 19], con el propósito de disminuir la intensidad de puntos calientes en esta zona. La configuración de arcos se puede ver en la figura 6.

En función de la versión del sistema de planeación es posible la definición de un isocentro asociado a los arcos de tratamiento en las extremidades inferiores con las piernas separadas o juntas; la solución empleada fue la creación de la estructura *cuerpo*, en el espacio entre las piernas durante la delimitación de los órganos. Este método de optimización sirvió para identificar dificultades de la intercepción de arcos posterior a rotaciones. En este sentido, se recomienda una evaluación médica sobre la posibilidad de que las piernas se inmovilicen unidas o separadas.

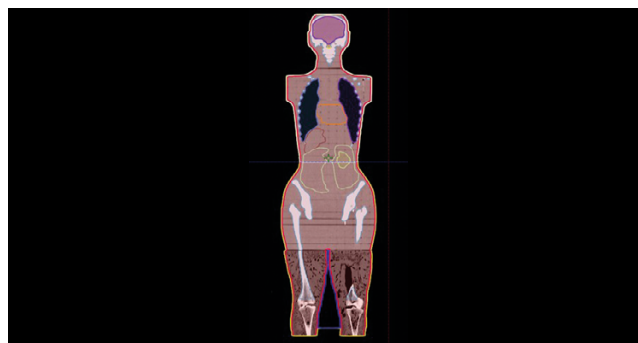


Figura 5. Vista coronal de la TC-total con las estructuras delimitadas por el equipo de radioncólogos

En esta imagen se visualiza el contorno del PTV (rojo), cerebro (violeta), corazón (anaranjado), pulmones (azul), hígado (café), intestinos (verde suave), riñón (verde intenso) y estructuras óseas (azul celeste).

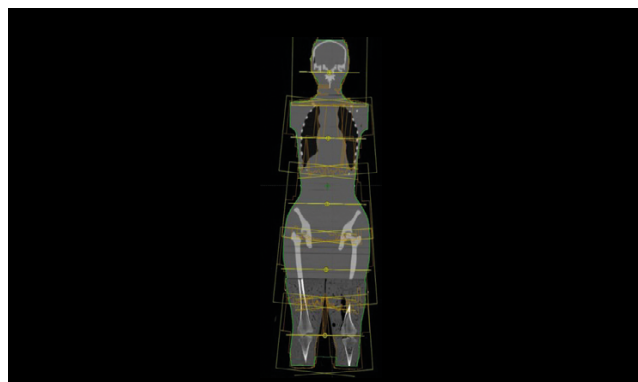


Figura 6. Configuración de arcos utilizados en la planeación de tratamiento con el colimador 95° para los arcos en sentido horario y a 85° para los arcos en sentido antihorario

Se exceptúa el arco asociado al isocentro de cabeza, el cual se deja sin rotar (0°).

Tabla 1. Resumen de configuración de 10 arcos de tratamientos utilizada durante el tratamiento

Arco	Ángulo colimador	Rango de arco (grados)	Posición isocentro (cm)
Cabeza 1	0°	181-179	45
Cabeza 2	0°	179-181	45
Tórax 1	95°	181-179	19
Tórax 2	85°	179-181	19
Abdomen 1	95°	181-179	-7
Abdomen 2	85°	179-181	-7
Pelvis 1	95°	181-179	-33
Pelvis 2	85°	179-181	-33
Extremidades 1	95°	181-179	-59
Extremidades 2	85°	179-181	-59

Se especifica ángulo del colimador, posición de cada arco respecto al punto de origen del tratamiento que se encuentra en el abdomen.

5. Verificación de tratamiento

Con la finalidad de evaluar la dosis entregada en el tratamiento en las zonas donde se tienen intersecciones de los arcos debido a que en estas zonas se puede presentar altos valores de dosis, y teniendo en cuenta que estas intersecciones existen también en zonas en común después de girar la camilla rotatoria, se mide la distribución de dosis con el arreglo de detectores semiconductores llamado ArcCheck®. Este dispositivo se suele emplear en mediciones con arcos de dimensiones de no más de 21 cm a largo del eje sagital con el isocentro de tratamiento en medio del cilindro. Sin embargo, es posible evaluar campos de un tamaño mayor, exactamente de hasta de 38 cm de largo, para lo cual es necesario realizar dos mediciones de los planes de tratamiento con el ArcCheck en dos diferentes posiciones, como se presenta en la figura 7 [14, 20].

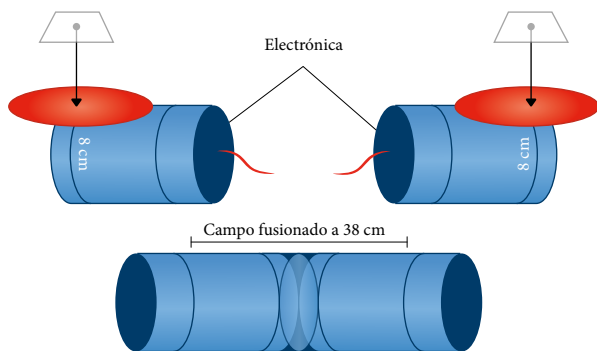


Figura 7. Configuración del ArcCheck empleada para la verificación de la intersección de arcos de tratamiento

Se realizan mediciones en dos posiciones, que corresponden a rotaciones de 180°, con la finalidad de tener un campo de medición de 38 cm [15, 20].

Esta configuración tuvo como propósito extender el arreglo de detectores, y así juntar las mediciones en dos posiciones diferentes; para ello, se estableció el punto cero de coordenadas de medida en un extremo opuesto a la electrónica del dispositivo. Para este tratamiento se desplazó el sistema 8 cm respecto al cero de una configuración normal, debido a que se trabajaron dos isocentros para cada zona [17].

Las mediciones en las intersecciones de los arcos de tratamiento se realizaron con la dosis de una sola fracción, considerando cinco intersecciones compuestas por cuatro arcos cada una. Para la intersección de los arcos asociados a la zona de la pelvis, se giró el ArcCheck junto con la camilla rotatoria, de manera que se pudieran evaluar las fallas de la camilla durante su rotación. Se estableció una distancia al borde del simulador para no irradiar la electrónica en ninguna posición, para lo cual fue necesario limitar los arcos de tratamiento y así irradiar con la modulación de las láminas preponderantes en la intercepción; para esto se modularon las mandíbulas de los arcos de tratamiento [17].

6. Resultados

6.1. Distribución de dosis

Teniendo en cuenta que la longitud del paciente puede ser menor o mayor que la distancia al centro de giro de la camilla, se idearon planes de tratamiento para pacientes con longitudes con zonas de tratamiento menores y mayores a 110 cm, con la finalidad de evidenciar las dificultades que se presentarían (figura 8).

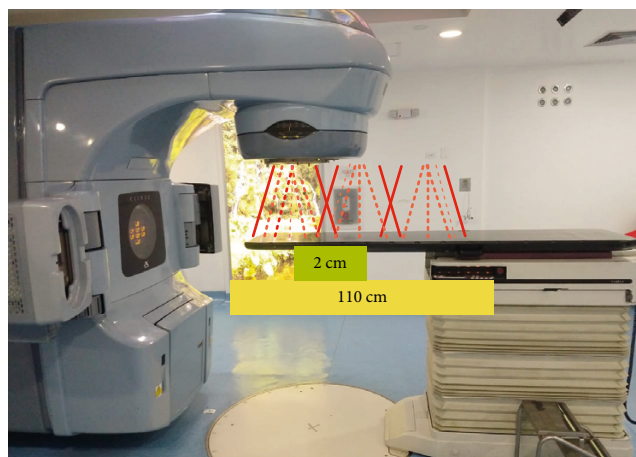


Figura 8. Máxima longitud de campos de tratamiento con movimiento de camilla

Es posible irradiar hasta 110 cm considerando arcos de tratamiento con una intersección de 2 cm [17].

6.1.1. Zonas de tratamientos de menos de 110 cm de longitud

Basados en la configuración establecida de los arcos de tratamiento y la angulación de colimación, se planeó obtener una dosis máxima de 800 cGy en pulmón, y restricciones de dosis máxima en cristalino 700 cGy, riñones dosis máximas de 1200 cGy, tiroides de 1100 cGy, con una distribución de dosis inicial (figura 9a). Se observaron valores mayores de 1400 cGy en zonas del cuello, abdomen, pelvis y extremidades inferiores; luego, se ejecutó una nueva optimización en la que se utilizaron estructuras auxiliares a partir superficies de dosis en las zonas de más alta dosificación, lo que arrojó como resultado la distribución de dosis que se ilustra en la figura 9b [17]. Se comparó la dosis en 2 % del volumen de las estructuras delimitadas después de la nueva optimización, en la que se evidenció una disminución en órganos como hígado, intestino, vejiga, tiroides y cristalinos. Hubo un aumento en pequeños volúmenes con altas dosis en corazón. También se evaluó la dosis en el 50 % del volumen de las estructuras, así se identificó una reducción de dosis en estructuras como hígado, intestino, vejiga, tiroides y cristalino; sin embargo, es relevante notar que no se generó aumento de dosis en las otras estructuras, lo cual se puede observar en la figura 10 y tabla 2 [17].

Respecto a la evaluación del cubrimiento del PTV se consideró las dosis en el 98 %, 95 %, 50 % y 2 % del volumen de la estructura; se evidenció una disminución de la dosis en porcentajes de dosis en las altas dosis en volúmenes pequeños del PTV, pasando de 1473 cGy a 1284 cGy; mayor detalle de estos valores en la tabla 3.

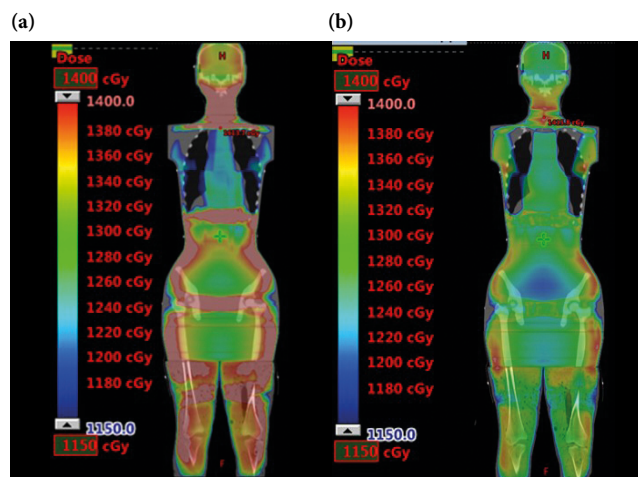


Figura 9. Distribución de dosis obtenida con escala desde 1150 cGy hasta 1400 cGy

a) Distribución inicial de la dosis con primera optimización; las zonas rojas demarcan valores más altos que no están en la escala de dosis y b) distribución de la dosis posterior a segunda optimización empleando estructuras de dosis a partir de curvas de isodosis en zonas altamente dosificadas.

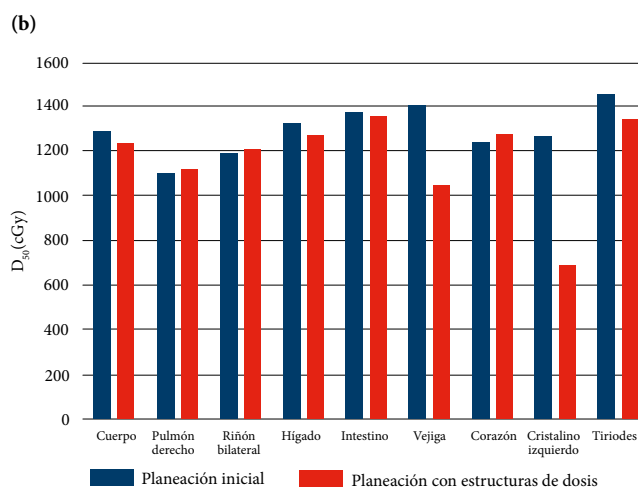
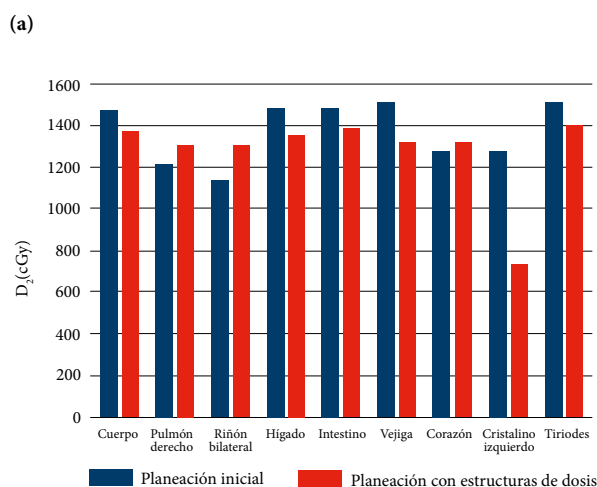


Figura 10. Comparación de valores dosimétricos después de la optimización, mediante el empleo de estructuras a partir de superficies de isodosis para áreas de tratamiento de menos de 110 cm de longitud

a) Comparación de los valores de dosis para 2 % del volumen de cada estructura y b) comparación con los valores de dosis asociados con el 50 % del volumen de cada estructura.

Tabla 2. Dosis en el 2 % y 50 % del volumen de las estructuras delimitadas para la planeación inicial y posterior con estructuras, a partir de superficies de isodosis en pacientes con zonas de tratamiento de menos de 110 cm de longitud

Estructura	Planeación inicial		Planeación utilizando estructuras de dosis	
	D ₂ (cGy)	D ₅₀ (cGy)	D ₂ (cGy)	D ₅₀ (cGy)
Cuerpo	1474	1285	1375	1234
Pulmón derecho	1213	1109	1306	1117
Riñón bilateral	1131	1195	1303	1209
Hígado	1479	1327	1356	1273
Intestino	1482	1375	1385	1357
Vejiga	1514	1407	1319	1047
Corazón	1279	1237	1319	1275
Cristalino Izquierdo	1276	1264	728	690
Tiroides	1507	1456	1400	1350

Tabla 3. Valores de distribución de dosis en la estructura PTV para la planeación inicial y posterior, con estructuras a partir de superficies de isodosis en pacientes con zonas de tratamiento de menos de 110 cm de longitud

Valores dosimétricos en el PTV-TBI (cGy)	Planeación inicial	Planeación utilizando estructuras de dosis
D ₉₅	1134	1155
D ₉₈	1072	1083
D ₂	1473	1284
D _{med}	1334	1377

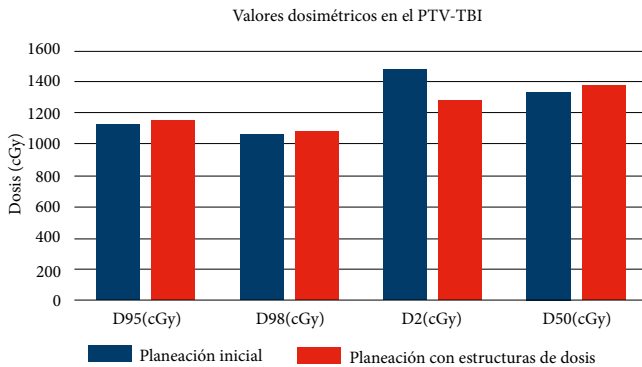


Figura 11. Valores dosimétricos correspondientes al 98 %, 95 %, 50 % y 2 % del PTV para paciente de menos 110 cm de longitud

6.1.2. Áreas de tratamientos de más de 110 cm de longitud

En el caso de pacientes zonas de tratamiento de más de 110 cm se deben idear dos planeaciones diferentes con dos PTV en estudios tomográficos que se puedan correlacionar en el sistema de planeación, considerando la rotación de la camilla. Se estableció un PTV superior y PTV inferior, a partir de la división del PTV total a la altura del fémur, con la finalidad de no tener ninguna estructura de control en medio de los PTV (figura 12). Las planeaciones de tratamiento de cada PTV se llevaron a cabo en tomografías computarizadas diferentes, llamadas *craneal* y *caudal*, debido a la orientación que tiene el cuerpo respecto al acelerador. En la tomografía caudal se realizó la planeación del PTV inferior, para lo cual se tuvo en cuenta la zona colindante con el PTV superior, y se le dio un margen de un corte de la tomografía (3 mm) para evitar la

existencia de zonas altamente dosificadas en la distribución de dosis. Se evidenció que esto no es suficiente debido a que, al igual que en la primera planeación, se observó una alta dosificación entre las estructuras existentes en ambos conjuntos de imágenes (figura 13a). Se adelantaron optimizaciones, considerando estructuras a partir de superficies de las dosis de las planeaciones iniciales y volúmenes intercepción de diferentes distribuciones, al igual que en la planeación anterior, lo cual arrojó como resultado la distribución de dosis que se puede observar en la figura 13b, en la cual en la zona inicialmente con 2000 cGy se puede disminuir la dosis hasta 1400 cGy [17].

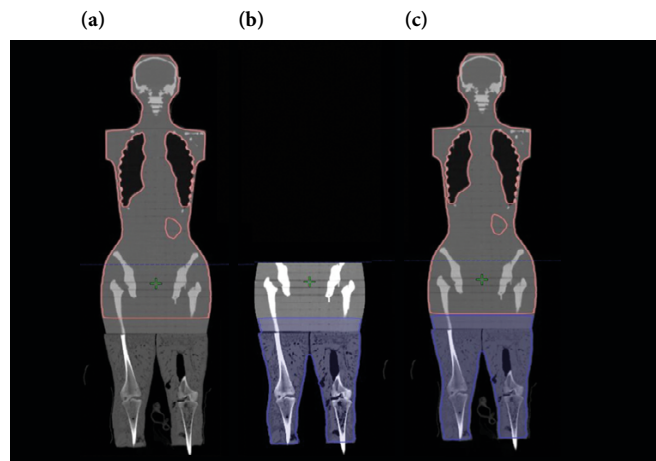


Figura 12. Imágenes de TC para el caso de pacientes con zonas de tratamiento de más de 110 cm de longitud

a) Tomografía computarizada total con estructura PTV superior, b) tomografía computarizada caudal con estructura PTV inferior y c) vinculación entre estas dos imágenes con ambos PTV. En todas las tomografías se mantiene el mismo conjunto de estructuras para ser empleadas durante la optimización. El origen de coordenadas se eligió a la altura de la pelvis y se señala con una cruz verde.

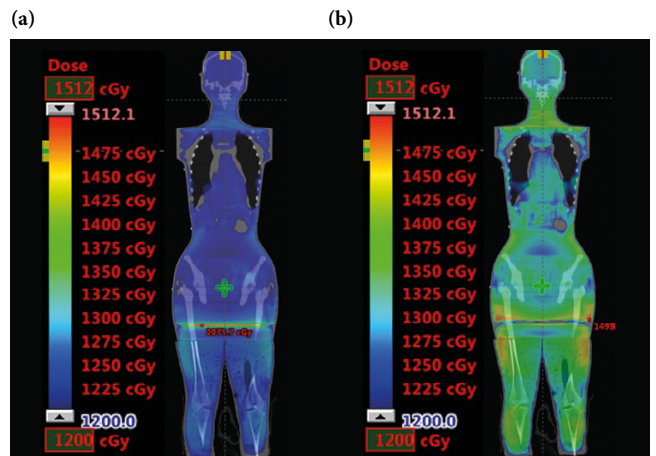


Figura 13. Distribuciones de dosis en la suma de los planes asociados con PTV-superior y PTV-inferior sobre las tomografías total y caudal respectivamente

a) Plan suma con primera optimización y b) plan suma luego del uso de estructuras de dosis en las optimizaciones.

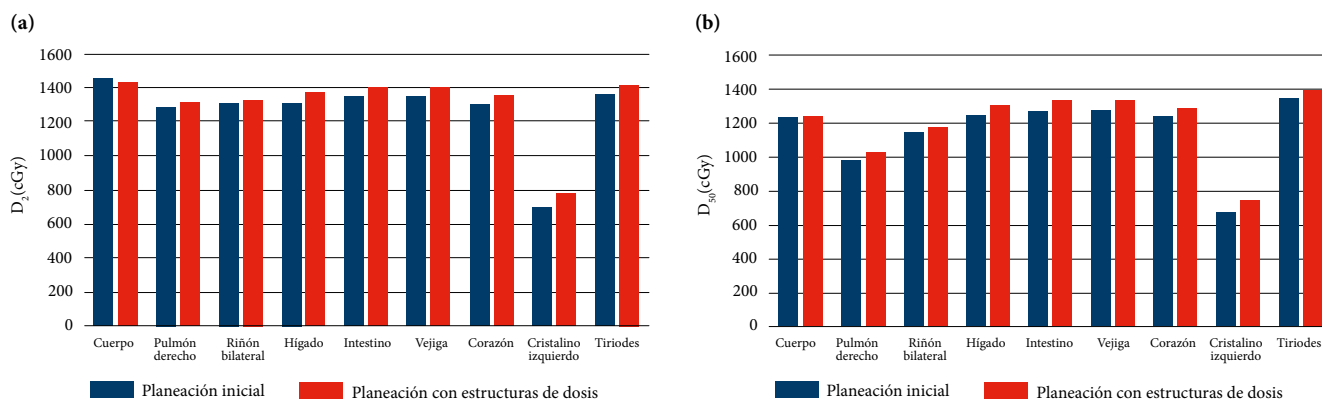


Figura 14. Comparación del plan suma, con el empleo de estructuras a partir de superficies de isodosis para pacientes con zonas de tratamiento de más de 110 cm de longitud

a) Comparación de los valores de dosis para 2 % del volumen de cada órgano y b) comparación con los valores de dosis asociados con el 50 % del volumen de cada estructura.

La comparación de los valores de la dosis del 2 % (D_2) y 50 % (D_{med}) del volumen en las diferentes estructuras resultado de las optimizaciones se ilustra en la figura 14 y se detalla en la tabla 4. En todas las estructuras se tuvo un leve aumento de la dosis respecto a la primera planeación, esto debido que el mayor objetivo de la optimización fue evitar la existencia de zonas altamente dosificadas en la intersección de los PTV, posterior a la rotación del paciente.

Se evaluó el cubrimiento del PTV teniendo en cuenta las dosis en el 98 %, 95 %, 50 % y 2 % del volumen del PTV. En la figura 15 y tabla 5 se evidencia un aumento en los valores correspondientes a las dosis del D_{98} y D_{95} . Por otro lado, se tiene una disminución de dosis en zonas de las altas dosis en volúmenes pequeños del PTV, pasando de 1477 cGy a 1432 cGy; se logra disminuir las dosis más altas presentes en volúmenes más pequeños (figura 15).

Tabla 4. Valores de distribución de dosis en la estructura PTV para la planeación inicial y posterior con estructuras a partir de superficies de isodosis en paciente de más de 110 cm de altura

Órganos	Plan de suma		Plan de suma (estructuras de dosis)	
	D_2 (cGy)	D_{med} (cGy)	D_2 (cGy)	D_{med} (cGy)
Cuerpo	1457	1234	1431	1244
Pulmón derecho	1291	984	1322	1029
Riñón bilateral	1315	1148	1335	1178
Hígado	1303	1251	1376	1307
Intestino	1353	1276	1403	1332
Vejiga	1352	1275	1403	1332
Corazón	1304	1245	1363	1294
Cristalino izquierdo	691	672	780	751
Tiroides	1364	1349	1413	1399

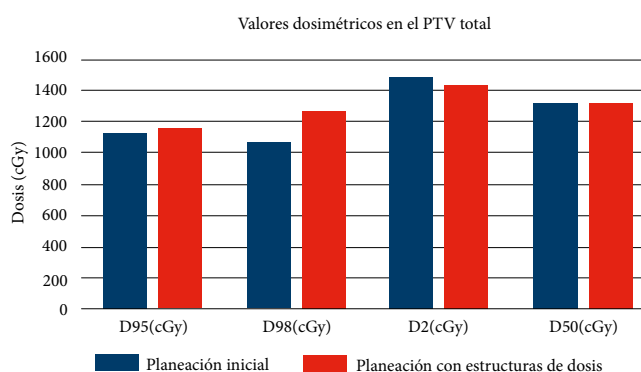


Figura 15. Valores dosimétricos correspondientes al 98 %, 95 %, 50 % y 2 % del volumen de la estructura PTV para casos de zonas de tratamiento de más 110 cm de longitud

Tabla 5. Valores de distribución de dosis en la estructura PTV para la planeación inicial y posterior con estructuras a partir de superficies de isodosis en paciente con zonas de tratamiento de más de 110 cm

Valores dosimétricos en el PTV-TBI total (cGy)	Plan suma	Plan suma (estructuras de dosis)
D_{95}	1106	1161
D_{98}	1067	1320
D_2	1477	1432
D_{med}	1303	1310

6.2. Control de calidad

Se aplica el plan de tratamiento al sistema ArcCheck y se comparan las distribuciones de dosis calculadas con las medidas (figura 16), con un umbral de 10 % (threshold), una diferencia de dosis (DD) del 3 % y una distancia de coincidencia (DTA) del 3 %, lo cual se define como criterio Γ de 3-3. Los criterios se definieron con base en trabajos con la misma técnica, como el de Morrison [21]. La comparación se realizó en el software SNC Patient™, lo que arroja como

resultado un número de detectores que cumplen con este criterio (tabla 6). En la figura 17 se visualizan las líneas de isodosis calculadas y medidas.

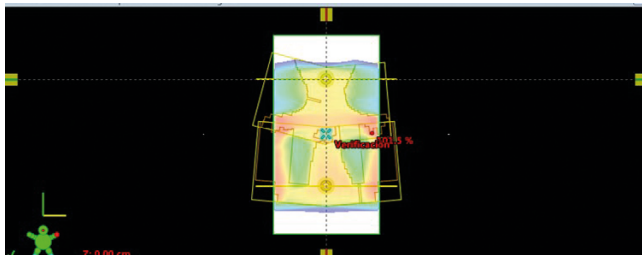


Figura 16. Distribución de dosis en simulador virtual de ArcCheck extendido para una sola fracción de 200 cGy. Esta dosis es la medida mediante el ArcCheck en la unidad de tratamiento. En esta imagen se observa la vista coronal del simulador virtual con la distribución de dosis resultado de los arcos asociados a la intersección de la parte de la cabeza y el tórax. También, en los bordes del simulador se recortan los arcos de tratamiento con la finalidad de proteger la electrónica.

El número de detectores que cumplen el criterio se detalla en la tabla 6, en la cual se evidencia que en todas las intersecciones se tiene más de un 89,9 % de coincidencia con el criterio Γ 3-3, donde la intersección de los arcos asociados a pelvis posterior al giro de la camilla tiene la menor coincidencia. El criterio para considerar lo suficientemente exacto un plan de tratamiento se establece por parte del equipo médico del centro.

Tabla 6. Número de detectores que pasan el criterio Γ 3-3 para cada intersección de arcos; se observa el número de puntos que cumplen el criterio de manera porcentual respecto al total de puntos posibles

Intersección	No cumplen criterio	Cumplen criterio	Porcentaje de coincidencia (%)
Cabeza-tórax	25	2417	99
Tórax-abdomen	15	2427	96
Abdomen-pelvis	0	2442	100
Pelvis con camilla rotada 180°	7	2435	90
Pelvis-extremidades inferiores	5	2437	98

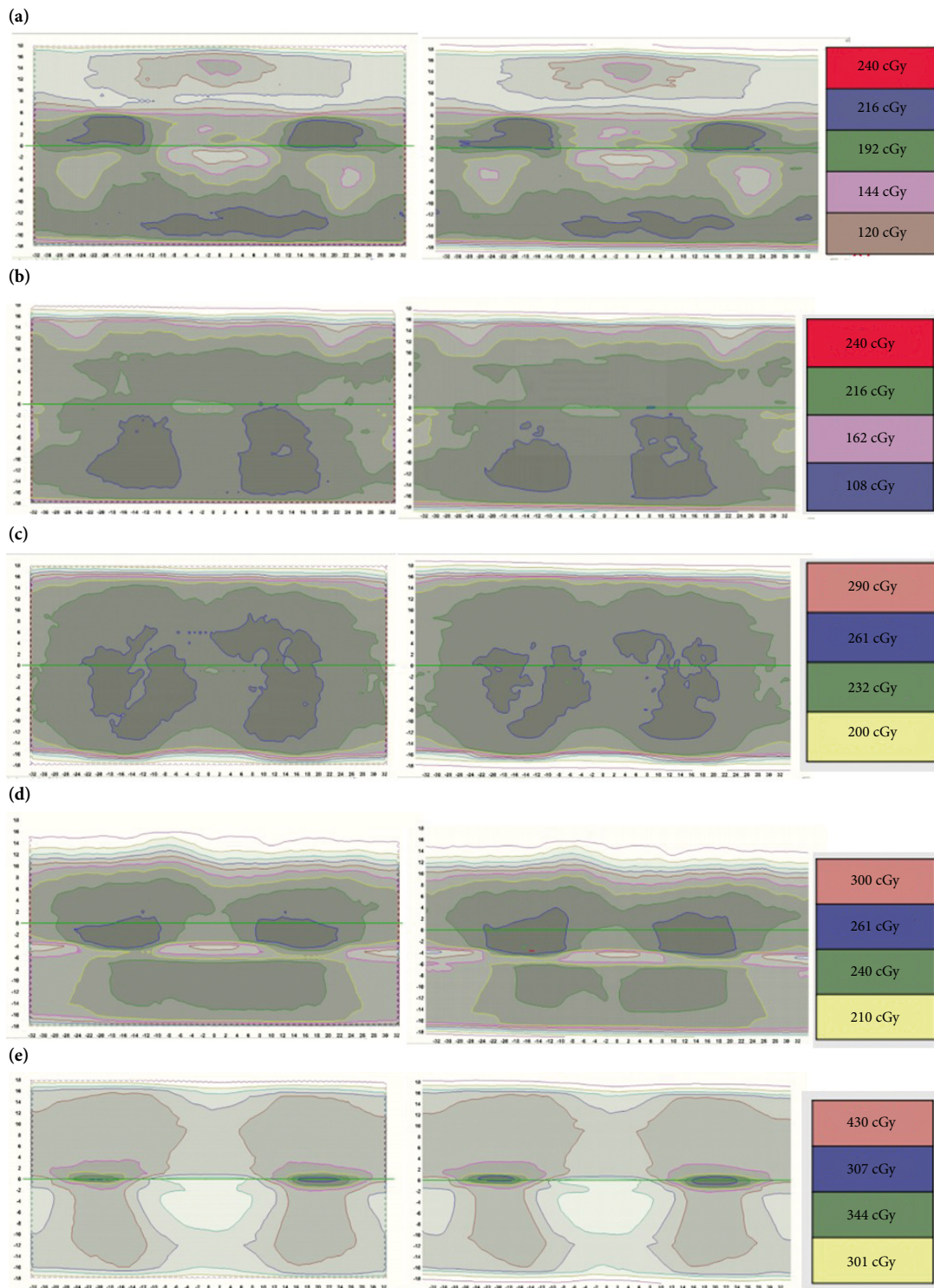


Figura 17. Mapa de dosis medida asociada a una sesión de tratamiento (200 cGy)

Se observan curvas de isodosis para las mediciones en el ArcCheck (izquierda) y los valores calculados por el sistema de planeación (derecha) en la zona de intersección de los campos asociados en las regiones: a) cuello-tórax, b) tórax-abdomen, c) abdomen-pelvis, d) pelvis con rotación de camilla y e) extremidades inferiores la pelvis superior, las zonas con grises más intensos significan mayores niveles de dosis.

6.3. Entrega de tratamiento

Considerando que se tuvieron cinco isocentros que requirieron uso de sistemas de ubicación espacial, se tomaron los tiempos de posicionamiento del paciente e irradiación de cada arco. El simulador anatómico fue posicionado en la camilla rotatoria y ubicado por medio de los sistemas de láseres de la sala de tratamiento y la luz de campo del acelerador; adicionalmente, se verificó la posición mediante el sistema de posicionamiento *on-board image* (OBI). Algunas de estas imágenes se ilustran en la figura 18. Se verificó la posición para cada isocentro y las imágenes de OBI fueron evaluadas por parte del equipo de tecnólogos, radioncólogo y físico médico. Con esta herramienta los tecnólogos pueden identificar desplazamientos existentes y corregirlos con desplazamientos de camilla.

El tiempo promedio empleado por el tecnólogo para las correcciones del posicionamiento fue de 8 minutos por isocentro. El tratamiento comienza desde la posición craneal. Las unidades monitor y los tiempos asociados para los conjuntos de arcos de la primera parte del tratamiento se detallan en la tabla 7. El tiempo total de tratamiento para el PTV-superior con cuatro isocentros fue de 35 minutos.

Posteriormente se realizó el giro de 180° y se verificó de nuevo la posición del paciente con OBI y con los láseres de la sala de tratamiento; este proceso tardó 8 minutos. Las unidades monitor y los tiempos asociados para cada conjunto de arcos por isocentro de tratamiento del PTV inferior se presentan en la tabla 8. Se entregaron los cuatro arcos asociados a las extremidades inferiores y parte de la pelvis. El tiempo de irradiación y verificación de posición fue de 14 minutos.

El tiempo total en la unidad de tratamiento fue de 65 minutos, considerando algunas verificaciones y desplazamientos del simulador anatómico para esta primera etapa exploratoria de la técnica. Aunque el tiempo total de irradiación de los arcos es menor que el de tratamiento, hay que

tener en cuenta que el tiempo empleado en las verificaciones y correcciones de desplazamientos de camilla puede ser altamente variable y esto depende del trabajo multidisciplinario del tecnólogo, del físico médico y del radioncólogo.

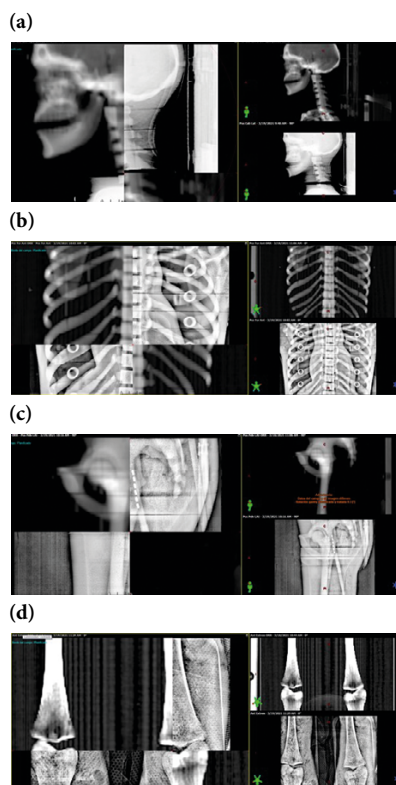


Figura 18. Imágenes de verificación de la posición del simulador anatómico para la entrega del tratamiento, por medio del sistema OBI. En cada una se puede ver en la parte derecha la comparación de la imagen adquirida en sala de tratamiento y la simulación física la cual se ve por separado en la parte derecha (superior simulación e inferior imagen obtenida con OBI). Imágenes asociadas a diferentes isocentros: a) cráneo latera, b) tórax anterior, c) pelvis lateral y d) extremidades anteriores.

Tabla 7. Valores de unidades monitor y tiempo de irradiación asociadas a los arcos de tratamiento en sentido horario (SH) y antihorario (SAH) en isocentros correspondientes a planeación PTV-superior

	Planeación PTV superior								Suma
	Cabeza SAH	Cabeza SH	Tórax SAH	Tórax SH	Abdomen SAH	Abdomen SH	Pelvis SAH	Pelvis SH	
Unidades monitor	120	118	121	119	124	121	132	126	981
Tiempo (s)	78	78	79	77	79	77	78	77	623 (10,38 min)

Tabla 8. Unidades monitor y tiempo de tratamiento asociadas a arcos en sentido horario (SH) y antihorario (SAH) en isocentro correspondientes a planeación PTV-inferior

	Planeación PTV inferior				Suma
	Pelvis SAH	Pelvis SH	Extremidades SAH	Extremidades SH	
Unidades monitor	132	126	121	119	498
Tiempo (s)	78	77	79	77	311 (5,18 min)

7. Conclusiones

A partir de la evidencia recolectada, se comprueba que es posible realizar la técnica TBI/VMAT de tratamiento con el uso de una camilla giratoria en el tomógrafo y sala de tratamiento, y un sistema de indexación que evite desplazamientos indeseados durante el posicionamiento del paciente. Es importante verificar el posicionamiento de paciente con sistemas de imágenes propias o externas del equipo, después de cada giro de camilla, con el objetivo de mitigar las incertidumbres que se puedan presentar con el giro.

Se establecen las pautas preliminares para la técnica de irradiación corporal total de un paciente con técnica VMAT, lo cual permite la cuantificación de dosis en el volumen blanco y en órganos a riesgo, antes de la entrega del tratamiento; así se logra una distribución de dosis más controlada en el PTV, y un seguimiento más detallado en estructuras y volumen blanco. Si se cuenta con sistemas externos de verificación de posicionamiento, es posible garantizar la ejecución de esta técnica en las salas de tratamiento con equipos básicos.

Respecto a los resultados de distribuciones de dosis se destacan los métodos de estructuras a partir de superficies de isodosis; estos permiten disminuir las diferencias de dosis en la intercepción de los arcos, zona de alta dosificación. Es importante tener en cuenta que el simulador anatómico difiere del paciente real en zonas como brazos y músculos mamarios; tejidos que pueden tener un aporte significado en la dosis entregada en tórax.

El control de calidad para la técnica propuesta permite evaluar el tratamiento en el volumen total por medio de mapas de fluencia que evidencian la distribución de dosis planeadas por el TPS y entregadas por el acelerador, a diferencia de los registros de dosis a punto que se obtienen con una técnica convencional.

Es importante considerar en el control de calidad contar con mínimo un arreglo que posibilite la evaluación de dis-

tribuciones de dosis en 3D, debido a que la superposición de arcos de radiación en el paciente puede llevar a sobredosificar una región hasta en 100 %, hecho que no se presentaba en la técnica convencional. También, se sugiere tener presente la medición de dosis en las zonas de intercepción de los arcos.

Durante esta etapa preliminar se alcanzaron tiempos de ejecución de tratamiento mayores a los reportados; sin embargo, se identificó que el mayor tiempo en sala correspondió a la verificación de posicionamiento y desplazamientos necesarios. Con la identificación de estos parámetros, es posible mejorar los tiempos considerablemente, con la práctica y la experiencia del grupo multidisciplinario. Se debe recalcar que esta técnica de tratamiento brinda mayor comodidad al paciente en comparación con la técnica convencional.

A diferencia de los métodos convencionales de TBI, la técnica de TBI/VMAT permite visualizar y modificar la distribución de dosis previo al tratamiento.

Referencias

- [1] N. Esiashvili, X. Lu, K. Ulin *et al.*, "Higher reported lung dose received during total body irradiation for allogeneic hematopoietic stem cell transplantation in children with acute lymphoblastic leukemia is associated with inferior survival: A report from the Children's Oncology Group", *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, vol. 104, n.º 3, pp. 513-521, 2019. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2019.02.034>
- [2] J. Van Dyk, J. M. Galvin, G. P. Glasgow, *et al.*, "The physical aspects of total and half body photon irradiation", *American Association of Physicists in Medicine*, Nueva York, NY, Rep. n.º 17. 1986. <https://doi.org/10.37206/16>
- [3] L. Ouyang, M. Folkerts, Y. Zhang, *et al.*, "Volumetric modulated arc therapy based total body irradiation: Workflow and clinical experience with an indexed rotational immobilization system", *Physics and Imaging in Radiation Oncology*, vol. 4, pp. 22-25, 2017. <https://doi.org/10.1016/j.phro.2017.11.002>
- [4] J. Wong, A. Riccardo Filippi, B. Shbib Dabaja *et al.*, "Total body irradiation: Guidelines from the International Lymphoma Radiation Oncology Group (ILROG)", *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, vol. 101, n.º 3, pp. 521-529, 2018. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2018.04.071>

- [5] R. Miralbell, M. Rouzaud, E. Grob *et al.*, “Can a total body irradiation technique be fast and reproducible?”, *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, vol. 29, n.º 5, pp. 1167-1173, 1994. [https://doi.org/10.1016/0360-3016\(94\)90414-6](https://doi.org/10.1016/0360-3016(94)90414-6)
- [6] A. D. Leiper, R. Stanhope, T. Lau *et al.*, “The effect of total body irradiation and bone marrow transplantation during childhood and adolescence on growth and endocrine function”, *British Journal of Haematology*, vol. 67, n.º 4, pp. 419-426, 1987. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2141.1987.tb06163.x>
- [7] A. Liu, C. Han y J. Neylon, “Implementation of targeted total body 2 irradiation as a bone marrow transplant conditioning regimen: A review”, en *Total marrow irradiation: A comprehensive review*, J. Y. C. Wong y S. K. Hui, eds., Cham: Springer, 2020, pp. 29-45. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-38692-4>
- [8] *Observatorio Nacional de Cáncer. Guía Metodológica*, Ministerio de Salud y Protección Social, Bogotá, 2018. <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/VS/ED/GCFI/guia-ross-cancer.pdf>
- [9] U. Quast, “Whole body radiotherapy: A TBI-guideline”, *Journal of Medical Physics*, vol. 31, n.º 1, pp. 5-12, 2006. <https://doi.org/10.4103/0971-6203.25664>
- [10] H.-H. Chen, J. Wu, K.S. Chuang *et al.*, “Total body irradiation with step translation and dynamic field matching”, *BioMed Research International*, vol. 2013, art. 216034. <https://doi.org/10.1155/2013/216034>
- [11] S. Chakraborty, S. Cheruliyil, R. Bharathan *et al.*, “Total body irradiation using VMAT (RapidArc): A planning study of a novel treatment delivery method”, *International Journal of Cancer Therapy and Oncology*, vol. 3, n.º 2, art. 03028. <http://dx.doi.org/10.14319/ijcto.0302.8>
- [12] S. K. Hui, J. Kapatoes, J. Fowler *et al.*, “Feasibility study of helical tomotherapy for total body or total marrow irradiation”, *Medical Physics*, vol. 32, n.º 10, pp. 3214-3224, 2005. <https://doi.org/10.1118/1.2044428>
- [13] K. Otto, “Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc”. *Medical Physics*, vol. 35, n.º 1, pp. 310-317. <https://doi.org/10.1118/1.2818738>
- [14] A. Springer, J. Hammer, E. Winkler *et al.*, “Total body irradiation with volumetric modulated arc therapy: Dosimetric data and first clinical experience”, *Radiation Oncology*, vol. 11, art. 46, 2016. <https://doi.org/10.1186/s13014-016-0625-7>
- [15] K. Symons, C. Morrison, J. Parry *et al.* “Volumetric modulated arc therapy for total body irradiation: A feasibility study using Pinnacle³ treatment planning system and Elekta Agility™ linac”, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, vol. 19, n.º 2, pp. 103-110. <https://doi.org/10.1002/acm2.12257>
- [16] Ch. Losert, R. Shpani, R. Kießling *et al.*, “Novel rotatable tabletop for total-body irradiation using a linac-based VMAT technique”, *Radiation Oncology*, vol. 14, art. 244, 2019. <https://doi.org/10.1186/s13014-019-1445-3>
- [17] A. Pinzón Cupitra, *Establecimiento de un protocolo para irradiación corporal total con la técnica de arcoterapia volumétrica de intensidad modulada*, tesis de maestría, Departamento de Física, Universidad Nacional de Colombia, Bogotá, 2021. <https://repositorio.unal.edu.co/handle/unal/80143>
- [18] P. Mancosu, P. Navarria, L. Castagna *et al.*, “Interplay effects between dose distribution quality and positioning accuracy in total marrow irradiation with volumetric modulated arc therapy”, *Medical Physics*, vol. 40, n.º 11, art. 111713, 2013. <https://doi.org/10.1118/1.4823767>
- [19] P. Mancosu, P. Navarria, L. Castagna *et al.*, “Plan robustness in field junction region from arcs with different patient orientation in total marrow irradiation with VMAT”, *Physica Medica*, vol. 31, n.º 7, pp. 677-682, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2015.05.012>
- [20] *SNC Patient T M Software Reference Guide*, Sun Nuclear Corporation, Melbourne, FL, EE. UU. 2020. <https://support.sunnuclear.com/home>
- [21] C. Morrison, K. L. Symons, S. J. Woodings *et al.*, “Verification of junction dose between VMAT arcs of total body irradiation using a Sun Nuclear Arc-CHECK phantom”, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, vol. 18, n.º 6, pp. 177-182, 2017. <https://doi.org/10.1002/acm2.12208>

Evaluación del desempeño físico del tomógrafo por emisión de positrones PET-CT Biograph mCT 20, del Servicio de Medicina Nuclear de la Clínica Imbanaco

Evaluation of the physical performance of the PET-CT Biograph mCT 20 positron emission tomography scanner of the Nuclear Medicine Service of Clínica Imbanaco

Luis Eduardo López Latorre^{1, 2}, Johana Alexandra Velasco Jaramillo², Jesús Anselmo Tabares Giraldo¹

Citación: L. E. López Latorre, J. A. Velasco Jaramillo y J. A. Tabares Giraldo, “Evaluación del desempeño físico del tomógrafo por emisión de positrones PET-CT Biograph mCT 20, del Servicio de Medicina Nuclear de la Clínica Imbanaco”, *Revista de Investigaciones y Aplicaciones Nucleares*, n.º 6, pp. 71-80, 2022. <https://doi.org/10.32685/2590-7468/invapnuclear.6.2022.657>

Resumen

Los múltiples factores físicos inherentes al proceso de adquisición de la tomografía por emisión de positrones (PET) implican posibles niveles de imprecisión en la toma de imágenes, lo cual puede traducirse en una incorrecta descripción de la patología del paciente. Es menester conocer, analizar y aplicar un plan de aseguramiento de calidad que evalúe el desempeño del tomógrafo respecto a los resultados iniciales de aceptación o fábrica, con el fin de determinar su nivel de confiabilidad y de esta manera asegurar la calidad del diagnóstico médico que se realiza a los pacientes que requieren esta ayuda diagnóstica. Se evaluó el impacto de los parámetros del desempeño del tomógrafo respecto a la calidad del diagnóstico médico. Para ello se determinó el valor de la sensibilidad del PET utilizando una fuente lineal de ¹⁸F-FDG con 4,44 MBq (0,12 mCi), y se encontró una sensibilidad a 0 cm del eje del FOV de 6,28 cps/kBq, y a 10 cm del eje del FOV, de 5,96 cps/kBq; la resolución del PET fue calculada por medio de la suma de los FWHM de las funciones PSF en cada una de las posiciones de adquisición de una fuente de ~3,30 MBq (89,15 µCi) contenida en un volumen de ~1,9 mm³; la fracción de dispersión, razón de eventos aleatorios totales y NECR fue determinada por medio de una fuente lineal de 71,0 ± 0,1 cm de longitud, con una actividad de ~1070 MBq

Revista Investigaciones y Aplicaciones Nucleares, 6, 71-80, 2022
Recibido: 7 de marzo de 2022
Aceptado: 7 de diciembre de 2022
Publicado en línea: 28 de diciembre de 2022
DOI: <https://doi.org/10.32685/2590-7468/invapnuclear.6.2022.657>



Esta obra está bajo licencia internacional Creative Commons Reconocimiento 4.0.

¹ Universidad del Valle, Cali, Colombia.

² Clínica Imbanaco, Grupo Quirón Salud, Cali, Colombia.

Autor correspondencia: Luis Eduardo López Latorre, luis.latorre@correounivalle.edu.co

(28,92 mCi), con lo cual se obtuvo un resultado equivalente al 35,5 % para el parámetro de fracción de dispersión, y un pico NECR igual a 103,31 kcps. La evaluación de la calidad de imagen, precisión de corrección de atenuación y corrección de eventos dispersos se realizó mediante el protocolo de adquisición habitual del servicio. El porcentaje de contraste observado en las esferas calientes fue superior al 60 %, y en las esferas frías fue superior al 75 %. La precisión de corrección de atenuación y corrección de eventos dispersos se observó con porcentajes de 15,36 % y 8,52 % en el caso de los cortes más cercanos al maniquí de dispersión. La evaluación del desempeño del componente PET en el tomógrafo Biograph mCT, por medio de las pruebas NEMA, permitió concluir condiciones óptimas de operación.

Palabras clave: Tomógrafo por emisión de positrones, NEMA, sensibilidad, resolución, fracción de dispersión, NECR, calidad de imagen, precisión de atenuación, corrección de eventos dispersos.

Abstract

The multiple physical factors inherent to the acquisition process of positron emission tomography imply possible levels of imprecision in the image acquisition process, which can translate into an incorrect description of the patient's pathology. It is necessary to know, analyze, and apply a quality assurance plan that includes the performance of the positron emission tomograph with respect to the initial acceptance and/or factory results to measure its level of reliability and ensure the quality of the medical diagnosis that is made to patients. The impact of the performance parameters of the tomograph was evaluated regarding its significance in the quality of the medical diagnosis. The PET sensitivity was determined using a linear source of ^{18}F -FDG with 4.44 MBq (0.12 mCi); the sensitivity was obtained at 0 cm from the FOV axis: 6.28 cps/kBq, and at 10 cm from the FOV axis: 5.96 cps/kBq. The PET resolution was calculated by means of the sum of the FWHM of the PSF functions in each of the acquisition positions of a source of ~ 3.30 MBq (89.15 μCi) contained in a volume of ~ 1.9 mm³. The dispersion fraction, random-total radius and NECR were determined by means of a 71.0 ± 0.1 cm long linear source, with an activity of approximately 1070 MBq (28.92 mCi), obtaining 35.5% for the scatter fraction parameter and a NECR peak equal to 103.31 kcps. The evaluation of image quality was carried out using the usual acquisition protocol of the service. The percentage of contrast observed in the hot spheres was greater than 60%, and in the cold spheres, it was greater than 75%. The accuracy of attenuation correction and correction of scattered events was observed with percentages of 15.36% and 8.52% for the image plane closest to the scattering phantom. The performance evaluation of the PET component in the Biograph mCT tomograph, through the NEMA tests, allowed us to conclude an optimum operating condition.

Keywords: Positron emission tomography, NEMA, sensitivity, resolution, scatter fraction, NECR, image quality, attenuation precision, scattered event correction.

1. Introducción

La tomografía por emisión de positrones (PET: *positron emission tomography*) es una técnica de medicina nuclear en la cual se emplean radiofármacos marcados con

emisores de positrones, que permite obtener imágenes metabólicas del cuerpo humano. El PET/CT (CT: *computed tomography*) permite obtener imágenes bimodales que combinan información anatómica y metabólica para realizar un diagnóstico más certero de un tumor o de las metástasis locales

o a distancia en un órgano o tejido. El PET/CT se emplea fundamentalmente en oncología (85-90 %), neurología, cardiología, inflamaciones e infecciones, aunque actualmente también es empleado en diferentes patologías médicas y quirúrgicas [1]. Un radiofármaco es un medicamento ampliamente utilizado en la tomografía por emisión de positrones; para este caso, es un trazador radiactivo metabólico marcado con un radionúclido que decae emitiendo un positrón. Si los dos fotones posteriores a la aniquilación positrón-electrón son leídos por dos detectores, uno frente al otro en coincidencia, es decir, en una ventana de tiempo corta (del orden de nanosegundos, en algunos equipos), se puede inferir que se produjo una desintegración de positrones en la línea que conecta los dos detectores [2]. Los fotones emitidos en el proceso de desintegración son los que proveen la información suficiente para la detección (ubicación) de la patología; idealmente, los dos fotones de aniquilación viajan en línea recta sin ninguna interacción con el objeto, y ambos son detectados; esto representaría una coincidencia verdadera en un PET. Sin embargo, el recorrido medio libre de fotones de 511 keV en el tejido es solo del orden de 10 cm; por lo tanto, una gran fracción de los fotones se absorbe o, más probablemente, se somete a dispersión. También puede suceder que dos fotones no relacionados se detectan incidentalmente en la ventana de tiempo (y cada uno de sus compañeros fotones de aniquilación se pierden en el sistema); estos eventos de falsa coincidencia se conocen como aleatorios en el PET [2]. Otro factor propio de la física de los tomógrafos PET es su sistema de adquisición de imágenes, que está comprendido por una serie de anillos de detectores de ortosilicato de lutecio, LSO (en el caso de los equipos Siemens, los equipos GE utilizan detectores de BGO) [3]. Dada la geometría de dicho sistema de adquisición, la calidad y resolución de las imágenes observadas (*calidad* en el sentido de *coherencia* con la patología real del paciente) también pueden verse afectadas. Existe la posibilidad de presentarse imprecisión en la adquisición de imágenes, lo cual puede convertirse en una incorrecta descripción de la patología del paciente; es menester, entonces, conocer, analizar y aplicar un plan de aseguramiento de calidad que evalúe el desempeño del PET, con el fin de medir su nivel de confiabilidad, para de esta manera asegurar la calidad del diagnóstico médico que se realiza a los pacientes que requieren este diagnóstico en la Clínica Imbanaco.

2. Metodología de evaluación del desempeño del equipo

A. Características del equipo

El ensamblaje de los detectores de LSO del PET Siemens Biograph mCT 20 permite un espaciamiento entre planos de 2 mm; 624 elementos detectores por bloque ubicados en 169 anillos, cada detector con un tamaño $4 \times 4 \times 20$ mm. 39 tubos fotomultiplicadores (PMTs) (4 por bloque), en conjunto con los detectores, son los encargados de permitir la identificación de los fotones de 511 keV. El diámetro del anillo de detectores es 842 mm. El FOV (campo de visión) axial es de 162 mm, y el FOV transaxial, de 700 mm, permite la creación de 81 planos de imágenes. El procesamiento asincrónico de reconstrucción de imágenes 3D para la prueba de calidad de imágenes fue implementado siguiendo el protocolo habitual de adquisición, el cual comprende corrección de dispersión, reducción de artefactos por objetos metálicos, reconstrucción iterativa en 3D y tiempo de vuelo (TOF); esto se realizó con una ventana de coincidencia de 4,1 ns, resolución de energía del sistema $\leq 12\%$ FWHM (ancho completo a la mitad del máximo), tiempo de resolución del sistema (TOF) 555 ps típico, discriminando fotones en una ventana de energía de 435-650 keV, en un tiempo de reconstrucción por cama (para una matriz de 200×200 con 81 planos, de 75 s).

B. Sensibilidad

La sensibilidad del PET fue determinada utilizando una fuente lineal de ^{18}F -FDG con 4,44 MBq (0,12 mCi), la cual fue insertada en un maniquí de tubos concéntricos de aluminio [4]. El requerimiento de actividad, según el manual del fabricante (Siemens) para la realización de esta prueba es 4,6 MBq (0,125 mCi); se empleó para la prueba una actividad con una diferencia del 4 % respecto de lo sugerido por el fabricante. La adquisición fue ejecutada a 0 cm y a 10 cm del eje del FOV, retirando cada tubo concéntrico por cada adquisición (figuras 1a y 1b).

C. Resolución

La resolución del PET fue determinada por medio de una fuente puntual de ^{18}F -FDG con $\sim 3,30$ MBq (89,15 μCi) contenida en un volumen de $\sim 1,9$ mm³; esta fue ubicada en varias posiciones dentro del *gantry* del tomógrafo PET. La función de propagación puntual (PSF) fue construida por

medio del *software* NEMA, y de esta, los valores de FWHM (ancho máximo a la mitad de altura) permitieron el cálculo de la resolución espacial en cada punto dentro del tomógrafo (figuras 1c y 1d). El *Manual NEMA* [5] recomienda la ubicación de la fuente puntual en las posiciones presentadas en la figura 3; sin embargo, el procedimiento experimental ejecutado evidenció posiciones comprendidas entre el 82,0% y el 82,8% de su eje axial; de esta manera, el análisis fue ejecutado en esta zona. El manual de Siemens requiere un valor de actividad contenido en un rango de 200 a 400 μCi para la realización de esta prueba [6]. Según el *Manual NEMA* [5], la fuente puntual debe coincidir con un cilindro de volumen menor de $0,79 \text{ mm}^3$. El requerimiento de actividad y el volumen para la fuente puntual anteriormente citado fue difícil de lograr, dada la logística de transporte, ya que no se cuenta con un ciclotrón productor de ^{18}F en la ciudad. Sin embargo, la actividad de la fuente empleada permitió que el sistema construyera cada PSF (Point Spread Function) (figura 2d).

D. Fracción de dispersión, radioaleatorios-totales y NECR

Esta prueba fue ejecutada por medio de una fuente lineal de ^{18}F -FDG con $71,0 \pm 0,1 \text{ cm}$ de longitud, con una actividad de $\sim 1070 \text{ MBq}$ (28,92 mCi), que fue insertada en un maniquí de polietileno de alta densidad, que funcionó como medio dispersor [7]. El requerimiento de actividad para esta prueba, según el manual del fabricante, es de 1100 MBq (29 mCi),

contenida en una fuente lineal de $70 \pm 2 \text{ cm}$ de longitud (figura 2b).

E. Calidad de imagen, precisión de corrección de atenuación y corrección de eventos dispersos

Esta prueba se ejecutó mediante el protocolo de adquisición habitual del servicio en modalidad de cuerpo entero (caudocraneal), adquisición en 3D, histograma en línea (camas estáticas, cantidad: 2), tiempo por cama: 150 s, procesamiento asincrónico/reconstrucción, imágenes en 3D basadas en corrección de dispersión, reducción de artefactos por objetos metálicos, reconstrucción iterativa en 3D y tiempo de vuelo TOF. Se empleó un maniquí que simula el torso humano (maniquí NEMA IEC [8]). En el interior del maniquí se encuentran 6 esferas, de las cuales cuatro contenían actividad radiactiva, y dos no, para simular patologías y órganos sanos en el interior del cuerpo humano. Un inserto cilíndrico, que simuló la densidad del pulmón, permitió evaluar la capacidad del tomógrafo para corregir eventos de tipo dispersos. 5 mL de solución salina con ^{18}F -FDG con 5,18 MBq (0,14 mCi) de actividad radiactiva fueron vertidos en un volumen de agua (en el interior del maniquí), lo que permitió la relación fondo-esferas calientes 1:6,9. De este volumen fue extraído el contenido para las esferas calientes. Las esferas calientes utilizadas tenían diámetros de 22, 17, 13 y 10 mm (figura 2c), cada una con una concentración de actividad de 3,55 MBq/L (0,096 mCi/L). El manual de Siemens [6] explica el procedimiento experimental para crear el radio de con-

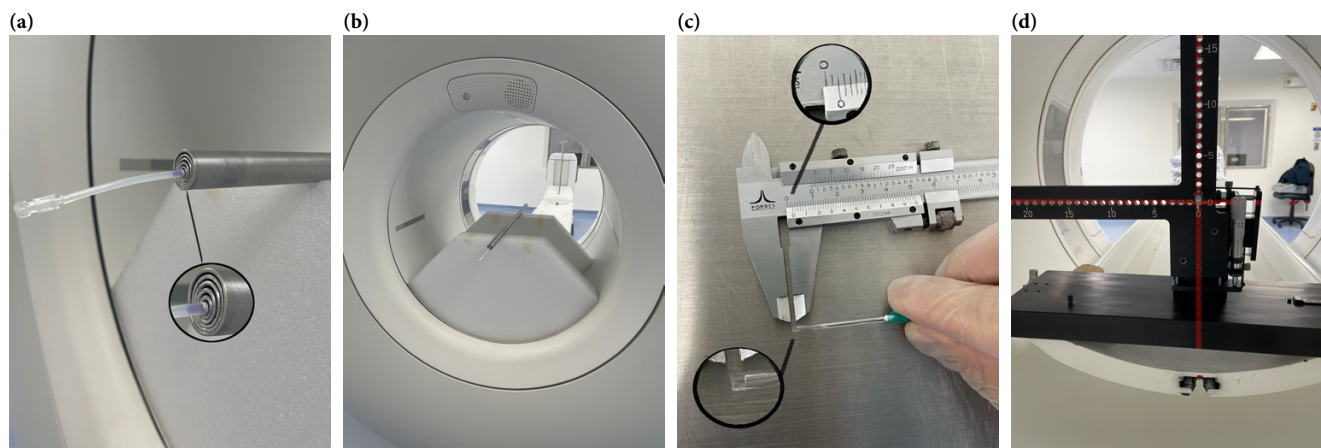


Figura 1. a) Fuente lineal cubierta por el maniquí de aluminio conformado por 5 tubos concéntricos. b) Maniquí para la prueba de sensibilidad ubicado en el eje del FOV (0 cm). c) Fuente puntual de ^{18}F -FDG con $\sim 3,30 \text{ MBq}$ ($89,15 \mu\text{Ci}$) contenida en un volumen de $\sim 1,9 \text{ mm}^3$. d) Capilar con fuente puntual de ^{18}F -FDG, ubicada en el maniquí en forma de ele. La imagen permite identificar los ejes del tomógrafo.

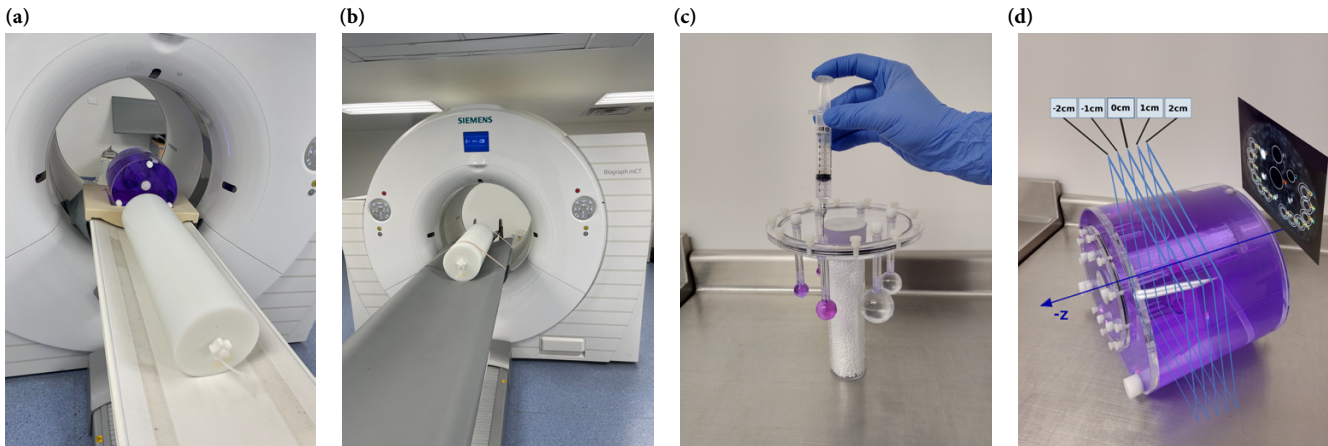


Figura 2. a) Maniquí de torso y maniquí generador de dispersión en configuración para la prueba de calidad de imagen. b) Maniquí de HDPE (polietileno de alta densidad) ubicado en la camilla del tomógrafo PET; en su interior la fuente lineal de ^{18}F -FDG con $71,0 \pm 0,1$ cm de longitud, con una actividad de ~ 1070 MBq (28,92 mCi), en la posición indicada para iniciar la prueba de fracción de dispersión, radio aleatorios-totales y NECR. c) Llenado de esferas frías (transparente) y esferas calientes (color púrpura), que se insertaron en el maniquí de torso. d) Configuración de planos para identificar los ROI en el interior del maniquí de calidad de imagen, conforme al protocolo NEMA [5].

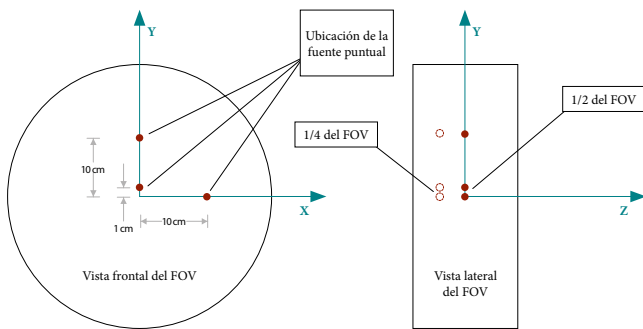


Figura 3. Vista frontal y lateral del gantry del tomógrafo PET, con las ubicaciones espaciales recomendadas por el *Manual NEMA* para la realización de la prueba de resolución [5]

Imagen construida y adaptada según las especificaciones del diseño original del *Manual NEMA*.

centración de actividad 8 : 1 y 4 : 1. El radio empleado en esta prueba, aunque fue diferente, permitió calcular la concentración de actividad de las esferas frías y calientes y establecer los valores obtenidos como estándares de referencia para las futuras pruebas del PET Biograph objeto de estudio. Una fuente lineal con una actividad de 104,71 MBq (2,83 mCi), calibrada para la hora de inicio de adquisición de imágenes, fue insertada en el maniquí de dispersión para generar eventos de tipo dispersos en el maniquí de torso, similares a los evidenciados en la adquisición habitual de imágenes de los pacientes del servicio (figura 2a).

3. Análisis de resultados y discusión

A. Sensibilidad

La sensibilidad del PET fue calculada por medio del ajuste no lineal de la tasa de eventos corregida $R_{corr,j}$ respecto a cada espesor de atenuación X_j , para cada una de las adquisiciones j , a 0 cm y a 10 cm del eje z del FOV (figura 4b). Los valores de sensibilidad S_{tot} se calcularon por medio de la actividad utilizada en la prueba A_{cal} y el valor $R_{corr,0}$ (tasa de eventos corregida, sin atenuación). Se hallaron los siguientes valores para la sensibilidad a 0 cm del eje del FOV: 6,28 cps/kBq, y a 10 cm del eje del FOV, 5,96 cps/kBq; estos se promediaron para conocer la sensibilidad total del tomógrafo: 6,12 cps/kBq. La diferencia entre los anteriores valores de sensibilidad en el interior del gantry del PET para las dos configuraciones obedece a la geometría cilíndrica de organización de los cristales; por lo tanto, es de esperar que el eje del tomógrafo presente el espacio de mejor sensibilidad, ya que en este espacio volumétrico los fotones alcanzan trayectorias casi equivalentes, y por lo tanto, aquellos de tipo dispersivo son discriminados más fácilmente. Al comparar el promedio de los valores de sensibilidad obtenidos en ambas configuraciones, con el valor de sensibilidad del tomógrafo dado por el fabricante, este se encontró un 15,5 % por encima del valor esperado. El perfil de sensibilidad axial presentó un pico de 150,06 cps/MBq en el plano N:40 (figuras 4a).

B. Resolución

La resolución del PET fue calculada por medio de la suma de los FWHM de las funciones PSF creadas por el software NEMA en cada una de las posiciones evidenciadas experimentalmente. La tabla 1 presenta los resultados de cada tipo de resolución RES_i en cada posición. Los resultados obtenidos fueron acordes a la tolerancia indicada por los valores de referencia [9], [10]. La resolución transversal radial (en la matriz de imágenes 400 × 400 × 81) fue aproximadamente 1,2 % superior al valor de referencia. Esto se debió a que la fuente no fue perfectamente puntual, dado que fue necesario aumentar el volumen de la fuente contenida en el capilar lineal para aumentar el nivel de actividad. Lo anterior es consecuente con el inconveniente para concentrar la actividad requerida en un volumen tan pequeño, para lo cual sería menester un equipo productor del radiofármaco ¹⁸F en inmediaciones de la clínica donde se desarrollaron las pruebas. Los resultados evidenciaron que el PET presenta una óptima resolución en una región comprendida aproximadamente entre el 82,0 % y el 82,8 % de su eje axial. Dada la configuración de adquisición de imágenes 3D del PET y los óptimos resultados en las otras pruebas ejecutadas, dicho resultado confirma la posibilidad del equipo de identificar patologías tumorales pequeñas (~4,03 mm). Se observó un aumento en el valor del FWHM de las funciones PSF, relacionado con el desplazamiento de la medición de resolución hacia los bordes del tomógrafo en el eje X (plano horizontal) y en el eje Y (plano vertical), figura 1d. Lo anterior es propio de una disminución en la resolución a medida que el volumen de imagen se aproxima hacia estas regiones en los bordes del FOV (figuras 4c y 4d). Esto es consecuente con la geometría de organización de los cristales detectores.

C. Fracción de dispersión, radio-aleatorios-totales y NECR

El valor de fracción de dispersión dado por el fabricante como valor de referencia, y según el margen de tolerancia para un óptimo desempeño en la medición, debe ser menor de 35,7 % [9], [10]. Se obtuvo un valor de fracción de dispersión igual al 35,5 % en esta prueba, siendo este valor medido en el nivel de concentración de actividad media utilizado en el Servicio de Medicina Nuclear de la Clínica Imbanaco (3,32 kBq/cm³ [4]). Se observó una tasa de eventos verdaderos correspondiente al 59,6 % de los eventos totales (figura 5a); este porcentaje fue comparado con el margen usualmente utilizado en la práctica clínica, que abarca valores entre 57,3 % y

Tabla 1. Resolución por cada configuración de ejes en el interior del FOV del PET

Tipo de resolución		Tamaño de matriz	
		400 × 400 × 81	256 × 256 × 81
Radio a 1 cm	Transversal	4,37 mm	4,96 mm
	Axial	4,03 mm	4,06 mm
Radio a 10 cm	Transversal radial	5,16 mm	6,12 mm
	Transversal tangencial	4,95 mm	5,04 mm
	Axial	5,14 mm	5,17 mm

Fracción de dispersión, radio-aleatorios-totales y NECR

44,9 % [11], y de esta manera se observó una superioridad en el porcentaje de eventos verdaderos en los resultados obtenidos. La tasa de eventos verdaderos presentó un valor de 351,87 kcps para una concentración de actividad ≤ 46 kBq/cm³, siendo este valor 3,5 % superior al valor dado por el fabricante como referencia óptima [9] (figuras 5b y 6a). Se evidenció que la actividad media empleada en el Servicio de Medicina Nuclear de la Clínica Imbanaco, además de los anteriores resultados, permite una razón de eventos aleatorios totales inferior a la presentada en el rango clínico usual [11] (figura 6a). Los datos obtenidos experimentalmente permitieron calcular los valores de la tasa NECR (figura 6b). Se observó un pico de 103,31 kcps, siendo este valor 3,31 % superior al valor dado por el fabricante [9]. El valor de referencia dado por el fabricante asocia el pico de la tasa NECR para una concentración de actividad ≤ 30 kBq/cm³, de modo que fue posible la interpretación de los resultados.

D. Calidad de imagen, precisión de corrección de atenuación y corrección de eventos dispersos

El análisis se ejecutó por medio de la concentración de actividad en ROI de diferentes tamaños en el interior de las esferas en el maniquí de torso y en el inserto de pulmón. Los parámetros $C_{H,j}$, $C_{C,j}$, $C_{B,j}$ representan los valores de la concentración de actividad en las esferas calientes, frías y en el fondo, obtenida por medio de los ROI dibujados en su interior. a_H y a_B corresponden a la concentración de actividad en las esferas calientes y en el fondo, siendo esta concentración medida de acuerdo con la cantidad de actividad utilizada en el momento de llenar los compartimentos del maniquí. El protocolo de medición de ROI seguido fue el recomendado por el *Manual NEMA* [5] (figura 2d). Se observó un crecimiento del contraste de las esferas calientes relacionado con el aumento de su tamaño (figura 7). Aunque la concentración de actividad fue la misma en las esferas calientes, un mayor

volumen de captación de radiofármaco lleva inherente una mayor cantidad de eventos de aniquilación y, por lo tanto, una mayor cantidad de fotones que construyen la imagen. El porcentaje de contraste observado en las esferas calientes (superior al 60 %) permitió comprobar la capacidad del PET para identificar zonas en el organismo con mayor porcentaje de captación. Se observó un crecimiento leve en el porcentaje de contraste de las esferas frías relacionado con su tamaño; el porcentaje de contraste observado en las esferas frías, superior al 75 % (figura 7), permitió verificar la capacidad del PET para identificar zonas del organismo con poco porcentaje de captación, lo cual es importante a la hora de identificar los diferentes sistemas que componen el cuerpo humano. Se observó un comportamiento decreciente respecto a la variabilidad del fondo, en relación con el aumento del tamaño de las esferas (figura 7). Los ROI del fondo de menor tamaño presentaron una variabilidad del fondo mayor (29,63 % y 21,47 %, correspondientes a las esferas de 10 mm y 13 mm, respectivamente), lo que es consecuente con la disminución del número de píxeles que encierra la región de interés, dada la dependencia de la variabilidad del fondo respecto a la desviación estándar y los valores de concentración en los ROI del fondo $C_{B,j}$. Un ROI circular de $3,0 \pm 0,2$ cm fue dibujado en cada uno de los cinco cortes en el interior del inserto de pulmón del maniquí de torso. 12 ROI de igual tamaño fueron dibujados en el fondo del maniquí de torso, a una distancia mayor de 15 mm respecto del borde del maniquí y de las esferas. Un total de 60 ROI de $3,0 \pm 0,2$ cm fueron dibujados en el fondo del maniquí de torso, con el objetivo de extraer el valor de la concentración de actividad por ROI en cada uno de los 5 cortes (figura 2d). Se calculó el porcentaje de precisión de corrección de atenuación y corrección de eventos dispersos utilizando los resultados $C_{lung,i}$ y $C_{B,j}$ obtenidos por medio de los ROI dibujados en las imágenes obtenidas.

Tabla 2. Porcentaje de precisión de corrección de atenuación y corrección de eventos dispersos (ΔC_{lung})

Corte	ΔC_{lung} (%)
0 cm	5,35
-1 cm	3,66
-2 cm	5,69
1 cm	15,36
2 cm	8,52

Las posiciones en cada corte corresponden a las presentadas en la figura 2d.

Se evidenció un crecimiento en los porcentajes de precisión de corrección de atenuación y corrección de eventos dispersos en los cortes del maniquí de torso ubicados en la posición más cercana al maniquí de dispersión (tabla 2); se

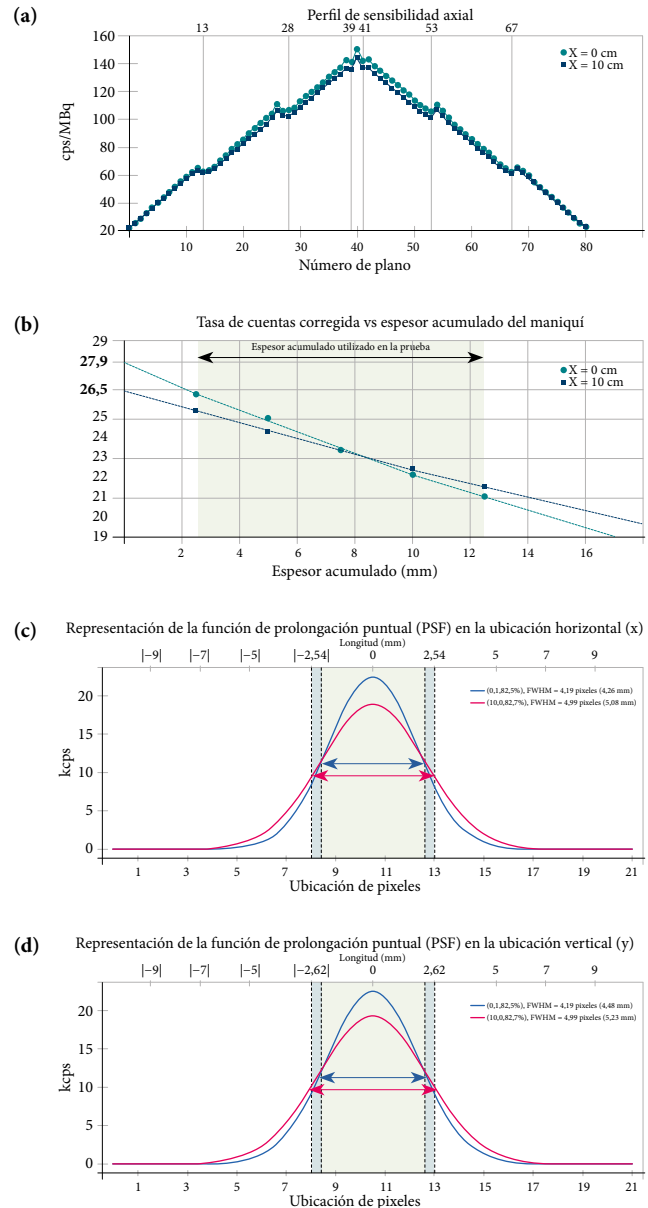


Figura 4. a) Perfil de sensibilidad axial. Las discontinuidades de las gráficas son debidas a la configuración geométrica de los cristales. b) Tasa de cuentas en función del espesor del maniquí de tubos concéntricos de aluminio para ambas configuraciones experimentales (0 cm y 10 cm del eje Z del tomógrafo). c) Representación de la función de dispersión puntual en posición horizontal (eje X). d) Representación de la función de dispersión puntual en posición vertical (eje Y).

El eje vertical no corresponde con los datos experimentales, ya que no estaba disponible esta información. Las gaussianas ejemplifican la metodología utilizada por el sistema.

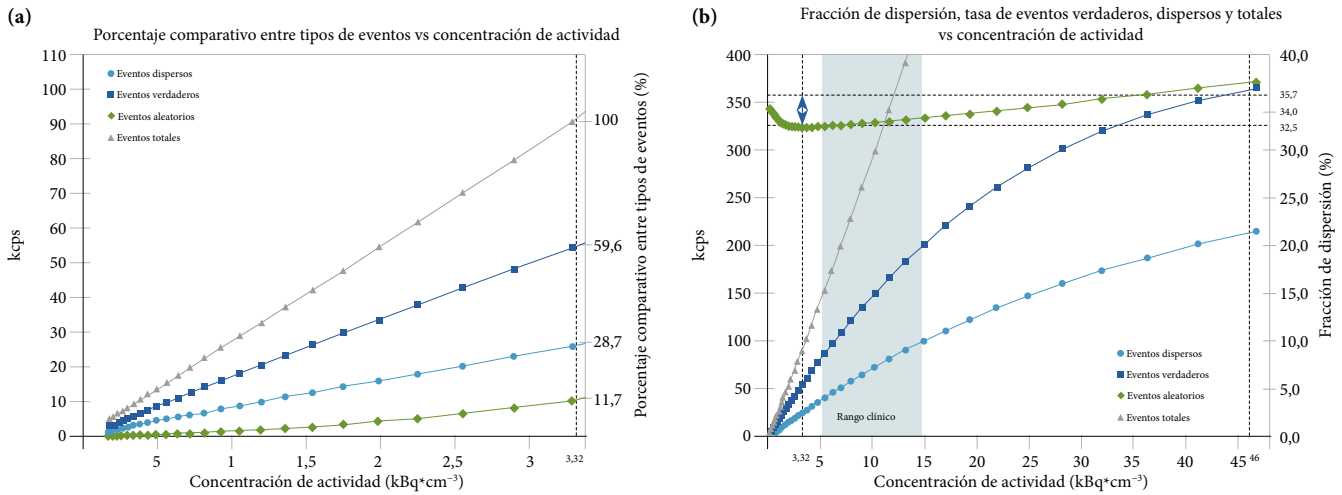


Figura 5. a) Comparativo de las tasas de eventos en el nivel de concentración de actividad utilizado en el Servicio de Medicina Nuclear de la Clínica Imbanaco (línea punteada vertical). b) Resultados experimentales de la fracción de dispersión, tasa de eventos totales, dispersos y verdaderos. Los valores son comparados en el nivel de concentración de actividad utilizado en el Servicio de Medicina Nuclear de la Clínica Imbanaco (línea punteada vertical izquierda) y en el rango clínico usual. Se encontró un valor de fracción de dispersión de 32,5% (línea punteada horizontal inferior). La flecha vertical representa el margen de tolerancia para el valor de fracción de dispersión de un sistema PET Siemens Biograph mCT20; en teoría, la fracción de dispersión del PET objeto de estudio podría alcanzar un valor de hasta < 35,7% (línea punteada horizontal superior), y aun así ser considerada óptima. Idealmente, una fracción de dispersión perfecta sería un valor cercano a cero. La tasa de eventos verdaderos presentó un valor de 351,87 kcps para una concentración de actividad ≤ 46 kBq/cm³, siendo este valor 3,5% superior al valor dado por el fabricante [9].

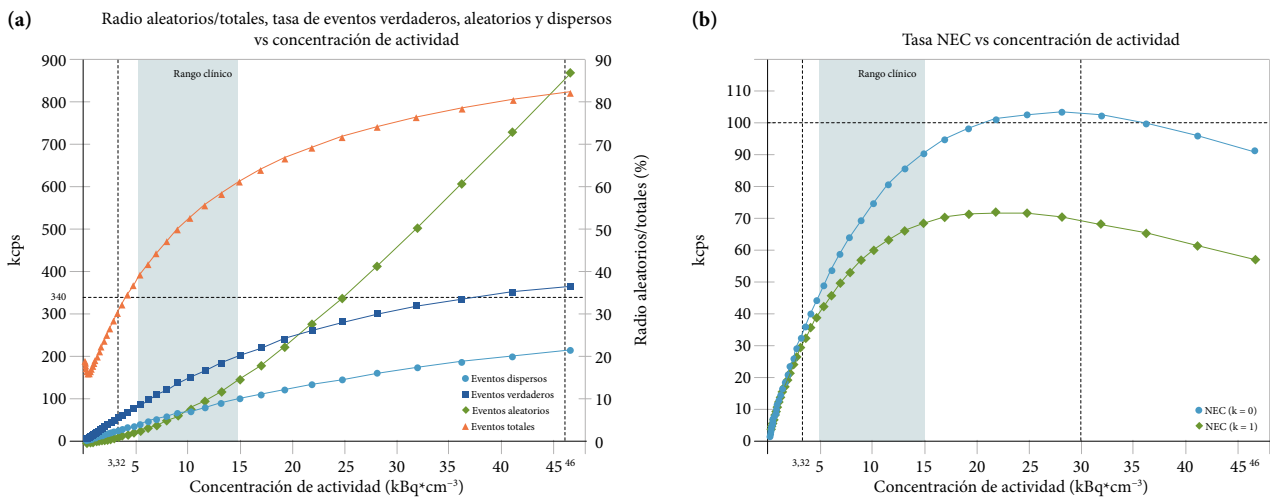


Figura 6. a) La concentración de actividad utilizada en el Servicio de Medicina Nuclear de la Clínica Imbanaco (línea punteada vertical izquierda) presenta una razón de eventos aleatorios totales cercano al 30,5%, que es inferior a la evidenciada en el rango clínico usual. b) La tasa de cuentas equivalente a ruido NECR presentó un pico de 103,31 kcps, siendo este valor 3,31% superior al valor dado por el fabricante [9]; este valor asocia el pico de la tasa NECR a una concentración de actividad ≤ 30 kBq/cm³ (línea punteada derecha). El valor $k=0$ y $k=1$ corresponde a la sustracción o no sustracción de los eventos aleatorios realizada por el sistema. El fabricante no aclara si el valor de referencia corresponde a $k=0$ o $k=1$. Puesto que el equipo PET objeto de estudio discrimina tales eventos (aleatorios), es probable que el valor de referencia corresponda a los eventos aleatorios sustraídos; por lo tanto, el comparativo se efectuó con $k=0$.

observó que el efecto del maniquí de dispersión con la fuente lineal de 2,83 mCi causó más eventos de esta naturaleza (dispersos) en las regiones de interés dibujadas en el lugar de captación nula del maniquí de torso (inserto de pulmón). Sin

embargo, los porcentajes observados fueron pequeños (inferiores al 16%) (tabla 2). Lo observado experimentalmente evidencia el mismo efecto visualizado en algunos cortes tomográficos del cuerpo humano, en los cuales se presentan

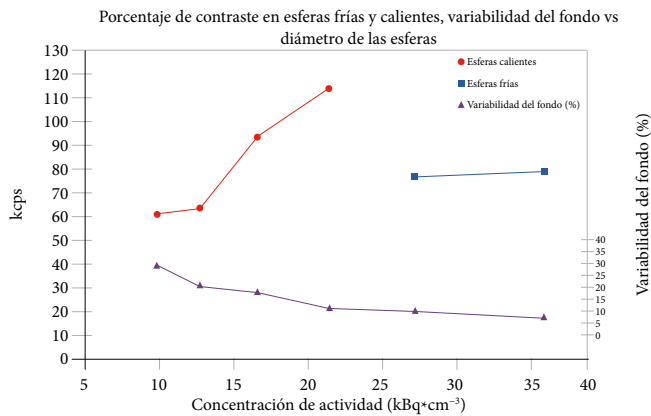


Figura 7. Porcentaje de contraste en las esferas calientes y frías, y resultados de la variabilidad del fondo

La simulación de patologías tumorales u órganos de mayor captación de radiofármaco permitió medir el nivel de resolución del tomógrafo. El porcentaje de variabilidad del fondo se observó decreciente respecto al aumento del tamaño de las regiones de interés.

los mismos eventos de tipo disperso provenientes de la concentración de actividad remanente en las piernas, el cerebro o cualquier otro órgano, por medio de una manifestación patológica o no patológica. Sin embargo, porcentajes por debajo del 16% en los resultados obtenidos corroboran la buena capacidad del PET en la medición de su precisión de atenuación y corrección de eventos dispersos. Así pues, estos datos pueden establecerse como referencia para futuras pruebas.

4. Conclusiones

La evaluación del desempeño del tomógrafo por emisión de positrones PET Siemens Biograph mCT 20 por medio de las pruebas NEMA permitió concluir un óptimo desempeño en su nivel de sensibilidad, en donde se evidenció un resultado 15,5% superior a lo esperado según las especificaciones de la fábrica. Este porcentaje realza la capacidad del PET en el procedimiento adquisitivo, dada la implicación de este parámetro en el correcto diagnóstico. Los resultados de la resolución del PET confirman que este parámetro se encuentra en las márgenes del valor recomendado en la zona de adquisición de la prueba en el interior del *gantry* del tomógrafo, por lo cual existe la posibilidad de identificar patologías tumorales pequeñas (~4,03 mm). Los resultados también verificaron la óptima capacidad del PET para identificar eventos de tipo disperso y aleatorios,

que no brindan información coherente de las patologías o zonas de investigación. El análisis de la calidad de imagen también puso en evidencia la capacidad del tomógrafo para identificar regiones con diferentes tipos de captación de radiofármaco, lo cual fue concluyente por el alto porcentaje de contraste identificado en el posprocesamiento de las imágenes del maniquí. Sumado a lo anterior, la precisión de corrección de atenuación y corrección de eventos dispersos evidenció un porcentaje óptimo, lo que confirma la capacidad del tomógrafo para abordar los factores de dispersión causados por la actividad distribuida en otras partes del cuerpo humano.

Referencias

- [1] J. P. Oliva, A. Martínez y R. P. Baum, "Aplicaciones del PET/CT en oncología", *Nucleus*, vol. 62, pp. 10-13, dic. 2017.
- [2] International Atomic Energy Agency, *PET/CT Atlas on Quality Control and Image Artefacts*. N.º 27 in Human Health Series. Vienna: IAEA, 2014.
- [3] M. P. Monedero y J. J. Vaquero, "Evaluación de semiconductores como detectores de radiación para PET: Detectores de CZT", Trabajo de máster en Física Biomédica, Universidad Complutense de Madrid, Madrid, España, 2012.
- [4] K. Greer y R. Jaszczak, "*NEMA PET Sensitivity PhantomTM User's Manual*", Data Spectrum Corporation, 1605 East Club Blvd., Durham, NC 27704-3405, jun. 2008.
- [5] National Electrical Manufacturers Association, "*Performance Measurements of Positron Emission Tomographs*", NEMA Standards Publication, NU 2-2007, 2007. 1300 N. 17th Street, Suite 1752 Rosslyn VA 22209.
- [6] Siemens Medical Solutions USA, "*NEMA2007 Test Instructions*", Siemens Medical Solutions USA, 51 Valley Stream Parkway, PA 19355-1406 USA., 2009.
- [7] K. Greer, R. Jaszczak. "*NEMA PET Scatter Phantom SetTM User's Manual*". Data Spectrum Corporation, 1605 East Club Blvd., Durham, NC 27704-3405, jun. 2008.
- [8] K. Greer, "*C.N.M.T. Nema IEC Body Phantom SetTM User's Manual*", Data Spectrum Corporation, 1695 East Club Blvd., Durham, NC 27704-3405, jun. 2008.

- [9] Siemens, “*Biograph mCT 20 Excel Affordable Performance*”, Siemens AG, Wittelsbacherplatz 2 80333 Munich, feb. 2011.
- [10] R. Puchal, C. Escalada, N. Ferrer, J. L. Simón *et al.*, *Control de calidad de la instrumentación de medicina nuclear*. SEFM-SEMNUM-SEPR, 2015.
- [11] University of Washington, “UW Courses Web Server, 2006. How it works: Positron Emission”. <https://courses.washington.edu/bioen508/Lecture5-B-PET.pdf>

Estudio de la atenuación en concreto para un haz de un acelerador a 6 MV

Study of attenuation in concrete of an accelerator beam at 6 MV

Julián Orlando Páez¹, Wilmar Rodríguez², Daniel Cano²

Citación: J. O. Páez, W. Rodríguez y D. Cano, “Estudio de la atenuación en concreto para un haz de un acelerador a 6 MV”, *Revista de Investigaciones y Aplicaciones Nucleares*, n.º 6, pp. 81-89, 2022.

<https://doi.org/10.32685/2590-7468/invapnuclear.6.2022.660>

Revista Investigaciones y Aplicaciones Nucleares, 6, 81-89, 2022

Recibido: 4 de marzo de 2022

Aceptado: 15 de junio de 2022

Publicado en línea: 17 de agosto de 2022

DOI: <https://doi.org/10.32685/2590-7468/invapnuclear.6.2022.660>



Esta obra está bajo licencia internacional Creative Commons Reconocimiento 4.0.

Resumen

Se realizó un análisis mediante simulación computacional de la atenuación de un haz de acelerador de 6 MV que atraviesa una barrera de blindaje de grosor variable y construida en concreto Portland. Se ajustó la atenuación como función del grosor y la curva encontrada se comparó con los mecanismos de ajuste propuestos por la IAEA y por el NCRP, con lo que se pone en evidencia la naturaleza conservativa de esos mecanismos. Las diferencias encontradas en el grosor de blindaje en este trabajo respecto a lo publicado en los reportes de la IAEA y el NCRP llegan a valores de más de 20 cm, lo cual sugiere la necesidad de mejorar los valores que son actualmente utilizados en los cálculos de blindaje, pues se podrían reducir costos de construcción sin sacrificar la confianza que tenemos en las barreras y con ello en la seguridad radiológica de los diferentes servicios de radioterapia.

Palabras clave: blindaje, espesor de blindaje, rayos X de megavoltaje, Monte Carlo.

Abstract

By means of numerical simulation, an attenuation analysis was performed on a beam of a 6 MV accelerator passing through a shielding barrier of variable thickness and built in Portland concrete. The attenuation as a function of the thickness was fit to a curve. The curve was compared to the adjustment mechanisms proposed by IAEA and NCRP. With these results, the conservative nature of these mechanisms emerged. The differences found in the shielding thickness reach values of up to more than 20 cm, suggesting the need to improve the values currently used to carry out the calculations of the shielding. It can be concluded

¹ Maestría en Física Médica, Pontificia Universidad Javeriana, Bogotá, Colombia.

² Pontificia Universidad Javeriana, Facultad de Ciencias, Departamento de Física, Bogotá, Colombia.

Autor de correspondencia: Wilmar Rodríguez, wrodriguez88@gmail.com

that the construction costs could be reduced without sacrificing confidence in the barriers by improving the accuracy of such calculations.

Keywords: shielding, tenth value layer, megavoltage X rays, Monte Carlo.

1. Introducción

Los diferentes servicios de radioterapia externa, braquiterapia, imagenología con TC, etc., deben ser construidos considerando para su diseño un búnker que garantice la atenuación suficiente de la radiación proveniente, ya sea de forma directa (radiación primaria) por fuentes de radiación como los aceleradores, fuentes o tubos de rayos X con que se cuenten; o de manera indirecta (radiación secundaria), por dispersión en cualquier objeto con que interactúe dicha radiación primaria. Si se tiene en cuenta, por ejemplo, en un servicio de radioterapia, el búnker requerido consiste en el uso conjunto de una serie de elementos fundamentales como el equipo de radioterapia externa (LINAC), barreras primarias y secundarias, pasillo de ingreso y puerta al final.

El objetivo de posicionar barreras primarias es atenuar el haz que llega directamente del cabezal del acelerador, para proteger las zonas detrás de estas. Las barreras secundarias, que generalmente tienen grosores menores, tienen como propósito proveer el blindaje necesario para la radiación dispersa y de fuga en zonas donde la radiación no llega directamente, sino que lo hace por dispersión [1-2]. El pasillo no siempre se utiliza, pero al hacer parte del diseño busca disminuir la cantidad de blindaje requerido en la puerta, para hacerla más ligera y de más simple instalación y uso.

En general, el grosor de las barreras, ya sean primarias o secundarias, dependen del haz utilizado, su energía y el material para el blindaje. Así mismo, existe una dependencia de este grosor con el tipo de personal que se encuentre al otro lado de la barrera, así como del tiempo promedio que permanezcan allí y que la máquina dure encendida para una calidad de haz particular. Todo esto se tiene en cuenta, pues existen límites en las tasas de dosis que el personal puede recibir y son establecidos según esto [3-6]. Una vez se tiene claridad de estos parámetros, se debe determinar la cantidad de radiación que incide sobre cada barrera.

Siempre que un haz de fotones de alta energía, cualquiera sea su fuente, interactúa con un paciente o con las barreras

de blindaje puede hacerlo a través de varios mecanismos de interacción, como el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton o la producción de pares [7-8]. Todos estos se dan con diferentes grados de probabilidad que están bien definidos, debido a la naturaleza de la misma interacción y que se pueden cuantificar mediante magnitudes como el coeficiente de absorción. Así mismo, si se asumen interacciones como la de efecto Compton, existirá una dispersión sobre el fotón incidente cuya probabilidad de aparición dependerá, además, del ángulo con que se disperse y se podrá determinar mediante expresiones como la propuesta por Oskar Klein y Yoshio Nishina [7-8].

Una vez comprendida la complejidad de los principios que rigen la física de los fenómenos de interacción radiación/materia, no es posible hacer cálculos exactos de manera manual y entonces se deben implementar aproximaciones conservativas para el proceso de cálculo manual de blindajes. Este, además de necesario en el diseño de áreas controladas, se realiza mediante el uso de un conjunto de expresiones matemáticas, resultado de aplicar una serie de aproximaciones conceptuales y numéricas. Dichas expresiones algebraicas involucran también una serie de parámetros que se pueden encontrar reportados en tablas que forman parte de algunos de los documentos desarrollados por las principales instituciones encargadas de regular y vigilar el correcto uso de radiaciones ionizantes. Algunos de esos conjuntos de expresiones, junto con los parámetros requeridos, se pueden encontrar en los reportes de la IAEA [1], el NCRP [2] y del IPEM [9].

Lo primero a considerar para el cálculo de blindajes consiste en determinar las cargas de trabajo a las que se someterá, así como la tasa de dosis a la que funcionará. Dado que el grosor de las barreras que se requieren depende de los límites de dosis que se quieren alcanzar, así como de las tasas de dosis instantáneas, se busca establecer las tasas de dosis en diferentes puntos de interés, fuera de las diferentes barreras primarias y secundarias. Esto se hace con el fin de contrastar los valores calculados con mediciones directas en estudios de dosimetría de área, una vez se haya llevado a cabo la instalación de la unidad de tratamiento.

En resumen, el trabajo consiste en determinar los factores de transmisión de barrera requeridos (B), para con estos calcular el número de TVL (*tenth-value layer*: capa decarredutora, grosor o espesor de un material específico que atenúa a una décima parte la radiación incidente) necesarios del material elegido para construir el blindaje adecuado y así alcanzar los objetivos de diseño (ecuación 1). Es importante notar que el valor de TVL a usar dependerá del tipo de radiación a blindar: directa, dispersa o de fuga. Este trabajo se concentra en los TVL de radiación directa para barreras primarias.

$$\text{No. TVL} = \log_{10} \left(\frac{1}{B} \right) \quad (1)$$

Una vez se conoce el número de TVL requeridos para blindar de forma adecuada, se puede proceder a definir el material para su construcción. Así, mediante el uso de tablas como las propuestas por la IAEA en su reporte 47 [1], o el NCRP en su reporte 151 [2], se procede a determinar el grosor requerido (tabla 1). Por ejemplo, si se adopta lo propuesto por la IAEA y se determina que son requeridos 3 TVL para blindar la radiación primaria de un haz de 6 MV, entonces se concluiría que son necesarios 102,9 cm de concreto con densidad de $2,35 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$, o 29,4 cm de acero con densidad de $7,8 \frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$.

Como se ilustra, se puede requerir más de una TVL para alcanzar el grado de atenuación suficiente para obtener niveles de radiación por debajo de los valores establecidos como límite, según el tipo de zona a proteger en las inmediaciones del búnker. La IAEA sugiere el uso de un único valor de gro-

sor, según el material del blindaje que se pretenda trabajar. Sin embargo, al respecto el NCRP realiza un análisis interesante en su reporte 151 [2], en el que muestra que el grosor de blindaje requerido puede expresarse mediante la ecuación 2:

$$t_{\text{barrier}} = TVL_1 + (n - 1)TVL_e \quad (2)$$

Donde TVL_1 es la primera TVL que además corresponde a la de mayor tamaño respecto a las posteriores TVL_e (TVL_e) también conocidas como TVL de equilibrio. La diferencia propuesta entre la TVL_1 y la TVL_e se plantea debido a la existencia de cambios espectrales en la radiación, una vez ingresa en el material atenuador. Sin embargo, ahí está justamente el hecho que motiva el presente trabajo, pues intriga pensar si realmente ese TVL_e es único y, por tanto, a partir de la segunda TVL, no deberían existir diferencias entre una TVL y la posterior. En caso contrario, lo que se mostraría es que el NCRP propone un mecanismo de cálculo altamente conservativo que es susceptible a ser optimizado, aun cuando, a diferencia de la IAEA, realiza esta distinción entre TVL.

2. Metodología

Todos los cálculos se llevaron a cabo mediante la implementación de código tipo Monte Carlo en *Geant4* que se desarrolló para este propósito particular. *Geant4* es un *software* de simulación que, por métodos numéricos tipo Montecarlo, puede simular procesos físicos. A través de librerías diseñadas para describir dichos procesos físicos, es posible definir diferentes elementos químicos o compuestos de manera realista para así simular correctamente los fenómenos de in-

Tabla 1. Capas decarredutoras (TVL) para ^{60}Co y otras energías de rayos X

a									b			
	Co-60 ^a	4MV ^b	6MV ^b	10MV ^b	15MV ^b	18MV ^b	20MV ^b	24MV ^b	Energía máxima (MeV) ^b	Material	TVL ₁ (cm)	TVL _e (cm)
TVL para concreto (densidad 2350 kg × m ⁻³) (en mm)												
Haz primario. Rayos gamma/rayos X	218	290	343	389	432	445	457	470	4	Concreto	35	30
Fuga de rayos gamma y X (90°)	218	254	279	305	330	330	343	356		Acero	9,9	9,9
										Plomo	5,7	5,7
TVL para acero (densidad 7800 kg × m ⁻³) (en mm)												
Haz primario. Rayos gamma/rayos X	71	91	98	105	108	111	111	107	6	Concreto	37	33
Fuga de rayos gamma y X (90°)	69	79	80	85	87	87	88	89		Acero	10	10
										Plomo	5,7	5,7
TVL para plomo (densidad 11 360 kg × m ⁻³) (en mm)												
Haz primario. Rayos gamma/rayos X	41	53	55	56	57	56	55	52				
Fuga de rayos gamma y X (90°)	40	47	45	46	47	47	49	51				

a) Datos de cobalto-60 de [2]; b) adaptado de Varian Associates. El TVL de los rayos X de fuga se basa en los cálculos de Nelson y LaRiviere [22].

Fuente: a) tomado de reporte 47 IAEA [1]; b) tomado de reporte 151 del NCRP [2].

teracción radiación/materia. Dicho código fue ejecutado en una unidad de trabajo con ocho núcleos de procesamiento mediante un servidor.

Los parámetros de simulación utilizados pueden ser observados en la tabla 2. Estos fueron elegidos con el fin de proveer datos que fuesen confiables al buscar minimizar al máximo la incertidumbre de los mismos.

Se construyó y utilizó la simulación de un haz de fuente puntual divergente y cuyo espectro de energía corresponde al de un acelerador VarianClinac 21EX que se reporta en la bibliografía [9]. La construcción del código de simulación del haz mencionado fue posible mediante el uso de la clase G4GeneralParticleSource (GPS) de *Geant4* que permite especificar la distribución espectral, espacial y angular de partículas provenientes de una fuente primaria de radiación. En la figura 1 se observa el espectro energético del haz de acelerador para esta simulación que, como ya se mencionó, se obtuvo de lo reportado en la literatura [10].

Tabla 2. Parámetros de simulación empleados en cada corrida de la simulación construida

Parámetro de simulación	Valor/Forma de operación
Energía de corte	Una partícula secundaria es producida únicamente si su rango esperado es mayor a un milímetro
Número eventos	1×10^3
Incertidumbre estadística	< 3%
Tiempo de cómputo por corrida	6 - 8h

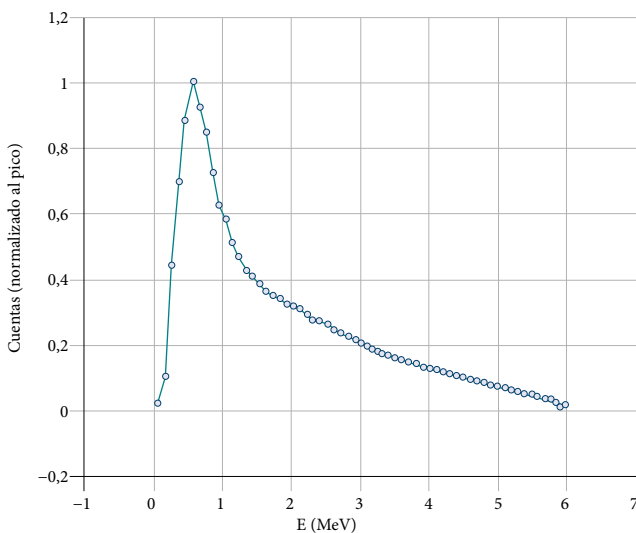


Figura 1. Espectro de acelerador Varian Clinac21EX utilizado para los cálculos realizados [10]

Una vez se contaba con la parte del código que simulaba el haz de acelerador y que contenía la información del espectro, se procedió a construir la simulación completa que el experimento de atenuación requería. Es de resaltar que esto fue posible gracias a que *Geant4* utiliza como lenguaje de programación C++, el cual está orientado a objetos que pueden darse en bloques; por tanto, facilita una construcción por partes.

La configuración geométrica asociada a la simulación consistió en la fuente puntual divergente ya descrita, orientada en la dirección *z* que generaba un campo circular de tamaño equivalente a un campo cuadrado de 20 cm² a un metro de distancia (posición equivalente al isocentro de un acelerador). En dicha dirección se ubicaba una barrera (pared) en concreto Portland [11] (con densidad de $2,2 \frac{g}{cm^3}$) y justo detrás de esta se posicionó un volumen detector. Se eligió el concreto Portland como material de atenuación debido a que es ampliamente usado en la construcción (y es fácil de conseguir) y debido a que fue posible conseguir su composición en una fuente de confianza como el NIST [11]. La densidad elegida da cuenta de una de las posibles densidades encontradas para este material.

El volumen detector tenía el objetivo de determinar la cantidad de dosis que podía entregar la radiación transmitida por la pared y se encontraba a una distancia de 6,3 m de la fuente puntual. El volumen detector consistía en un cilindro elíptico que simulaba la geometría usual de tórax, tal como lo hacen algunos fantomas matemáticos o físicos como el maniquí MIRD o el CIRS 002LFC con que se cuenta en la práctica clínica real. Las dimensiones elegidas para dicho volumen fueron de 20 cm × 40 cm × 60 cm. Si bien en el diseño de blindajes se establecen puntos de control en los que se determina dosis equivalente mediante cámaras de ionización que poseen dimensiones considerablemente más pequeñas, se eligieron las dimensiones del volumen detector con el fin de obtener una estadística apropiada de la cantidad de eventos que llegan a este, sin necesidad de aumentar la cantidad de eventos y con ello los requerimientos computacionales para ese fin. Adicionalmente, con el objetivo de obtener de manera directa la dosis sobre una persona al otro lado de la barrera el torso del fantoma MIRD resulta en una buena aproximación. Finalmente, considerando que el porcentaje de transmisión en una barrera se obtiene de la razón entre las medidas obtenidas con y sin barrera, se entiende

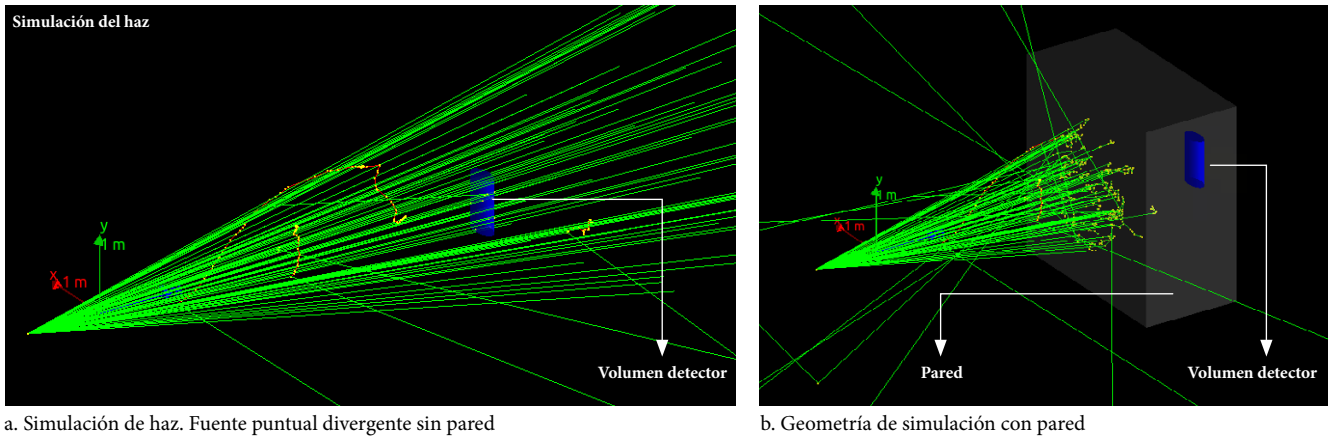


Figura 2. Geometría de simulación utilizada para la obtención de las curvas de atenuación

que el volumen del detector pasa a tener un efecto limitado que se compensa al conseguir una buena estadística en las medidas realizadas.

Gracias a la divergencia inherente al haz y la distancia al detector (cantidades cuya magnitud se eligió para que reprodujera coherentemente lo encontrado en la práctica clínica, pues reproduce un campo equivalente de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ a un metro de la fuente) se obtuvo un cubrimiento total del detector incluso en ausencia de la barrera de blindaje (pared). Dicha configuración experimental puede observarse en la figura 2.

Con esta disposición experimental se procedió a realizar corridas de simulación que contaban con un total de 1×10^9 eventos. En cada una se evaluaba la dosis depositada en el volumen detector para diferentes grosores de la barrera que variaban desde ausencia total de barrera hasta 150 cm de grosor de concreto. La composición del concreto Portland está reportada en la página del NIST [11].

Una vez se contaba con los valores de dosis depositados en el volumen para cada valor de grosor estudiado, se calcularon los porcentajes de transmisión en barrera mediante el uso de la ecuación 3:

$$\% \text{ transmisión} = \frac{\text{Dosis con barrera}}{\text{Dosis sin barrera}} \times 100 \quad (3)$$

Tras obtener los valores de porcentaje de transmisión como función del grosor de la barrera, se estableció la ecuación de ajuste que sería de la forma de la ecuación 4:

$$\% \text{ transmisión} = a + b^{-x/c} \quad (4)$$

A partir de esta es posible hallar el grosor de barrera requerido para obtener un porcentaje de transmisión específico mediante la ecuación 5, a partir de despeje simple de la ecuación 4:

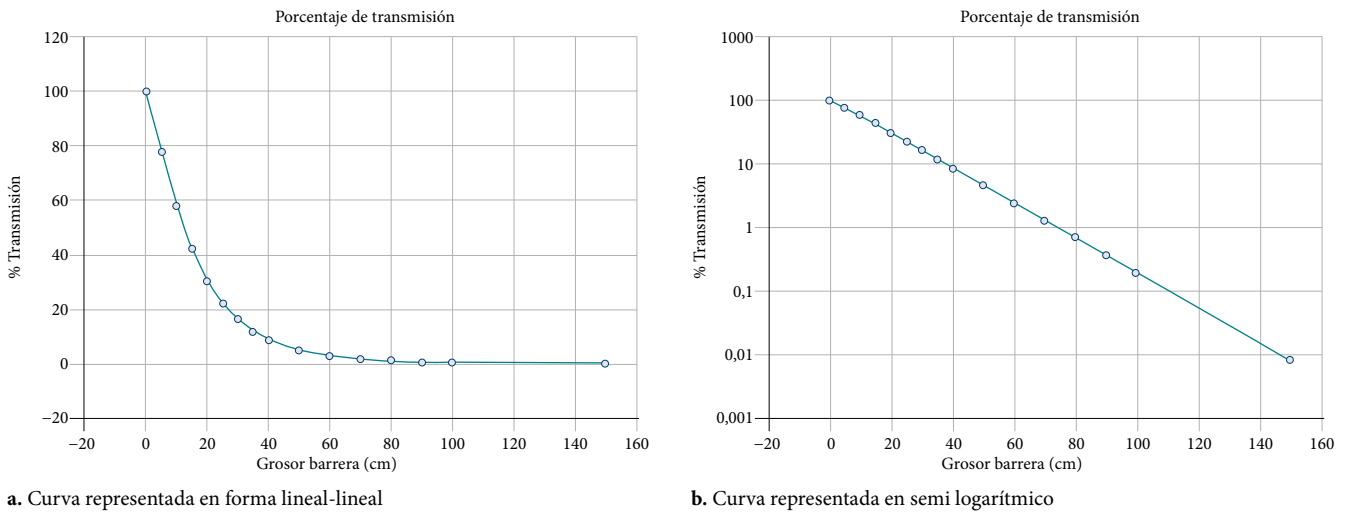
$$x = c \cdot \ln \left(\frac{b}{\% \text{ transmisión} - a} \right) \quad (5)$$

A estas medidas se les puede determinar la incertidumbre asociada mediante la ecuación 6 que corresponde con una propagación de errores expresada en forma general para una función $z(x, y, \dots)$ [12]:

$$\Delta z = \sqrt{\left(\frac{\partial z}{\partial x}\right)^2 \Delta x^2 + \left(\frac{\partial z}{\partial y}\right)^2 \Delta y^2 + \dots} \quad (6)$$

3. Resultados y análisis

El desarrollo de este trabajo representó una serie de desafíos entre los cuales estuvo la construcción misma del haz de radiación y con ello la posibilidad de otorgarle las características de un haz real de acelerador. Esto como, ya se describió, fue posible solucionarlo gracias al conocimiento y uso de la clase G4GeneralParticleSource (GPS) de *Geant4*. Así mismo, con el fin de dar pertinencia y de generar una buena representación de la realidad práctica a simular, fue necesaria una búsqueda tanto bibliográfica como de trabajo de campo,



a. Curva representada en forma lineal-lineal

b. Curva representada en semi logarítmico

Figura 3. Curva de porcentaje de transmisión en función del grosor de la barrera (concreto de densidad de $2,2 \frac{g}{cm^3}$) para acelerador Varian Clinac 21EX

para así identificar y utilizar el tipo y densidad de concreto más común por estar disponible comercialmente.

Una vez se contaba con los elementos necesarios para la construcción del código de simulación, se procedió a ejecutarlo, y con él realizar el cálculo de los diferentes % *transmisión* que se encontraban para diferentes valores del grosor de la barrera de concreto Portland construida [11]. Dicha barrera de concreto tenía asociada una densidad de $2,2 \frac{g}{cm^3}$ y estaba dispuesta según la configuración experimental mostrada en la figura 2.

Gracias al hecho de utilizar una gran cantidad de eventos, se obtuvo incertidumbre de los datos que no superaban en ningún caso el 5 % (en todos los datos, salvo el del grosor

de 150 cm no se superó ni el 1 %). Los valores de incertidumbre más altos fueron para los de grosor de la barrera más grandes. Esto tiene sentido, ya que el número de partículas que logran llegar al detector tras superar ese blindaje es bastante reducido, debido a que se da una importante atenuación que lleva a obtener una estadística escasa en esos casos. Cada una de las corridas, que arrojaban como resultado un punto en nuestras curvas de atenuación, tardó entre 6,5 h y 8 h. Los resultados se pueden observar en la figura 3.

Para este resultado se realiza un ajuste que tiene la forma de la ecuación 4, para el cual se obtiene un coeficiente de correlación $R^2 = 0,999$ asociado.

$$\%transmisión = (-0,0020 \pm 0,0002) + (104,92 \pm 0,03) e^{-\frac{x}{15,87340 \pm 0,00001}} \quad (7)$$

Por tanto, para un porcentaje de transmisión particular, es posible obtener el valor del grosor de barrera requerido mediante la ecuación 5, reemplazando los respectivos coeficientes encontrados, así:

$$x = 15,8734 \cdot \ln\left(\frac{104,92}{\%transmisión + 0,0020}\right) cm$$

Y de allí, como ejemplo, para una TVL que tiene asociado un 10 % de transmisión se encuentra:

$$x = 15,8734 \cdot \ln\left(\frac{104,9173}{10 + 0,0020}\right) cm = 37,309 cm$$

Cuya incertidumbre asociada se determina mediante una propagación de errores de los diferentes coeficientes involucrados en la ecuación 6:

$$x = 0,005 cm$$

Tabla 3. Valores de grosor requeridos para obtener los diferentes porcentajes de transmisión usando para su ajuste la ecuación 4

% de transmisión	Grosor (cm)	Aumento en el grosor (cm)
10	37,309 ± 0,005	37,309 ± 0,005
1	73,831 ± 0,005	36,52 ± 0,1
0,1	110,102 ± 0,005	36,27 ± 0,01
0,01	144,110 ± 0,008	34,01 ± 0,01
0,001	166,24 ± 0,02	22,13 ± 0,03

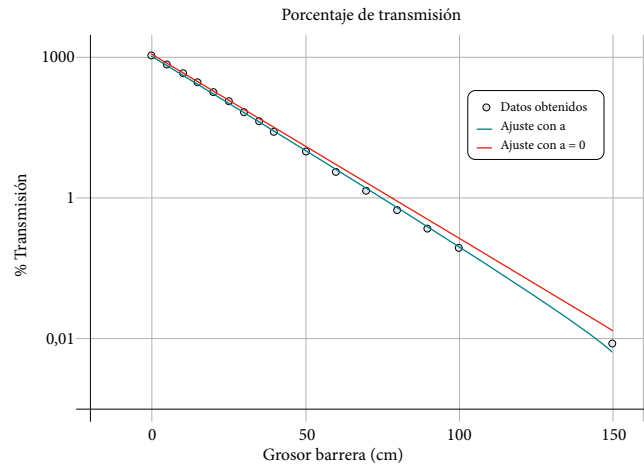
Siguiendo un análisis similar al anterior, se encuentra que para los siguientes porcentajes de transmisión requeridos es necesario construir barreras con los grosores que se detallan en la tabla 3.

Nótese que la tendencia en estos valores es congruente con lo afirmado por el NCRP [2], esto es, que existe un primer valor de TVL (TVL_1) más que los posteriores TVL. Sin embargo, según el NCRP, a partir de la segunda TVL se encuentran las que se denominan *TVL de equilibrio*, debido a que su valor no varía y esto no se observa en los valores encontrados (comparar la tabla 3 con la tabla 1b). Esto puede deberse a que a diferencia de lo hecho en el presente trabajo, en el que se trabaja la ecuación de ajuste 4, para el NCRP la curva a la que se debe ajustar es de la forma:

$$\% \text{ transmisión} = be^{-x/c} \quad (8)$$

Como puede observarse, este corresponde a un caso particular de la ecuación 4, tomando el coeficiente $a=0$. Para verificar cuál de los ajustes describe de forma más precisa lo encontrado de forma experimental (de tipo computacional en este caso), se procedió a graficar los datos obtenidos junto con lo encontrado tras aplicar los dos tipos ajustes. El resultado se ilustra en la figura 4.

En esta figura se obtiene un mejor ajuste al trabajar la ecuación de ajuste 4 que mantiene el coeficiente $a \neq 0$. Este hecho se corrobora, además, mediante el coeficiente de correlación R^2 , cuyo valor es $R^2=0,9991$ para la propuesta de ajuste aquí planteada; mientras que según el modelo propuesto por el NCRP (ecuación 8) se obtiene un $R^2=0,9988$. Incluso, las diferencias en los valores de los coeficientes de correlación R^2 se dan hasta la tercera cifra y por tanto se pueden considerar no significativos. Como se verá más adelante, esto puede implicar diferencias de hasta 25 cm en

**Figura 4.** Datos obtenidos de porcentaje de transmisión junto a curvas de ajuste para espectro de acelerador Varian Clinac 21EX

los grosores de barrera calculados; por consiguiente, no se puede descartar este resultado sin realizar un análisis más profundo de sus consecuencias.

Además, es importante tener en cuenta que, si bien parece que ambos ajustes son adecuados para describir lo encontrado, estas cantidades son utilizadas en cálculos que involucran otras magnitudes con sus propias incertidumbres, y que por propagación de errores estos efectos acumulados pueden crecer rápidamente. Por ello, cualquier optimización sobre esas cantidades podría representar mejorías significativas en el cálculo global. Si bien la propuesta planteada en este trabajo provee un mejor ajuste, no invalida la propuesta del NCRP, ya que brinda una herramienta apropiada y ampliamente validada, pero que está basada en una lógica conservativa para el diseño y construcción de blindajes para áreas controladas.

Sin embargo, se debe verificar qué tan importante puede llegar a ser este efecto, por ello la curva de ajuste que surge de aplicar la ecuación 8 es la expresada a través de la ecuación 9:

$$\% \text{ transmisión} = (102 \pm 1)e^{-x/(16,6 \pm 0,2)} \quad (9)$$

De esta es posible obtener los grosores de este concreto que se requerirían para alcanzar un porcentaje de transmisión particular. En la tabla 4 se detallan los valores de grosor de barrera asociados a diferentes porcentajes de transmisión requeridos.

Tabla 4. Valores de grosor requeridos para obtener los diferentes porcentajes de transmisión, usando para su ajuste la forma propuesta por el NCRP (ecuación 8)

% de transmisión	Grosor(cm)	Aumento en el grosor(cm)
10	38,6±0,6	38,6±0,6
1	77±1	38±2
0,1	115±1	38±2
0,01	153±2	38±3
0,001	191±2	38±4

Densidad del concreto Portland de 2,2 g/cm³.

Según la tabla 4, los resultados se ajustan mejor al comportamiento descrito por el NCRP y muestra en efecto la existencia de dos valores diferentes para la TVL (una TVL_1 inicial y otra de equilibrio, TVL_e). Ahora bien, con la intención de conocer cuáles serían los distintos grosores de las barreras si se aplicaran los diferentes modelos (el del IAEA con una única TVL, el del NCRP con TVL_1 y TVL_e o la aquí propuesta), se elaboró la tabla 5 para su cálculo.

Si se analizan los resultados reportados en la tabla 5, se hallan dos hechos de importancia. Por un lado, si se sigue la metodología del NCRP, donde se podía distinguir dos valores de TVL diferentes (TVL_1 y TVL_e), hay variaciones de más de 20 cm para porcentajes de atenuación requeridos bajos respecto a los valores publicados en la actualidad en el reporte 151 del NCRP (comparar columnas 2 y 4 de tabla 5). Esto puede deberse a variaciones en el haz utilizado, específicamente por su espectro, lo que obligaría a contar valores de TVL diferenciados según el espectro de haz empleado y con ello el acelerador en cada servicio.

Este hecho no puede descartarse sin realizar una revisión cuidadosa, pues implica, como se mostró en el caso particular de lo aquí descrito, que habría subestimaciones en el cálculo de blindajes tras emplear el modelo de cálculo sugerido por el NCRP.

Por otro lado, si bien las variaciones que se hallarían con los valores reportados en la actualidad por el NCRP y lo ob-

tenido en el presente trabajo no superan el 10 % (comparar columnas 2 y 5 de tabla 5), pueden implicar variaciones de hasta 7 cm para el caso particular del acelerador VarianClinac 21EX. Si se considera este aporte en suma con los aportes que pueden realizar los demás parámetros involucrados en el cálculo de blindajes, todos ellos también conservativos, parece razonable lo afirmado por el IPEN según el cual se pueden encontrar errores acumulados, por sobrestimación, que llevan a diferencias de hasta un orden de magnitud respecto a los resultados obtenidos en estudios de radiación en alrededores de la instalación [9].

4. Conclusiones

Si se comparan los datos hallados y reportados en la tabla 5, nos encontramos con el hecho de que los valores hallados por el método del NCRP y el de la IAEA son altamente conservativos y podrían implicar sobreestimación en el grosor de barreras de concreto de más de 20 cm extra. Esto podría sugerir la necesidad de cambiar de una lógica de cálculo en la que se establece una cantidad discreta de TVL para lograr un blindaje, a una en la que se realice esta labor mediante curvas continuas de atenuación que estén acordes a las condiciones de radiación reales que dependen tanto de la energía del haz como de la distribución espectral de este.

Si bien la historia ha mostrado que estas aproximaciones funcionan de manera adecuada, dado su carácter conservativo, es necesario reevaluarlas; pues si se analiza el mecanismo de cálculo de blindajes en su totalidad, se encuentra que este ya es lo suficientemente conservativo, y continuar siéndolo en el grosor de barrera, además de innecesario, llevar a incurrir en sobrecostos en la construcción de barreras de blindaje por requerir más material para su construcción, además de implicar un uso inadecuado de los espacios disponibles.

Tabla 5. Valores de grosor requeridos para obtener los diferentes porcentajes de transmisión, siguiendo para su cálculo los modelos del IAEA, el NCRP y el aquí propuesto

% Transmisión	Reportado en NCRP 151 (cm)	Modelo matemático IAEA con grosor cte (cm)	Modelo matemático NCRP con a=0 (cm)	Modelo utilizado para el cálculo	
				Propuesto en este trabajo	Desviación porcentual respecto a lo reportado en el NCRP 151
				Valor hallado (cm)	
10	37	38,6±0,7	38,6±0,6	37,309±0,005	1 %
1	70	77,2±1	77±1	73,831±0,005	5 %
0,1	103	115,8±2	115±1	110,102±0,005	7 %
0,01	136	154,4±3	153±2	144,110±0,008	6 %
0,001	169	193±4	191±2	166,24±0,02	2 %

Referencias

- [1] International Atomic Energy Agency, “*Radiation protection in the design of radiotherapy facilities*”, Safety Reports Series n.º 47, Viena, 2006. <https://www.iaea.org/publications/7197/radiation-protection-in-the-design-of-radiotherapy-facilities>
- [2] National Council on Radiation Protection y Measurements, “Structural shielding design and evaluation for megavoltage X and gamma-ray radiotherapy facilities: Recommendations of the National Council on Radiation Protection and Measurements. NCRP report n.º 151”, Bethesda, MD, 2005. <https://ncrponline.org/shop/reports/report-no-151-structural-shielding-design-and-evaluation-for-megavoltage-x-and-gamma-ray-radiotherapy-facilities-2005/>
- [3] Agencia Europea para la Seguridad y la Salud en el Trabajo (EU-OSHA), “Directive 2013/59 Euratom Protection against ionising radiation”, Bilbao, 2019. <https://osha.europa.eu/es/legislation/directives/directive-2013-59-euratom-protection-against-ionising-radiation>
- [4] International Commission on Radiological Protection (ICRP), “Recommendations of the international Commission on Radiological Protection”, Ontario, 2005.
- [5] International Atomic Energy Agency (IAEA), “IAEA safety standards for protecting people and the environment, radiation protection of the public and the environment, General Safety Guide n.º GSG-8”, Viena, 2018. https://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/PUB1781_web.pdf
- [6] International Atomic Energy Agency (IAEA), “IAEA safety standards for protecting people and the environment, occupational radiation protection, General Safety Guide n.º GSG-7”, Viena, 2018. https://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/PUB1785_web.pdf
- [7] J. E. Turner, *Atoms, radiation, and radiation protection*, 3.ª ed., Nueva York: Wiley, 2007. <https://doi.org/10.1002/9783527616978>
- [8] P. Andreo, D. Burns, A. Nahum *et al.*, *Fundamentals of ionizing radiation dosimetry*, 1.ª ed. Nueva York: Wiley, 2017.
- [9] P. Horton y D. Eaton, “Design and shielding of radiotherapy treatment facilities: IPEM Report 75”, 2.ª ed., Bristol: IOP Publishing, 2017. <https://iopscience.iop.org/book/978-0-7503-1440-4>
- [10] W. Culberson, S. Taneja, L. J. Bartol *et al.*, “Measurement of the energy spectrum of a 6 MV Linear Accelerator Using Compton Scattering Spectroscopy and Monte Carlo-Generated Corrections”, *International Journal of Medical Physics*, vol. 9, pp. 186-200, nov. 2020. <https://doi.org/10.4236/ijmpcero.2020.94017>
- [11] NIST, “Composition of Concrete, Portland”. [Internet]. <https://physics.nist.gov/cgi-bin/Star/compos.pl?matno=144>
- [12] A. M. Ardila-Vargas, *Física experimental. Colección notas de clase*, 2.ª ed., Bogotá: Unibiblos, 2007. http://ciencias.bogota.unal.edu.co/fileadmin/Facultad_de_Ciencias/Publicaciones/Imagenes/Portadas_Libros/Fisica/Fisica_experimental_I/FisicaExperimental.pdf

Actividad radiactiva de un electrodo de tungsteno toriado

Radioactive activity of a Thoriated Tungsten electrode

Alejandro Restrepo Giraldo¹, Juan Sebastián Ramírez Quintero¹

Citación: A. Restrepo Giraldo y J. S. Ramírez Quintero, “Actividad radiactiva de un electrodo de tungsteno toriado”, *Revista Investigaciones y Aplicaciones Nucleares*, n.º 6, pp. 90-101, 2022.

<https://doi.org/10.32685/2590-7468/invapnuclear.6.2022.632>

Revista Investigaciones y Aplicaciones Nucleares, 6, 90-101, 2022

Recibido: 4 de noviembre de 2021

Aceptado: 4 de febrero de 2022

Publicado en línea: 23 de marzo de 2022

Doi: <https://doi.org/10.32685/2590-7468/invapnuclear.6.2022.632>



Esta obra está bajo licencia internacional Creative Commons Reconocimiento 4.0.

Resumen

Se analiza una muestra de torio contenida en un electrodo de soldadura, mediante el uso de un contador Geiger-Müller modelo GMC-600, una cámara de niebla y un centelleador Canberra de NaI. Se caracterizan el contador Geiger y la muestra a partir de las especificaciones del fabricante y las bases de datos de estructura nuclear. Se propone un montaje para la determinación del rango en aire y el número total de decaimientos de la fuente radiactiva, y se enfatiza en la influencia de radiación de fondo y la geometría del montaje. Una vez se realiza este montaje, se reportan medidas y se interpretan desde la teoría y fuentes bibliográficas. Por último, se tienen en cuenta aspectos del riesgo de la manipulación de este objeto.

Palabras clave: torio, contador Geiger-Müller, radiactividad, detección, cadena de decaimiento.

Abstract

A thorium sample contained in a welding electrode is analyzed using a Geiger-Müller counter model GMC-600, a cloud chamber, and a Canberra NaI scintillator. The Geiger counter and sample are characterized using the manufacturer's specifications and nuclear structure databases. A setup is proposed for determining the range in air and the total number of decays of the radioactive source, emphasizing the influence of background radiation and mounting geometry. This mounting is carried out, measurements are reported and interpreted based on theory and bibliographic sources. Finally, aspects of the risk of handling this object are considered.

Keywords: Thorium, Geiger-Müller counter, radioactivity, detection, decay chain.

¹ Instituto de Física, Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia.

Autor de correspondencia: Alejandro Restrepo, alejandro.restrepo19@udea.edu.co

1. Introducción

La radiactividad es un asunto que comúnmente se entiende como algo poco frecuente, peligroso, relacionado con accidentes y eventos desastrosos en otros tiempos, como se evidencia en [1] y [2]. De hecho, los eventos relacionados con radiación ionizante son muy comunes en la naturaleza y todo el tiempo estamos sometidos a dosis de radiación provenientes del ambiente y los rayos cósmicos del espacio exterior [3]. En [4] se explica que la corteza terrestre contiene átomos radiactivos, en especial de torio, uranio y radón. Estos se utilizan en aplicaciones particulares de la industria y la medicina, incluso con productos de relativamente fácil acceso. Uno de estos es el que se analiza en este artículo: un ejemplar de electrodo de aleación tungsteno-torio al 2 %, el cual se puede adquirir en tiendas de soldadura.

Debido a la asequibilidad de este objeto, se pretende caracterizar y estudiar el riesgo de su manipulación en condiciones previas a su uso, es decir, la muestra sólida sin ser aplicada por un soldador, de manera que la interacción con la radiación sea solamente externa, sin ingestión de gases emitidos o contaminación del entorno, como sucede en los procesos de soldadura.

En la actualidad, las bases de datos de estructura nuclear permiten consultar libremente los tipos de decaimientos, energías características y estructura de miles de isótopos; estas, en conjunto con bibliografía sobre teoría de decaimientos,

detección de radiación, medidas y procedimientos de laboratorio adecuados, permiten un estudio extensivo de sustancias radiactivas para caracterizar muestras y evaluar procedimientos con ellas. Se recurre a esta información disponible para proponer y elaborar experimentalmente un montaje que tiene como principales objetivos medir el rango de la radiactividad y decaimientos por minuto de estos tipos de electrodos, para luego caracterizarlos y evaluar el riesgo de su manipulación.

2. Metodología

2.1. Contador Geiger-Müller y características

El modelo de contador Geiger-Müller usado es el GMC-600 del fabricante GQ Electronics. En [5] se especifica que este instrumento es sensible a radiación α , β , γ y rayos X. Contiene un tubo rectangular modelo SBT-11 de dimensiones $1,75 \pm 0,05 \text{ cm} \times 3,30 \pm 0,05 \text{ cm}$, con un tiempo muerto del orden de μs . Los niveles de radiación detectables son 3,0 MeV para decaimientos α , 100 keV para decaimientos β y 10 keV para radiación electromagnética. Este se observa en la figura 1. Además, permite el almacenamiento de datos y conexión a *software* especializado. Debido a estas características y a las de la cadena de decaimiento del ^{232}Th (véase sección de caracterización de la actividad de la muestra), este instrumento resulta adecuado para medir la actividad radiactiva de la muestra en cuestión.

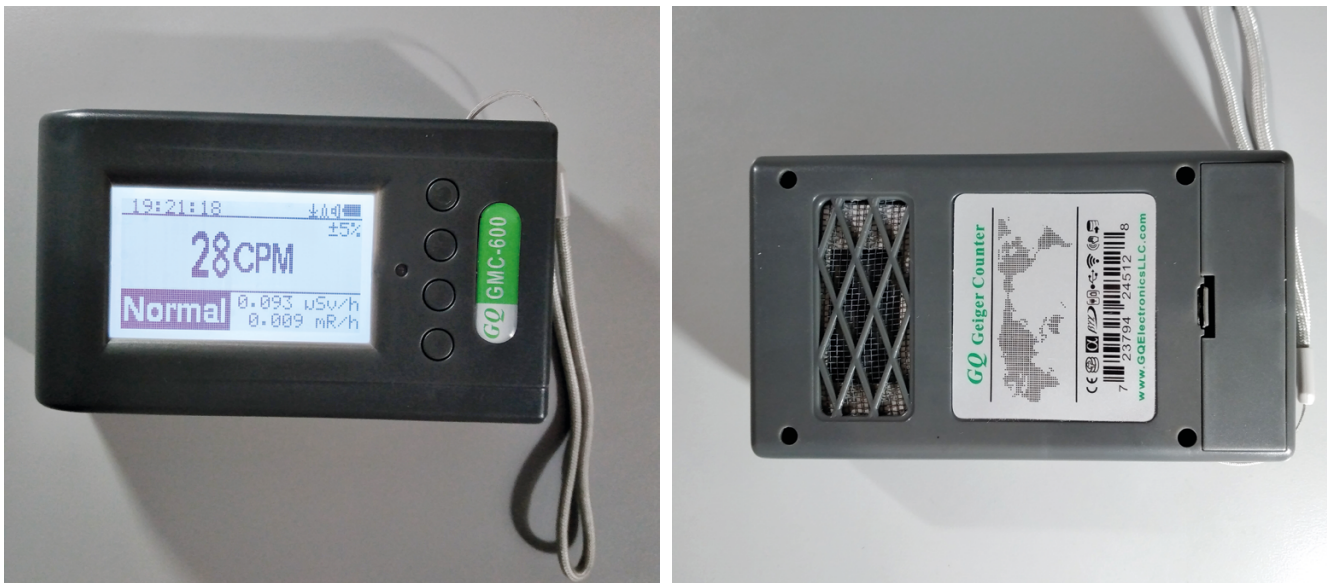


Figura 1. Contador Geiger-Müller GMC-600 vistas frontal y posterior



Figura 2. Muestra original y preparación

2.2. Muestra y preparación

La muestra es un electrodo de aleación de tungsteno-torio al 2 % de calibre 2,381 mm (3/32”) y masa 14 ± 1 g. Para un proceso de medición adecuado se requiere que esta sea lo más aproximado posible a una fuente puntual de radiación o una forma geométrica compacta. Debido a esto, el electrodo se cortó en piezas de aproximadamente 1 cm para ubicarlas en un área rectangular acorde a la forma del tubo del contador. De no realizarse esta preparación, la forma extensa de este dificultaría una medida adecuada de las partículas emitidas debido a la absorción por el aire y la geometría del detector. Luego de esta preparación, no se perdió masa detectable en el orden de gramos ni se afectó la actividad por presencia de recubrimientos oscuros sobre las piezas originados en el proceso de corte. Se posicionaron las piezas en un área rectangular de dimensiones $1,75 \pm 0,05$ cm \times $2,70 \pm 0,05$ cm, lo más juntas posibles sin superponerlas. Así, se aproximó la muestra a una fuente radiactiva plana de forma rectangular. La preparación se evidencia en la figura 2.

2.3. Montaje y procedimiento

Cualquier instrumento para medir radiactividad posee dos tipos de eficiencias de detección: intrínseca y absoluta. Se definen como:

ϵ_{int} = Pulsos detectados/Cuanto de radiación incidente en el detector,

ϵ_{abs} = Pulsos detectados/Cuanto de radiación emitido por la fuente.

La primera se relaciona con la probabilidad de que una partícula incidente en el volumen sensible del aparato sea

detectada; la segunda, con la probabilidad de que esta partícula incida en el volumen sensible debido a la distribución geométrica del aparato. En [3] se demuestra que se relacionan como:

$$\epsilon_{\text{abs}} = \epsilon_{\text{int}} \frac{\Omega}{4\pi} \quad (1)$$

Aquí, Ω es el ángulo sólido que subtiende el volumen sensible del detector respecto a la fuente. Si S es el número de cuantos de radiación emitidos, N el número de detecciones y si se asume que la emisión es isotrópica, se tiene:

$$S = \frac{N}{\epsilon_{\text{abs}}} = \frac{4\pi N}{\Omega \epsilon_{\text{int}}} \quad (2)$$

El cálculo de Ω puede ser complicado, incluso para formas geométricas simples. Debido a que la forma del tubo es rectangular, se escogió preparar la muestra en la misma forma y tratarla como una fuente plana extendida.

El montaje consistió en localizar el detector sobre la muestra preparada, de tal manera que el centro del tubo y del contenedor de esta estuvieran alineados y los planos que los contenían fueran paralelos. Esto se logró mediante marcas sobre la mesa que soportaba el montaje y la fijación del contenedor D sobre ella. Esto se observó desde varias perspectivas (figura 3). El soporte E , de altura variable, medía el alcance de la radiación en el aire, y el computador F recopilaba los datos. El procedimiento de medida consistió en fijar la altura del detector con la muestra posicionada como se describió antes, conectar el contador por USB a un computador y , mediante el *software* libre *GeigerLog* [6], guardar, graficar

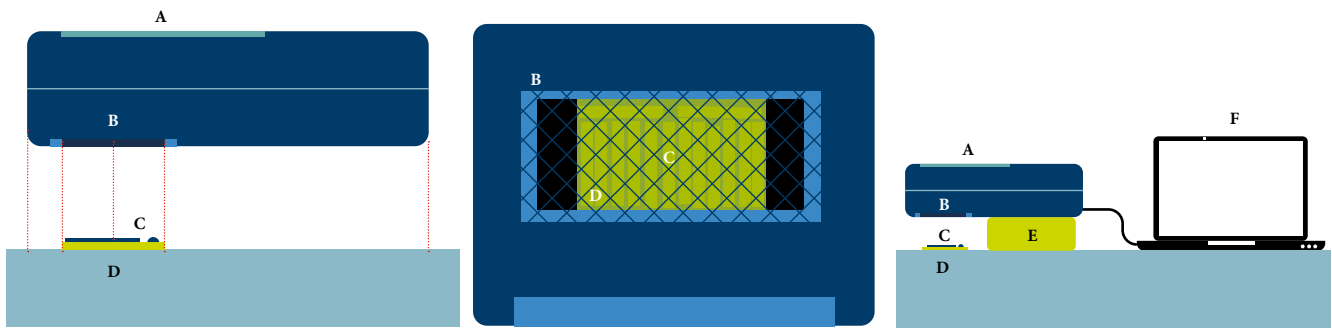


Figura 3. Montaje para las medidas

y procesar estadísticamente los datos recopilados durante un intervalo de tiempo definido. Posteriormente se aumentó la altura del contador respecto a la muestra y se repitió el proceso. Con este montaje, la radiación detectable fue aproximadamente el 50 % de la radiación total correspondiente a la emitida en dirección al detector. El otro 50 % sería absorbida por la mesa y no fue posible detectar. Esto acotó el ángulo sólido Ω a un valor máximo de 2π sr en la ecuación 2.

2.4. Caracterización de la actividad de la muestra

Como ya se describió, la muestra fue un electrodo de aleación de tungsteno-torio al 2 %. El torio decae espontáneamente y deja en su lugar isótopos hijos que a su vez decaen hasta llegar a un núcleo estable. El isótopo más abundante del torio en la corteza terrestre es el ^{232}Th , el cual tiene una abundancia natural en fracción molar de 0,9998(2) y se encuentra como el compuesto dióxido de torio ThO_2 [7]. La cadena de decaimiento se puede observar en la figura 4 con información del isótopo, tipo de decaimiento y vida media. Se desconocen muchas precisiones de la manufactura de la muestra; sin embargo, es factible asumir que inicialmente contenía en su mayoría ^{232}Th con cantidades despreciables de sus isótopos hijos y que fue fabricada hace menos de una década. Con estas suposiciones, se puede afirmar que esta se encuentra principalmente con presencia de ^{232}Th y comparando las vidas medias está alcanzando el equilibrio secular con el ^{226}Ra el cual a su vez se halla en equilibrio con el ^{228}Ac . Las energías características de cada decaimiento de la cadena se consultan en bases de datos de estructura nuclear, por ejemplo la NNDC [8] se utilizó en esta práctica. Para conocer el espectro de energía de la muestra se analizaron las intensidades absolutas de cada decaimiento en la cadena.

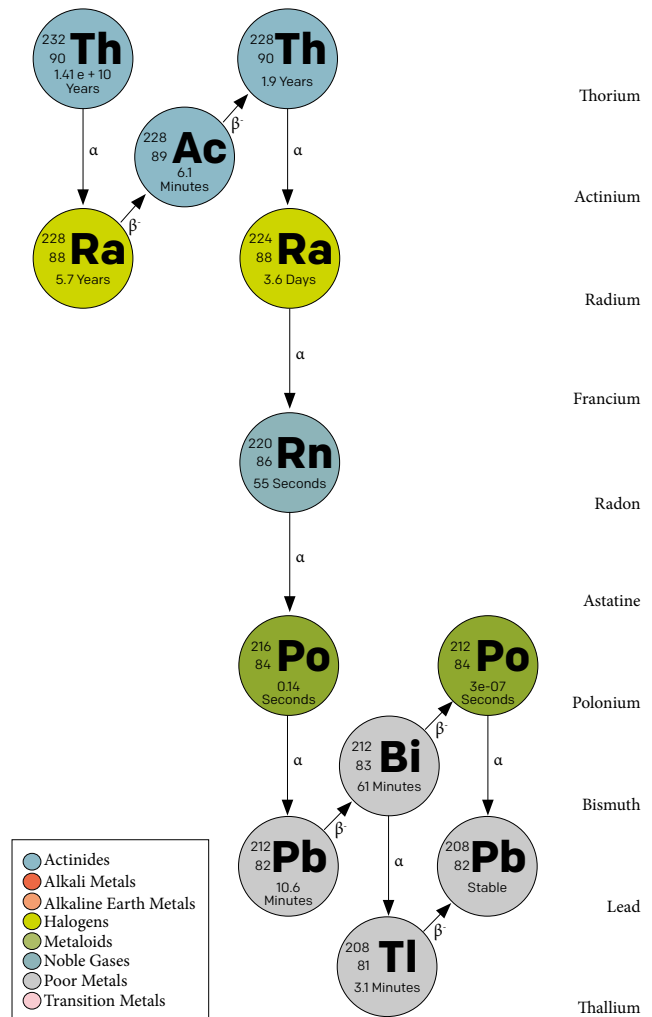


Figura 4. Cadena de decaimiento del torio

Fuente: Wikimedia Commons.

Además de decaimientos α y β , también existen decaimientos isoméricos o γ . Las intensidades absolutas y conversiones internas del espectro de toda la cadena se muestran en las figuras 5 y 6, respectivamente. Para la detección de rayos

γ con un contador Geiger-Müller son favorables las energías bajas [3]. Por tanto, las emisiones esperadas y detectables se encuentran en la región superior izquierda de la figura 5. Sin embargo, para los primeros isótopos de la cadena las intensidades son del orden de 10⁻⁶ a 10¹. Esto implica que la muestra tiene poca actividad γ y, por tanto, pocas conversiones internas. Otras emisiones posibles son rayos X provenientes de reconfiguraciones de los electrones en los átomos radiactivos. El contador fue sensible a estos decaimientos con alta eficiencia [3].

Para los decaimientos α y β, las emisiones esperadas y detectables se hallaron en la región superior a la derecha de la línea del nivel de radiación detectable de las figuras 7 y 8. Los decaimientos α de la muestra estuvieron totalmente cubiertos por el instrumento. Los decaimientos β fueron más complejos de detectar por su distribución energética entre 0 y una energía máxima E_{máx}. En la figura 8 se muestran las energías más probables E_{prob} siguiendo la teoría de Fermi [9] en donde se considera E_{prob} = 0,34 E_{máx}. Observando esto, el contador no detectaría con alta eficiencia los decaimientos del ²²⁸Ra y algunos de muy baja intensidad del ²²⁸Ac. Salvo esta excepción, se concluye que el detector es sensible a las emisiones significativas de la muestra con alta eficiencia y se considera adecuado para su medición.

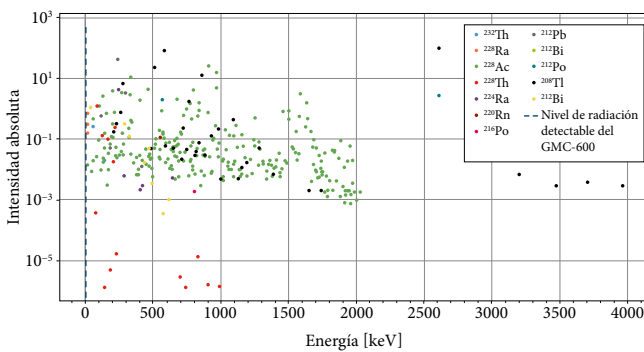


Figura 5. Intensidad absoluta del espectro γ de la cadena del ²³²Th. Herramienta Matplotlib

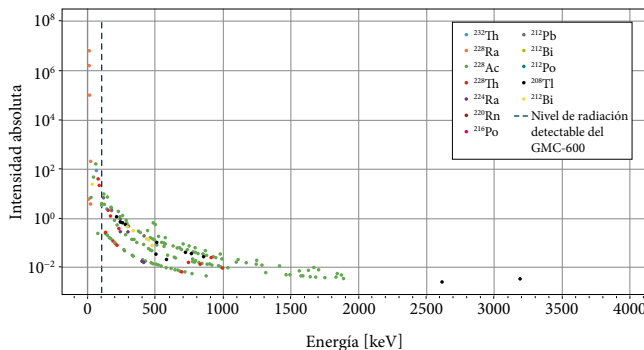


Figura 6. Conversiones internas de la cadena del ²³²Th. Herramienta Matplotlib

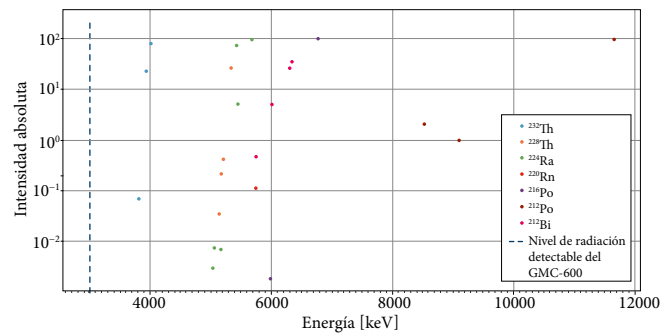


Figura 7. Intensidad absoluta del espectro α de la cadena del ²³²Th. Herramienta Matplotlib

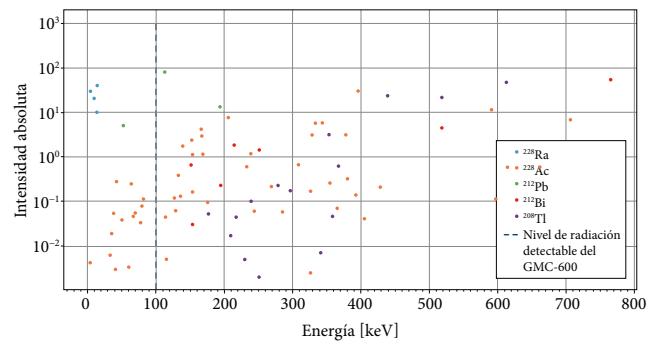


Figura 8. Intensidad absoluta de las energías más probables del espectro β de la cadena del ²³²Th. Herramienta Matplotlib

3. Observaciones y medidas

3.1 Cámara de niebla y centelleador

Es factible observar la radiación de fondo y de muestras radiactivas con un montaje construido a partir de materiales relativamente fáciles de obtener. En este caso, una cámara de niebla es un instrumento que consiste en un entorno cerrado de gas saturado susceptible a condensación por las partículas cargadas que lo ionizan. Con esta se pueden identificar los distintos tipos de radiación proveniente de decaimientos de núcleos atómicos y partículas fundamentales creadas en interacciones de los rayos cósmicos con los gases atmosféricos.

Partiendo de esta idea se construyó una cámara de niebla basándonos en [10], donde se observaron e identificaron los tipos de radiación ionizante de una muestra radiactiva y de la radiación de fondo. Para la construcción se usaron materiales caseros: alcohol isopropílico al 99,6% de concentración, hielo seco (CO₂) y, como muestra radiactiva, el electrodo de aleación de tungsteno-torio previo a la preparación descrita en la sección de muestra y preparación.

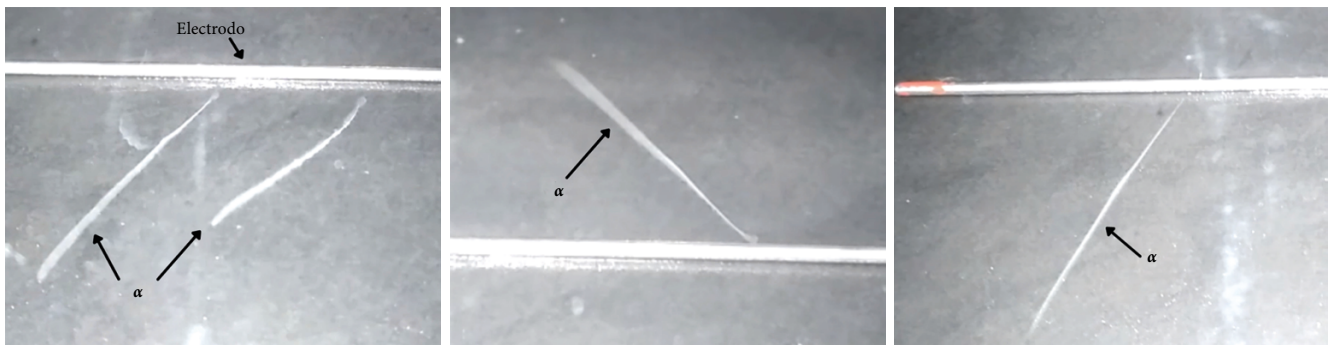


Figura 9. Decaimientos α de la muestra

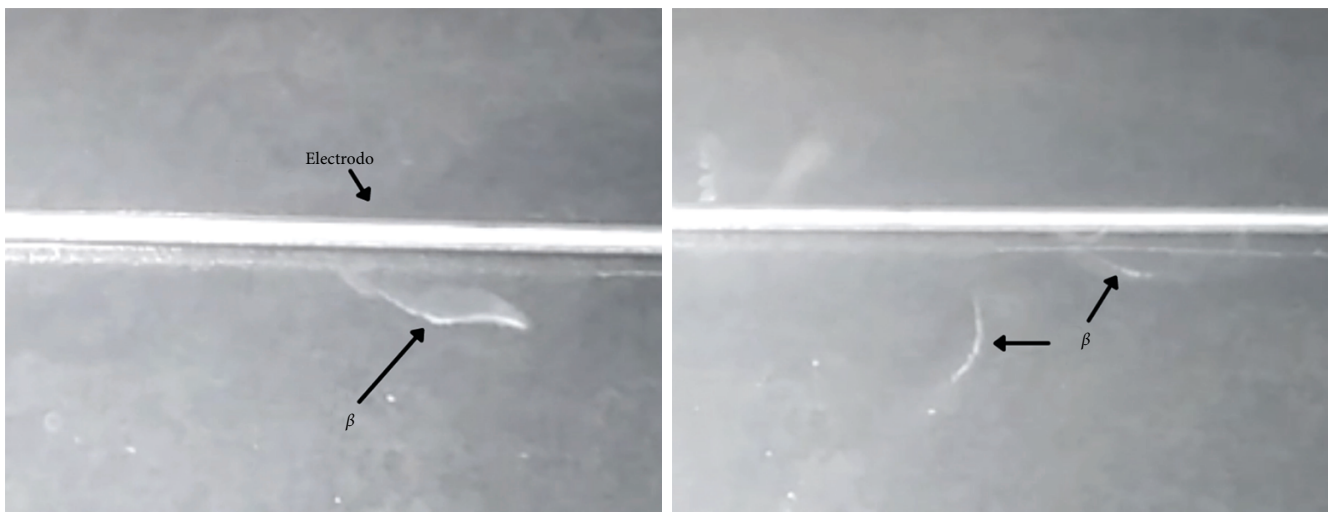


Figura 10. Decaimientos β de la muestra

Un recipiente de aluminio funcionó como estructura de la cámara sellada con celofán, el filtro se localizó en las paredes de la lata y se utilizó como absorbente del alcohol. El hielo seco se ubicó debajo del recipiente para enfriar el alcohol que se evaporaba del filtro y generaba una nube supersaturada de vapor en el interior de la cámara.

Cuando una partícula cargada y suficientemente energética interacciona con la nube de vapor, la ioniza. Los iones resultantes actúan como núcleos de condensación, formando gotas de alcohol que dan lugar a estelas, marcando así el camino de las partículas por un rastro de color blanco el cual permite identificar acorde a su forma que tipo de partícula atravesó la cámara. En esta se observaron las emisiones de partículas α que se visualizaban como estelas largas y rectas con un orden de centímetros de penetración en la niebla. La trayectoria de estas tuvo tal forma por su masa y energía relativamente alta. También se observaron unos posibles decaimientos β como estelas cortas y tortuosas (figuras 9 y 10).

El centelleador de yoduro de sodio (NaI) se calibró con 4 picos de fuentes de ^{133}Ba , ^{60}Co , y ^{137}Cs . La medida de la muestra se realizó en un intervalo de 30 minutos. El espectro y se observa en la figura 11 con los isótopos correspondientes a los picos más intensos de acuerdo con la referencia [11].

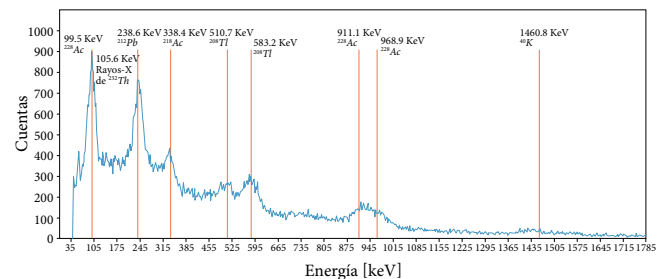


Figura 11. Espectro γ de la muestra con energías de mayor intensidad e isótopos correspondientes

3.2. Calibración del contador Geiger-Müller

El instrumento se garantiza calibrado por el fabricante en su proceso de manufactura. Sin embargo, usando la radiación de fondo es posible comparar con otros instrumentos en [12] donde se muestra un mapa de radiación de fondo en tiempo real. Este procedimiento sugiere un buen funcionamiento del detector.

3.3. Radiación de fondo

Al medir la actividad de una muestra en condiciones de un laboratorio común, la radiación de fondo interfiere en el proceso. El principal interés es la radiación natural del ambiente (la cual es de varios tipos provenientes de muchas fuentes [4]) y la de los materiales del propio instrumento. Esta es una contribución a la detección muy complicada de aislar por lo cual se optó por medidas independientes. El modelo GMC-600 posee varios modos de medida, los que se utilizaron en esta práctica fueron conteos por minuto (CPM) y de dosis equivalente en microsieverts por hora ($\mu\text{Sv/h}$) que se podía computar para este instrumento particular con la expresión

$$X * \frac{\mu\text{Sv}}{h} = 0,0065 \frac{\mu\text{Sv}}{h * \text{CPM}} Y * \text{CPM} \quad (3)$$

En donde X es la medida en $\frac{\mu\text{Sv}}{h}$ y Y la medida en CPM. La radiación reportada del propio instrumento es de $<0,2$ conteos por segundo, la cual se despreciará.

Para medir la radiación de fondo previamente a la radiación de una muestra usando un solo instrumento, es necesario que se hagan en la menor diferencia de tiempo posible y en el mismo lugar (o geográficamente alejando dependiendo del caso). Esto, con el propósito de encontrar el valor de fondo evitando variaciones espaciales y temporales significativas [13], [14] que interfieren en el momento de la medición. Para el caso particular de esta práctica, se localizó el contador (véase figura 3) con la muestra ausente y aislada, de tal manera que no interfiriera en este proceso. Se realizaron 600 medidas durante 30 minutos en dos sesiones; una noche y una mañana con los respectivos valores de fondo medidos a 2σ de incertidumbre de $33,34 \pm 11,54$ CPM y $33,67 \pm 11,60$ CPM. Se observó que los valores medidos en un intervalo de cerca de 15 horas fueron equivalentes teniendo en cuenta la incertidumbre. El registro de estas medidas se muestra en la figura 12.

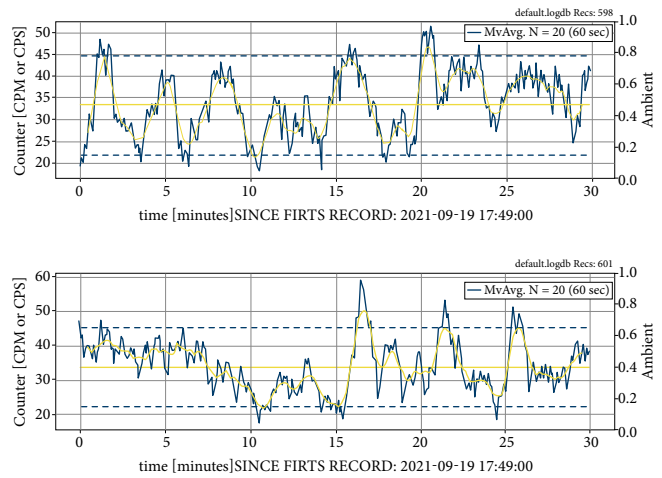


Figura 12. Medidas de la radiación de fondo en CPM de las dos sesiones. Herramienta GeigerLog

3.4. Actividad de la muestra en función de la distancia

Se localizó el contador como en la figura 3, con la muestra dispuesta de la manera descrita y se tomaron 600 medidas durante intervalos de 30 minutos para diferentes distancias de separación contador-fuente. Las medidas se realizaron en dos sesiones, por lo cual para los dos conjuntos de datos se utilizó la medida de radiación de fondo correspondiente. El tiempo entre medidas de la muestra no influye mucho debido a la larga vida media del torio que es de $1,41 \times 10^{10}$ años. Debido a que los tiempos de medida fueron iguales para el conteo de fondo A_F y el conteo neto muestra-fondo A_N , la actividad de la muestra A_M con 2σ de incertidumbre se reportó como en [3]:

$$A_M \pm 2\sigma_M = (A_M - A_F) \pm 2 \sqrt{A_M + A_F} \quad (4)$$

La ecuación 4 es independiente de las unidades usadas, en este caso aplica para CPM y $\mu\text{Sv/h}$. Los datos obtenidos se pueden consultar libremente en [15]. Estos se resumen en las tablas 1 y 2, y en la figura 13. En esta última se observa que la actividad se ajusta mejor a una ley del inverso de la distancia que del inverso al cuadrado. Toda fuente isotrópica puntual de radiación, ya sea de partículas o radiación electromagnética, sigue la ley del inverso de la distancia al cuadrado en el vacío; discrepancia que se debe probablemente a la absorción de la radiación en el aire. Se tomaron medidas hasta una distancia en la que la detección en el contador era prácticamente la actividad de fondo; es decir, las partículas

Tabla 1. Radiación de la muestra en CPM en función de la distancia

Sesión	Distancia[cm]	A _n [CPM]	σ _n [CPM]	Fondo [CPM]	A _n [CPM]	σ _n [CPM]
1	0,0	372,65	38,61	33,34	339,31	40,30
1	0,9	233,46	30,56	33,34	200,12	32,67
1	1,9	152,50	24,70	33,34	119,16	27,26
1	3,0	98,90	19,90	33,34	65,56	23,00
1	4,1	75,73	17,40	33,34	42,39	20,89
1	5,5	58,72	15,33	33,34	25,38	19,19
1	6,4	50,78	14,25	33,34	17,44	18,34
1	7,5	49,22	14,03	33,34	15,88	18,17
1	8,5	44,86	13,40	33,34	11,52	17,69
2	10,5	42,15	12,98	33,67	8,48	17,41
2	12,4	40,10	12,66	33,67	6,43	17,18
2	14,3	34,59	11,76	33,67	0,92	16,52
2	15,5	34,48	11,74	33,67	0,81	16,51

emitidas eran absorbidas en su totalidad por cierta longitud de capa de aire.

3.5. Rango de la radiación y estimación de decaimientos totales

El rango es la distancia máxima desde la fuente a la que se detecta su actividad radiactiva. Se han desarrollado funciones simples a partir de la teoría de dispersión de partículas cargadas que describen el rango de estas en un medio particular como función de su energía. Claramente existe una dependencia del tipo de radiación también. Para partículas α en aire se tiene [16]:

$$R_{\alpha}[cm] = \begin{cases} 0,56 E_{\alpha} & E_{\alpha} < 4 \text{ MeV} \\ 1,24 E_{\alpha} - 2,62 & E_{\alpha} > 4 \text{ MeV} \end{cases} \quad (5)$$

Para partículas β en aire se tiene [17]:

$$R_{\beta}[cm] = \begin{cases} 0,412 E_{\beta}^{1,265 - 0,0954 \ln(E_{\beta})/\rho} & E_{\beta} < 4 \text{ MeV} \\ 1,24 E_{\beta} - 2,62 & E_{\beta} > 4 \text{ MeV} \end{cases} \quad (6)$$

en donde se consideró el valor de la densidad del aire $\rho = 1,293 \times 10^{-3} \text{ g/cm}^3$. Los rangos de rayos γ en aire son de órdenes mucho mayores que los característicos del montaje, pero debido a la poca actividad γ de la muestra, no se consideran en este análisis. Los rangos de los decaimientos con las energías de la cadena se exponen en las figuras 14 y 15. De la sección anterior se observa que el rango es de aproximadamente $\approx 16 \text{ cm}$. Los decaimientos α de los primeros isótopos

de la cadena solo contribuyen a la actividad en los primeros 5 cm. De 0 a 16 cm contribuye la actividad β que es más penetrante, pero de caminos mucho más tortuosos debido a la poca masa de los electrones [3]. En particular se muestra que la actividad de los decaimientos del ^{228}Ac es la contribución más significativa en los últimos 5 cm de actividad detectable. Debido a que el rango medido es mucho menor que lo predicho por los isótopos más avanzados de la cadena, se puede afirmar que la muestra posee mayor cantidad de los primeros isótopos los cuales aportan mayoritariamente a la actividad total.

La unidad de medida decaimientos por minuto (DPM) hace referencia a los decaimientos de la muestra calculados, no necesariamente detectados. Dado que hubo indeterminaciones de Ω para la distancia igual a cero, este valor se aproximó directamente a $2\pi \text{ sr}$. El valor de ϵ_{intr} se tomó como 1, debido a que la mayoría del espectro energético de la muestra se encontraba por encima de los niveles detectables. Hay que tener en cuenta que esto es una simplificación adecuada, dada la poca actividad γ y las energías de los rayos α y β , con la excepción de los decaimientos β del ^{228}Ra los cuales fueron significativos. Con los análisis presentados, se puede hacer más énfasis en la eficiencia geométrica que la intrínseca, pues el contador Geiger-Müller usado cubrió la mayoría del espectro energético significativo en la muestra. Dicho esto, se estimaron los decaimientos totales como el producto entre la medida de la actividad a 0 cm multiplicado por 2, de acuerdo con la sección de montaje y procedimiento, resultando en $678,62 \pm 80,6 \text{ DPM}$.

Tabla 2. Radiación de la muestra en $\mu\text{Sv/h}$ en función de la distancia

Sesión	Distancia[cm]	A_n [$\mu\text{Sv/h}$]	σ_n [$\mu\text{Sv/h}$]	Fondo [$\mu\text{Sv/h}$]	A_n [$\mu\text{Sv/h}$]	σ_n [$\mu\text{Sv/h}$]
1	0,0	2,42	0,25	0,22	2,21	0,26
1	0,9	1,52	0,20	0,22	1,30	0,21
1	1,9	0,99	0,16	0,22	0,77	0,18
1	3,0	0,64	0,13	0,22	0,43	0,15
1	4,1	0,49	0,11	0,22	0,28	0,14
1	5,5	0,38	0,10	0,22	0,16	0,12
1	6,4	0,33	0,09	0,22	0,11	0,12
1	7,5	0,32	0,09	0,22	0,10	0,12
1	8,5	0,29	0,09	0,22	0,07	0,11
2	10,5	0,27	0,08	0,22	0,06	0,11
2	12,4	0,26	0,08	0,22	0,04	0,11
2	14,3	0,22	0,08	0,22	0,01	0,11
2	15,5	0,22	0,08	0,22	0,01	0,11

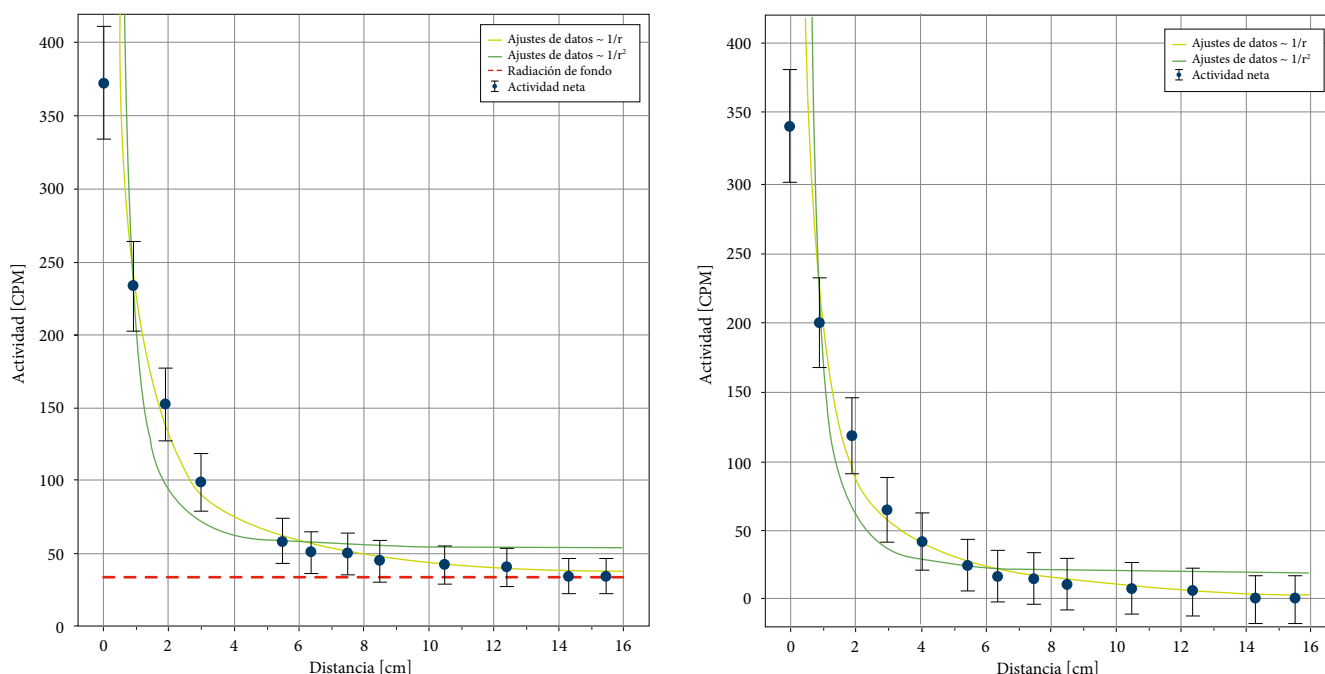


Figura 13. a) Actividad neta en CPM en función de la distancia y ajuste; b) actividad de la muestra en función de la distancia y ajuste. Herramienta *Matplotlib*

3.6. Manipulación y seguridad

Una observación para la cual no se reportan medidas consiste en la contaminación provocada por la muestra. Esta fue almacenada en contenedores plásticos que a su vez se ubicaban dentro de un contenedor de plomo para aislar completamente la radiación. No se encontró actividad en los contenedores ni en ningún material utilizado, lo que indicó que los átomos radiactivos estaban confinados en la aleación de tungsteno y no dejaban contaminación en lo que entraba en contacto con esta.

Respecto a la seguridad, la International Atomic Energy Agency (IAEA), en la guía *Application of the concepts of exclusion, exemption and clearance* [18], estipula que artí-

culos con radionucleidos de origen natural diferente al potasio, como es el caso de la muestra estudiada, de actividad específica menor a 1 Bq/g generalmente son exentos de regulación, por lo que pueden ser comercializados libremente sin representar ningún riesgo para la salud, según los artículos 4.2, 4.3 y 5.1-5.4 en [18]. Con lo estudiado, el número estimado de decaimientos de la muestra (con el detector localizado justo sobre esta, es decir, la medida a 0 cm) fue de $678,62 \pm 80,60$ DPM, lo que corresponde a $11,31 \pm 1,34$ Bq para los 14 ± 1 g de la muestra. En actividad específica, esto fue $0,81 \pm 0,09$ Bq/g. La muestra tuvo una concentración menor del valor considerado como influyente en la salud. Por tanto, estos electrodos son fuentes débiles de radiactividad y no requieren regulación. En caso de superarse este

valor, se procede a una restricción gradual según los artículos 5.1-5.4 de [18]. Sin embargo, este resultado aplica solamente para exposición externa; para exposición interna, como son los procesos de soldadura –esto es, inhalación o ingestión de material radiactivo–, el análisis es más delicado. Se dejan para revisión las citas [19], [20] y [21] en las cuales se analizan las técnicas en que se hace uso de estos electrodos y se realizan bajo condiciones controladas para la obtención de medidas de la actividad radiactiva del aire en el lugar del proceso. También se analizan riesgos, normativas y se sugieren buenas prácticas para la manipulación de estos elementos.

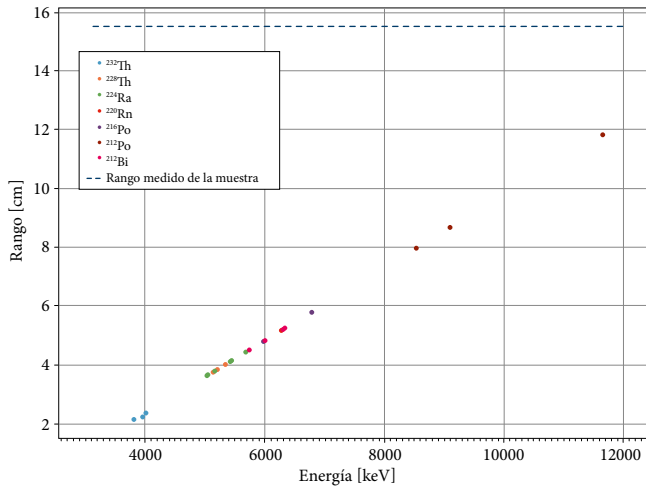


Figura 14. Rango de los decaimientos α . Herramienta *Matplotlib*

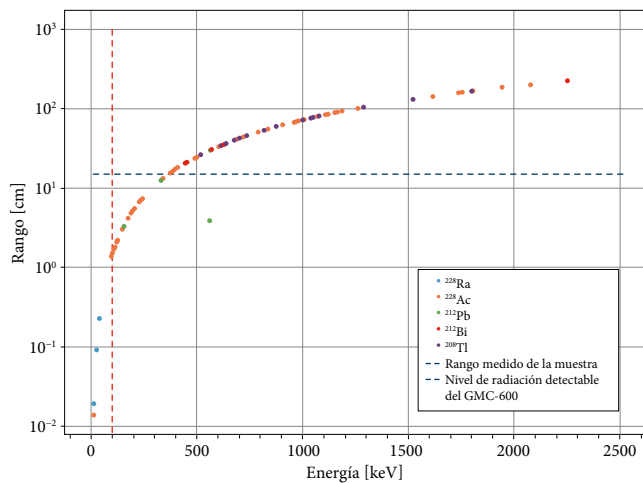


Figura 15. Rango de los decaimientos β con energías más probables. Herramienta *Matplotlib*



Figura 16. Almacenamiento de las muestras

4. Conclusiones

Se lograron los objetivos principales de determinación del rango de la muestra en aire con un valor aproximado de 16 cm, los decaimientos por minuto como 678 DPM y se resolvió que la muestra era menos activa como para causar efectos en la salud. En esta práctica se realizaron 9000 medidas en un montaje que consideró principalmente los efectos de la radiación de fondo y la geometría de su configuración, por lo que se descartaron efectos poco significativos como la radiación proveniente del instrumento, el *backscattering* de las partículas al llegar al detector, la autoabsorción de la muestra, entre otros.

Se propuso un procedimiento experimental y preparación de la muestra, de manera que pueda ser generalizado a otros instrumentos en prácticas similares. Esta fue caracterizada usando las bases de estructura y decaimientos nucleares, y se encontró principalmente actividad α y β en los rangos de 3-12 MeV y 0,001-2,3 MeV, respectivamente. Los alcances de los decaimientos α son de 2-12 cm y para los β de 0,01-900 cm. La muestra presentó actividad γ de baja intensidad con energías entre 0,01-4 MeV. La suposición de que solo los primeros isótopos de la cadena del ^{232}Th están presentes en cantidades significativas se refleja en que el alcance medido no superó los 16 cm aproximadamente.

Con el instrumento usado, se determinó la radiación de fondo en el lugar y momento de la práctica con un valor aproximado de 33 CMP. Mediante el ajuste de las medidas, se encontró que la emisión de esta muestra en particular se ajustaba a una ley $1/r$, no $1/r^2$, como era de esperarse para fuentes emisoras puntuales de energía electromagnética y partículas en el vacío. Tal particularidad es probablemente debida a la atenuación de la radiación en el aire. Una caracterización más detallada sería la obtención del espectro y mediante la cual se obtendría información de las concentraciones de cada isótopo y los decaimientos más significativos de este tipo.

5. Agradecimientos

El presente trabajo fue revisado por el docente José Patricio Valencia Valencia de la Universidad de Antioquia, de quien recibimos consejo y fue quien nos introdujo en el área de la física nuclear años atrás. Agradecemos a él, al Instituto de Física y a su cuerpo docente de quienes hemos aprendido todo lo relacionado a esta área. Agradecemos a la profesora Gloria María Díaz Londoño de la Universidad Nacional sede Medellín por su amabilidad y generosa colaboración en facilitarnos algunos de los instrumentos para esta práctica. Finalmente, pero no menos importante, agradecemos y dedicamos este trabajo a nuestras familias por su apoyo en nuestras carreras.

Referencias

- [1] G. Watts (2015, jul. 13). "Is your fear of radiation irrational?". [En línea]. Disponible en <https://mosaicscience.com/story/your-fear-radiation-irrational/>
- [2] D. Ropeik (2017, jul. 5). "Fear of radiation is more dangerous than radiation itself". [En línea]. Disponible en <https://aeon.co/ideas/fear-of-radiation-is-more-dangerous-than-radiation-itself>
- [3] G. F. Knoll, *Radiation detection and measurement*, Nueva York: John Wiley & Sons Inc., 2010.
- [4] L. Cerrito, *Radiation and detectors: An introduction to the physics of radiation and detection devices*. Cham: Springer, 2017. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-53181-6>
- [5] GQ GMC-600/GMC-600+ *Geiger Counter User Guide*, GQ Electronics, Seattle, 2021. Disponible en <https://www.gqelectronicsllc.com/GMC-600UserGuide.pdf>.
- [6] Ullix (2021 jul. 21). "GeigerLog: Python program for Geiger counters and Environmental Sensors". [En línea]. Disponible en <https://sourceforge.net/projects/geigerlog/>.
- [7] Korea Atomic Energy Research Institute, "Table of Nuclides". [En línea]. Disponible en <http://atom.kaeri.re.kr/nuchart/>.
- [8] National Nuclear Data Center [NNDC], "Evaluated Nuclear Structure Data File". [En línea]. Disponible en <https://www.nndc.bnl.gov/ensdf/>
- [9] S. G. Prussin, *Nuclear Physics for applications*, 1.ª ed, Weinheim: Wiley-VCH, 2007.
- [10] *Cloud Chamber. Do-it-yourself manual* (Versión 7). [En línea]. S'Cool LAB. Disponible en https://scoollab.web.cern.ch/sites/default/files/documents/20200521_JW_DIYManual_CloudChamber_v7.pdf
- [11] S. Sadasivan y V. M. Raghunath, "Intensities of gamma rays in the ^{232}Th decay chain", *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, vol. 196, n.º 2-3, pp. 561-563, 1981. [https://doi.org/10.1016/0029-554X\(82\)90153-7](https://doi.org/10.1016/0029-554X(82)90153-7)
- [12] GQ Electronics. "Real-Time Radiation World Map". [En línea]. Disponible en <https://www.gmcmmap.com/>.
- [13] S. Okabe, T. Nishikawa, M. Aoki *et al.*, "Looping variation observed in environmental gamma ray measurement due to atmospheric radon daughters", *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, vol. 255, n.º 1-2, pp. 371-373, 1987. [https://doi.org/10.1016/0168-9002\(87\)91132-6](https://doi.org/10.1016/0168-9002(87)91132-6)
- [14] P. E. Keller y R. T. Kouzes, "Influence of extraterrestrial radiation on radiation portal monitor", *IEEE Transactions on Nuclear Science*, vol. 56, n.º 3, pp. 1575-1583, 2009. <https://doi.org/10.1109/TNS.2009.2019618>
- [15] A. Restrepo (2021, sep. 20). *Geiger Counter Project Measurements*. [En línea]. Disponible en https://drive.google.com/drive/folders/1dgHZWEi0M1C_Xkkd_Xud3W3fpmtiLN5O?usp=sharing
- [16] W. H. Bragg y R. Kleeman, "On the α particles of radium, and their loss of range in passing through various atoms and molecules", *Philosophical Magazine Series*, vol. 10, n.º 58, pp. 318-340, 1905. <https://doi.org/10.1080/14786440509463378>

- [17] L. Katz y A. S. Penzolo, "Range-energy relations for electrons and the determination of beta-ray end-point energies by absorption", *Reviews of Modern Physics*, vol. 24, n.º 1, pp. 28-44, 1952. <https://doi.org/10.1103/RevModPhys.24.28>
- [18] *Application of the concepts of exclusion, exemption and clearance*, International Atomic Energy Agency [IAEA], 2004.
- [19] P. Carton, C. Dogan, J. Fortune *et al.*, "Thoriated tungsten welding electrodes - Radiation protection practical fact sheet", INIS-FR--19-0249, 2017.
- [20] E. Stranden, "Doses from the use of welding electrodes alloyed with thorium oxide", SIS--1980:8, 1980.
- [21] T. Ludwig, G. Seitz y K. E. Duftschmid, "Thorium exposure during welding and grinding with thoriated tungsten electrodes", *Radiation Protection Dosimetry*, vol. 103, n.º 4, pp. 349-357, 2003. <https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a006152>

Caracterización mediante espectrometría gamma y fluorescencia de rayos X de colimadores radiactivos para reducción de volumen en la Instalación Centralizada para la Gestión de Desechos Radiactivos

X-ray Gamma ray spectrometric and X Ray fluorescence characterization for radioactive collimators to volume reduction in the Centralized Facility for Radioactive Waste Management

Paula Arboleda¹, Liseth Ospina¹, José María Portilla¹, Johnny Gómez¹, Yonatan Zuleta^{1*}

Citación: P. Arboleda, L. Ospina, J. M. Portilla, J. Gómez y Y. Zuleta, “Caracterización mediante espectrometría gamma y fluorescencia de rayos X de colimadores radiactivos para reducción de volumen en la instalación centralizada para la gestión de desechos radiactivos”, *Revista de Investigaciones y Aplicaciones Nucleares*, n.º 6, pp. 102-109, 2022. <https://doi.org/10.32685/2590-7468/invapnuclear.6.2022.656>

Resumen

El Servicio Geológico Colombiano cuenta con la única Instalación licenciada para gestionar desechos y fuentes radiactivas en desuso en el país: Instalación Centralizada para la Gestión de Desechos Radiactivos (ICGDR). Entre las prácticas de procesamiento de desechos radiactivos se encuentra el tratamiento previo y el acondicionamiento como preparación para la disposición final; en ocasiones, se reciben unidades de desecho que deben someterse a reducción de volumen y segregación para facilitar que lo que vaya a permanecer en la zona controlada de almacenamiento transitorio de la ICGDR esté constituido exclusivamente por material radiactivo. En la actualidad, dentro de las unidades almacenadas a la espera de su acondicionamiento, se destacan varios colimadores que ocupan alrededor del 15 % de esta área y que contienen en su mayoría material no radiactivo. Con el objetivo de minimizar la ocupación de estos, y debido a la falta de un procedimiento para su procesamiento, se propone elaborar un protocolo para la reducción de volumen de unidades de desecho de este tipo, que incluye una guía para la segregación a través del desensamblaje y retiro de las piezas radiactivas. La identificación experimental de las partes de uranio empobrecido (U-238) fue posible a través de la implementación de técnicas *in situ* y portátiles: espectrometría de rayos gamma de alta resolución y fluorescencia de rayos X.

¹ Servicio Geológico Colombiano, Dirección de Asuntos Nucleares, Bogotá, Colombia.

* q. e. p. d.

Autor de correspondencia: Paula Arboleda, parboleda@sgc.gov.co



Gracias a esta metodología, se determinaron las piezas y características del material radiactivo que conformaban el colimador, y representaban un 10 % del volumen de la unidad de desecho inicial, y así proceder a su acondicionamiento y almacenamiento temporal. Por su parte, el armazón restante fue dispuesto fuera de la ICGDR como material aprovechable o residuo peligroso, de acuerdo con las características de peligrosidad de cada parte segregada. **Palabras clave:** fuentes radiactivas en desuso, uranio empobrecido, segregación de desechos, colimador.

Abstract

The Servicio Geológico Colombiano has the only facility licensed to manage waste and disused radioactive sources in the country: “Centralized Facility for Radioactive Waste Management (ICGDR, in Spanish)”. Radioactive waste processing practices include pretreatment and conditioning in preparation for final disposal; sometimes received waste units must be subjected to volume reduction and segregation to ensure that what will remain in the controlled area of transient storage of the ICGDR is constituted exclusively by radioactive material. Currently, within the units stored waiting for their conditioning, there are several collimators that occupy approximately 15% of this area and contain mostly nonradioactive material. With the aim of minimizing the occupation of these waste units, and due to the lack of a procedure for their processing, it is proposed to develop a protocol for the reduction of volume of waste units of this type, which includes a guide for segregation through disassembly and removal of radioactive parts. The experimental identification of the depleted uranium parts (U-238) was possible through the implementation of in situ and portable techniques: high-resolution gamma-ray spectrometry and X-ray fluorescence. Thanks to this methodology, it was possible to determine the parts and characteristics of the radioactive material that made up the collimator. The radioactive material represented 10% of the volume of the initial waste unit, allowing it to proceed to its conditioning and temporary storage, while the remaining frame was arranged outside the ICGDR as usable material or hazardous waste according to the hazardous characteristics of each segregated part.

Keywords: disused radioactive sources, depleted uranium, waste segregation, collimator.

1. Introducción

Por mucho tiempo, una de las modalidades en la práctica médica de radioterapia empleaba unidades de tratamiento con un cabezal con fuentes radiactivas selladas de cobalto 60 (Co-60) de alta actividad. En la actualidad, al entrar estos equipos en desuso, las fuentes radiactivas y su blindaje con uranio empobrecido (U-238) deben gestionarse como desechos radiactivos de manera segura, ya que representan un riesgo para la salud y el medio ambiente.

En Colombia, mediante el proyecto de cooperación internacional “Plan de consolidación nacional de fuentes radiactivas en desuso de alta actividad en poder de usuarios

externos” en su segunda fase, liderado por el Ministerio de Minas y Energía (MME), con contribución del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) y el Gobierno de Canadá, se logró el traslado, recepción y almacenamiento transitorio seguro de ocho cabezales con fuentes en desuso de Co-60 y sus colimadores de U-238 en la Instalación Centralizada para la Gestión de Desechos Radiactivos (ICGDR), provenientes de hospitales, institutos cancerológicos y clínicas del país.

La ICGDR operada por el Servicio Geológico Colombiano (SGC) desde 2010, con licencia de operación proporcionada por la autoridad reguladora (MME), cuenta con tres zonas controladas: almacenamiento transitorio, donde

se disponen los desechos radiactivos en espera de procesamiento; recepción y procesamiento, donde se manipulan, se aseguran y se acondicionan las unidades de desechos radiactivos; y almacenamiento temporal, donde se disponen los desechos por el tiempo estimado de operación de la ICGDR (70 años).

En la actualidad, los colimadores ocupan un volumen considerable en el área de almacenamiento transitorio de la ICGDR (15 %) y para su óptimo tratamiento como desecho radiactivo requieren segregación y reducción de volumen. Durante la recepción de estos elementos, se registraron tasas de dosis en un rango de 0,2 $\mu\text{Sv/h}$ a 44 $\mu\text{Sv/h}$. Debido principalmente al contenido (entre 0,2 % y 0,4 %) remanente del isótopo fisionable y más radiactivo: U-235 [1-2].

Los colimadores generalmente tienen piezas electrónicas y aleaciones de material no radiactivo que deben gestionarse según sus características (aprovechable, no aprovechable, residuo peligroso, etc.).

Por otro lado, dentro de la gestión de desechos radiactivos, la caracterización del material es indispensable para encarar la estrategia óptima de tratamiento y acondicionamiento como preparación para la disposición final [3].

Con el fin de identificar y definir la composición de cada pieza del colimador, se llevó a cabo la caracterización radiológica y análisis elemental mediante métodos semicuantitativos: espectrometría de rayos gamma de alta resolución con dos espectrómetros marca CANBERRA y Baltic Instruments; fluorescencia por rayos X (FRX) portátil de marca Thermo Scientific, disponibles en la Dirección de Asuntos Nucleares del SGC. Estas son técnicas no destructivas que pueden aplicarse *in situ* en la ICGDR.

2. Metodología

2.1. Elección de muestra

En las referencias de fabricantes hay once modelos de cabezales de Co-60 y sus colimadores, los más empleados son los que manufactura Atomic Energy of Canada Limited (AECL) con los modelos Theratron. Para cada modelo se asocia una masa en kilogramos de uranio empobrecido en el cabezal y al colimador [4-5].

Para el desarrollo de esta investigación, se seleccionó el colimador con masa total: 92 kg; volumen inicial: 90 cm^3 ; masa nominal de uranio empobrecido: 22,5 kg, de un cabe-

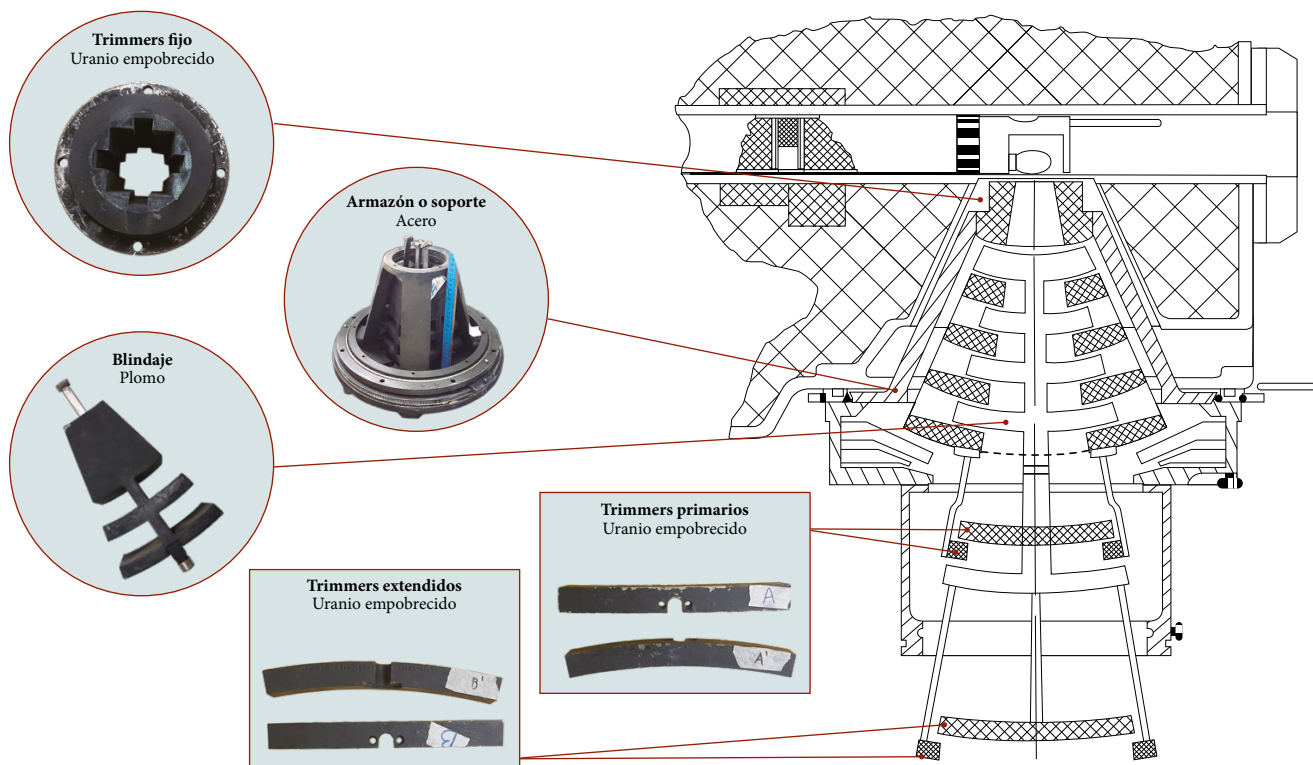


Figura 1. Partes del colimador

zal Theratron 780 serie 195; teniendo en cuenta los siguientes criterios: a) tasa de dosis más alta en contacto: 44,0 $\mu\text{Sv/h}$; b) cantidad de este modelo en inventario en almacenamiento transitorio; c) facilidad de acceso a información de la unidad.

El contenido radiactivo, principalmente de uranio empobrecido, en este tipo de colimadores de acuerdo con el *Manual de operación Theratron 780* [4], se debe a cinco piezas: cuatro barras rectangulares (*trimmers*) (2 extendidos y 2 primarios) y una pieza con forma de cilindro hueco (*trimmer fijo*) [4]. Las partes se identificaron experimentalmente mediante análisis puntuales de FRX y espectrometría gamma (figura 5), en las zonas indicadas en la bibliografía (figura 1).

2.2 Procesamiento de desechos radiactivos

Se realizó una operación de segregación de piezas de forma controlada, con herramientas mecánicas como: destornilladores, pinzas metálicas, cortafríos, llaves Bristol, llaves de copa y pinzas de presión. Dicha operación se ejecutó sobre la superficie de una estiba plástica forrada en vinipel, con el fin de contener las piezas resultantes de las maniobras de segregación. Así mismo, se adoptaron todas las medidas de seguridad y protección radiológica establecidas en el *Manual de protección radiológica de la ICGDR*. Durante cada actividad de separación se realizó monitoreo antes y después para descartar contaminación superficial de personal, herramientas y superficies. Cada pieza separada fue monitoreada con medidores portátiles: uno de tasa de dosis marca Thermo modelo Minirad 1000, y uno de contaminación marca Thermo Scientific modelo Radeye B20.

2.3 Caracterización por espectrometría de rayos gamma y fluorescencia de rayos X

La caracterización se realizó con los equipos relacionados en la tabla 1. Se tomaron frotis húmedos, que se analizaron mediante espectrometría gamma de alta resolución en el espectrómetro marca Canberra modelo GC-2018, con el fin de determinar la presencia de radionúclidos. Por otro lado, para las piezas radiactivas se elaboraron secuencias de análisis en

los espectrómetros Canberra y Baltic, en aras de identificar y cuantificar la cantidad de U-235 y U-238.

La espectrometría de alta resolución permite generar espectros donde se pueden diferenciar los radionúclidos por su energía de emisión gamma. Se procede con una calibración de energía por medio de una fuente con múltiples radionúclidos gamma, en intervalos de energía entre 59 keV y 1400 keV; posteriormente, una calibración por eficiencia con curvas de calibración previamente cargadas. Todo lo anterior tiene el propósito de identificar y cuantificar la cantidad de U-238 y U-235 presente en las piezas a través de picos característicos de energía emitidos por cada uno de los radionúclidos.

El montaje inicia con la ubicación de los equipos para la caracterización; se estimó la distancia (en centímetros) con la medición de la tasa de dosis (en $\mu\text{Sv/h}$), para lo cual se asumió una geometría de fuente puntual, para luego tomar el fondo natural de radiación durante 18 h sin blindaje en el área de procesamiento de la ICGDR, el cual se restó posteriormente de las mediciones a las piezas separadas del colimador.

Finalmente, las piezas segregadas se clasificaron según sus características: material aprovechable, residuo peligroso o desecho radiactivo.

2.4 Gestión de desechos

El material aprovechable (aleaciones metálicas) se gestionó de forma convencional; este se depositó en los contenedores dispuestos para tal fin (figura 2). Por su parte, los residuos considerados peligrosos no radiactivos de aparatos eléctricos y electrónicos, como cables, circuitos, etc., generalmente pesados, fueron llevados al centro de acopio para residuos peligrosos de la sede CAN del SGC, a la espera de ser entregados al gestor encargado. En el caso del blindaje de plomo, al ser un excelente material que reduce la exposición a rayos gamma, este se conservó en la ICGDR para ser usado como blindaje en futuras operaciones. Por último, el material radiactivo se recibió como una nueva unidad de desechos radiactivos en la ICGDR, donde se registraron las tasas de dosis en contacto y a un metro (tabla 1); luego, se tomaron

Tabla 1. Especificaciones técnicas de los equipos empleados

Equipo	Especificaciones	Software
Espectrómetro CANBERRA	HPGe coaxial, tipo P, eficiencia 20 %, Resolución 1,8 a 1,3 MeV.	Genie 2000
Espectrómetro BALTIC	HPGe coaxial, tipo P, eficiencia 10 %, Resolución 1,75 a 1,33 MeV.	SpectraLine
Equipo portátil de fluorescencia de rayos X	Tubo de rayos X, con ánodo de argón. Detector de Si-PIN	Niton Data Transfer NDT



Figura 2. Contenedores para material aprovechable

frotis húmedos que permitieron descartar la contaminación superficial de manera indirecta.

Se efectuó el procedimiento para descontaminación de superficies de la instalación y se tomaron muestras de material presente en las superficies del montaje de análisis, que previamente habían sido cubiertas con vinipel. Estas muestras, que consistieron en cáscaras de color negro que recubren el material aparentemente cerámico, presentaron tasas de dosis alrededor de 10 $\mu\text{Sv/h}$ y se analizaron en el espectrómetro gamma Canberra GC-2018.

Para corroborar que la masa reportada en la literatura coincidía con la hallada experimentalmente, se pesaron los cuatro *trimmers* extendidos, los primarios y el *trimmer* fijo.

Una vez finalizada la caracterización física y radiológica, se realizó lectura con el equipo portátil de fluorescencia de rayos X (FRX, tipo pistola) por 90 segundos a cada pieza (figura 3) con lo que se obtuvo la composición en porcentaje del uranio y otros metales presentes en las piezas.

2.4.1 Caracterización de desechos radiactivos

Se analizan los espectros tomados en energías características de la línea de decaimiento del radionúclido uranio empobrecido, tomando el pico en la energía característica del protactinio 234 (Pa-234) en 1001 keV en el caso de del uranio 238 y el pico emitido en la energía de 185,7 keV para el uranio 235, como se muestra en la figura 4.



Figura 3. Caracterización por FRX

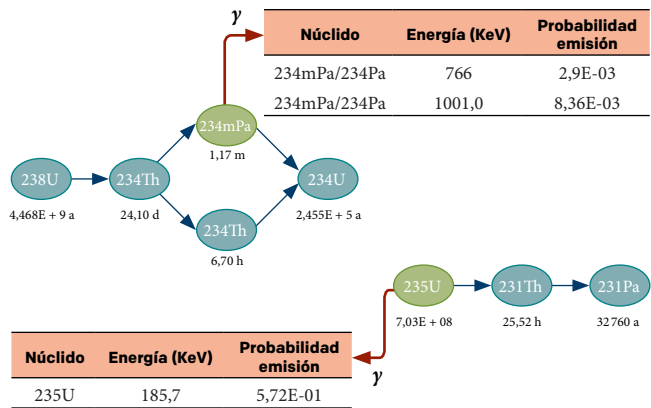


Figura 4. Energías características de análisis para la determinación de U-238 y U-235

Tabla 2. Características físicas determinadas

Elemento	Tasa de dosis en contacto (μSv/h)	Dimensiones (cm)	masa (kg)
Trimmer primario A	20,0	25,5 × 2,5 × 2,8	10
Trimmer extendido A'	15,0	25,5 × 2,5 × 2,8	
Trimmer primario B	20,0	25,5 × 2,5 × 2,8	
Trimmer extendido B'	15,0	25,5 × 2,5 × 2,8	
Trimmer fijo	15,0	ext= 13,5, int= 4, h= 6,6	12

Con la información recolectada a través de la espectrometría gamma de alta resolución, se analizó la cantidad de U-235 y de U-238 presente en las piezas radiactivas identificadas, con el fin de determinar el porcentaje de enriquecimiento de estas piezas, que debido a su contenido fisionable son objeto de salvaguardia por la OIEA [5].

3. Resultados

Durante la segregación de piezas, se identificaron cuatro *trimmers* extendidos de 2,5 kg cada uno y un *trimmer* fijo de 12 kg, las cinco piezas son principalmente de óxidos de uranio empobrecido (principalmente U-238) que representan una actividad estimada de 160 MBq; las tasas de dosis en contacto, dimensiones y masas de los elementos con U-238 se resumen en la tabla 2.

El análisis de cada una de las piezas se llevó a cabo mediante espectrometría gamma de alta resolución, con el uso de los espectros generados en los equipos Canberra y Baltic Instruments, para los picos característicos mencionados anteriormente; así se corroboró la presencia de U-235 y de U-238. La figura 5 presenta el espectro ejemplo de análisis.

Siguiendo con el análisis espectrométrico, se estimó la proporción de actividad de cada pieza con respecto a la relación de U-238 y U-235, lo que arrojó como resultado, un rango de proporción de actividad entre 88,5 a 89,5 de U-238; es decir, un rango entre 11,5 y 10,5 en la aparición de U-235. La figura 6 presenta la gráfica de proporción respecto a cada pieza.

Paralelamente, se analiza el porcentaje de uranio presente en la estructura de las piezas mediante el equipo de FRX, donde se puede observar que el *trimmer* fijo es el que más porcentaje de uranio tiene con 41,49 %p/p, como lo muestra la tabla 3. Por otro lado, fue posible identificar elementos metálicos como plomo, cadmio, cromo.

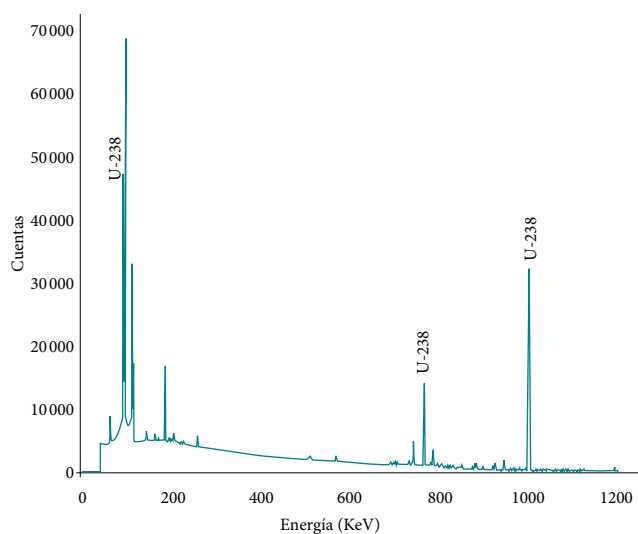


Figura 5. Espectro tomado al trimmer fijo

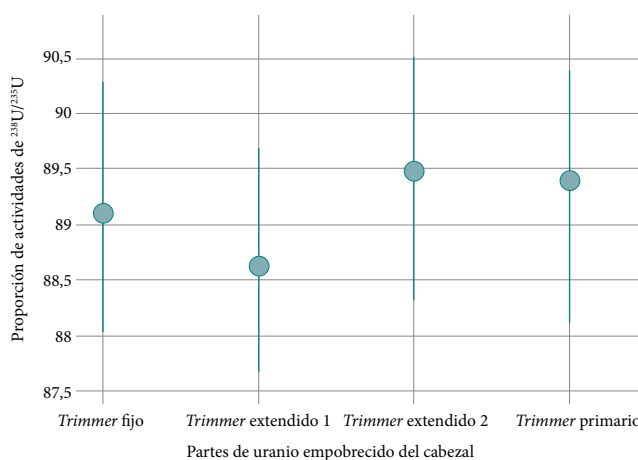


Figura 6. Proporción de actividad de U238/U235 en las piezas

Tabla 3. Porcentaje de uranio en las piezas por FRX

Pieza	Uranio %p/p
Trimmer fijo	41,49
Trimmers primarios	26,48
Trimmers extendidos	31,49

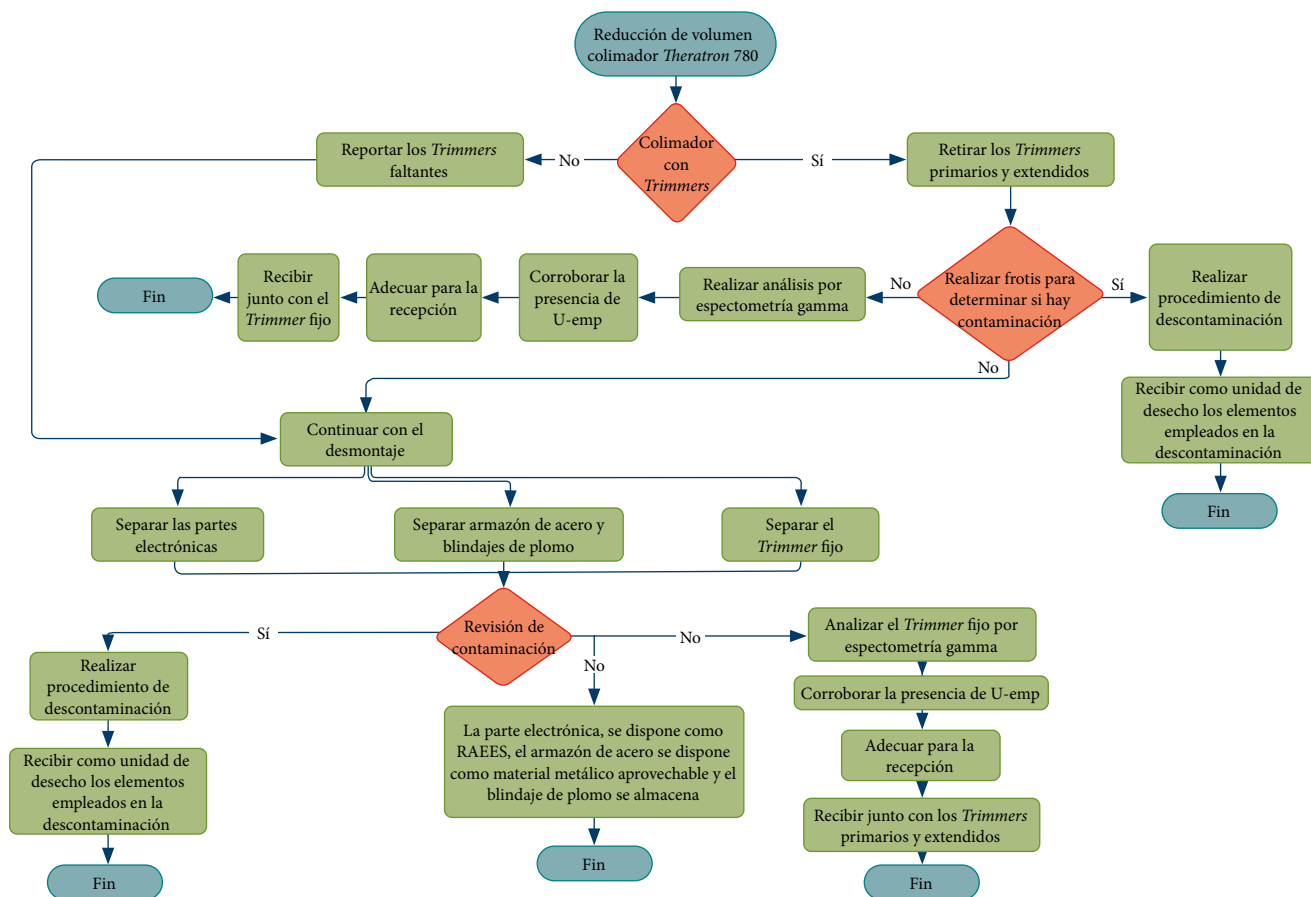


Figura 7. Protocolo de reducción de volumen

Por último, se compiló lo anteriormente descrito y las actividades realizadas con el propósito de establecer el protocolo de reducción de volumen para el colimador del cabezal Theratron 780 con serie 195. El diagrama del procedimiento resultante se muestra en la figura 7.

4. Conclusiones

Se consiguió la identificación de 5 piezas de uranio empobrecido (22 kg) presentes en el aparato colimador, mediante espectrometría gamma de alta resolución.

Con la segregación, se obtuvo una reducción de volumen aproximada de un 90 %.

Fue posible estimar la proporción de actividad entre el U-238 y el U-235 presente en las piezas donde se identificaron en un rango de 88,5 a 89,5.

Se confirmó que las piezas que contienen óxidos de uranio son el *trimmer* fijo, los *trimmers* primarios y los *trimmers* extendidos.

Lo presentado en este trabajo corresponde a resultados preliminares del proyecto de investigación de caracterización y acondicionamiento de los colimadores de los cabezales de teleterapia asociados al proyecto de cooperación internacional “Plan de consolidación de fuentes radiactivas de alta actividad”.

En varios casos, se evidenció arrastre de material particulado; es preciso determinar los riesgos radiológicos asociados a la dispersión de material radiactivo.

5. Recomendaciones

Para un estudio composicional más detallado, deben efectuarse análisis a través de otras técnicas de caracterización. Se recomienda ampliar los análisis de los *trimmers* con técnicas como la microscopía electrónica de barrido (SEM) y espectroscopia de rayos X de energía dispersiva (EDS) con el fin de revisar las aleaciones presentes en las piezas.

Se requiere una extensión de esta investigación para la reducción de volumen del resto de modelos de colimadores almacenados en el área de transitorio de la Instalación Centralizada para la Gestión de Desechos Radiactivos (ICGDR).

Referencias

- [1] International Atomic Energy Agency, *Safeguards implementation guide for states with small quantities protocols services*, Series 22, Viena, 2013.
- [2] D. Reilly, N. Ensslin, H. Smith *et al.*, *Passive nondestructive assay of nuclear materials*, Washington: U. S. Nuclear Regulatory Commission, 1991.
- [3] Organismo Internacional de Energía Atómica, *Glosario de seguridad tecnológica del OIEA*, Viena, 2007. [En línea]. Disponible en https://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/IAEASafetyGlossary2007/Glossary/SafetyGlossary_2007s.pdf
- [4] AECL MEDICAL, *Operator's Manual THERATRON 780 Cobalt 60 teletherapy unit*, Springfield, 1983.
- [5] OECD Nuclear Energy Agency e International Atomic Energy Agency, *Management of depleted Uranium*, París, 2001. [En línea]. Disponible en <https://www.oecd-neo.org/upload/docs/application/pdf/2019-12/3035-management-depleted-uranium.pdf>

Intercomparación de las dosis obtenidas con el sistema Fricke y en el Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica

Intercomparison of the doses obtained with the Fricke system and in the Secondary Standard Dosimetry Laboratory

Valeria Galeano¹, Yuly Meneses¹, Harvey Aguirre², Luis Peña¹, César Díaz¹, Julián Niño², Jormagn Abril²

Revista Investigaciones y Aplicaciones Nucleares, 6, 110-117, 2022
Recibido: 7 de septiembre de 2022
Aceptado: 7 de diciembre de 2022
Publicado en línea: 28 de diciembre de 2022
Doi: <https://doi.org/10.32685/2590-7468/invapnuclear.6.2022.674>



Esta obra está bajo licencia internacional Creative Commons Reconocimiento 4.0.

Citación: V. Galeano, Y. Meneses, H. Aguirre, L. Peña, C. Díaz, J. Niño y J. Abril, “Intercomparación de las dosis obtenidas con el sistema Fricke y en el Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica”, *Revista de Investigaciones y Aplicaciones Nucleares*, n.º 6, pp. 110-117, 2022. <https://doi.org/10.32685/2590-7468/invapnuclear.6.2022.674>

Resumen

La dosimetría Fricke es una técnica con múltiples aplicaciones, desde la industria alimentaria hasta la medicina. En las actividades cotidianas de la planta de irradiación gamma del Servicio Geológico Colombiano (SGC) se usan diferentes sistemas dosimétricos para el estudio de las dosis absorbidas en los materiales, entre ellos el sistema dosimétrico Fricke. En este trabajo se realizó la comparación de la dosis absorbida determinada en el Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica (LSCD), a partir de patrones trazables calibrados en el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), y la aplicación del protocolo IAEA TRS 398, en el irradiador G100 Hopewell Design que contiene una fuente de Co-60, con las dosis obtenidas mediante el sistema Fricke usado rutinariamente. Se aplicaron los protocolos establecidos en la norma ISO-ASTM 51026 “Práctica estándar para el uso del sistema de dosimetría Fricke”. Se elaboró la curva de calibración de los dosímetros Fricke, de la cual se obtuvo el parámetro experimental para el cálculo de la dosis absorbida en las condiciones ambientales particulares de la instalación; el sistema mostró un comportamiento lineal en el rango de 100 Gy a 350 Gy. Teniendo en cuenta el valor experimental de dosis obtenido con dicho sistema, se realizó la intercomparación con la dosis conocida determinada en el LSCD obteniendo una diferencia en el rango de dosis mencionado no mayor al 3,7% y una incertidumbre del 3% con una confiabilidad del 95%.

Palabras clave: radiación ionizante, sistema dosimétrico Fricke, dosis absorbida.

¹ Universidad Distrital Francisco José de Caldas, Bogotá, Facultad de Ciencias, Colombia.

² Servicio Geológico Colombiano, Bogotá, Colombia.

Autor de correspondencia: Claudia Valeria Galeano Farfán, valeriagf09@gmail.com

Abstract

Fricke dosimetry is a technique with multiple applications, from the food industry to medicine. In the daily activities of the gamma irradiation plant of the Servicio Geológico Colombiano (SGC), different dosimetric systems are used to study the absorbed doses in materials, among them the Fricke dosimetric system. In this work, a comparison was performed between the doses obtained by the routinely used Fricke system with the absorbed dose determined in the Secondary Dosimetric Calibration Laboratory (LSCD) from traceable standards calibrated at the International Atomic Energy Agency (IAEA) and the application of the IAEA TRS 398 protocol in the G100 Hopewell Design irradiator containing a Co60 source. The protocols established in ISO-ASTM 51026 “Standard practice for the use of the Fricke dosimetry system” were applied. The calibration curve of the Fricke dosimeters was elaborated, from which the experimental parameter was obtained for the calculation of the absorbed dose in the environmental conditions of the facility; the system showed a linear behavior in the range of 100 Gy to 350 Gy. Considering the experimental dose value obtained with this system, an intercomparison was made with the known dose determined in the LSCD, obtaining a difference in the mentioned dose range of no more than 3.7% and an uncertainty of 3% and a reliability of 95%.

Keywords: Ionizing radiation, Fricke dosimetry system, absorbed dose.

1. Introducción

La emisión o propagación de energía formada por fotones o partículas que al interactuar con la materia producen iones directamente o indirectamente se denomina *radiación ionizante* [1]. Estas emisiones, al tener la suficiente energía para ionizar la materia, pueden ser aprovechadas para la ionización de moléculas de material genético de elementos patógenos presentes en los materiales.

Gracias a esta cualidad, las radiaciones ionizantes se pueden aprovechar en varias aplicaciones como radioterapia, esterilización de material quirúrgico, desinfección de alimentos, variabilidad genética en especies vegetales, entre otros.

En la industria alimentaria, un proceso efectivo para el control y eliminación de microorganismos, especialmente patógenos presentes en los alimentos, es la irradiación gamma [1]. En la irradiación de alimentos, como en cualquier otro método que involucre la manipulación de productos para el consumo humano, es importante mantener y cumplir parámetros a partir de normas ya establecidas, como la norma ISO 14470 del 2011 “Requisitos para el desarrollo, validación y control rutinario del proceso de irradiación me-

dante radiación ionizante para el tratamiento de alimentos” [2]. Este método consiste en exponer durante un tiempo determinado al alimento a radiaciones ionizantes, con lo que se logra una incidencia directa sobre las moléculas de DNA en los microorganismos [3]. Al irradiar una sustancia, es necesario tener el control de las dosis absorbidas, es decir, la cantidad de energía absorbida por unidad de masa de un material, en este caso, del alimento [4].

La dosis absorbida (D) es una magnitud genérica, definida para cualquier tipo de radiación o material como la energía media impartida por la radiación ionizante ($d\bar{\epsilon}$) por unidad de masa (dm) [5]. Entonces se obtiene la ecuación (1):

$$D = d\bar{\epsilon}/dm \quad (1)$$

Para dosímetros químicos, como el Fricke (ecuación 2):

$$D = \frac{\Delta Abs}{e.G.p.d} \quad (2)$$

En donde: ΔAbs corresponde a la diferencia de la absorbancia del dosímetro antes y después de la irradiación.

e = coeficiente de absorción molar ($\text{m}^2 \cdot \text{mol}^{-1}$).
 G = rendimiento químico ($\text{mol} \cdot \text{J}^{-1}$).
 ρ = densidad de la solución dosimétrica, $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$
 d = longitud de la trayectoria óptica en la solución, m

La unidad de dosis absorbida en el SI, es el Gray (Gy) (ecuación 3):

$$1 \text{Gy} = 1 \text{ J/kg} \quad (3)$$

La dosimetría se encarga de cuantificar la dosis absorbida por un sistema químico, físico o biológico; es decir, determina la cantidad de energía depositada en un material u objeto [6], [7]. Esto se realiza mediante un sistema dosimétrico compuesto por dispositivos (dosímetros) que al ser irradiados manifiestan un cambio cuantificable que se relaciona con la dosis absorbida en un material dado [8]. Este sistema también cuenta con instrumentos de medición junto con sus patrones de referencia y procedimientos para su uso [5].

La dosimetría es un método que se puede clasificar según las características inherentes del dosímetro. Se tienen dos tipos, tipo 1: de alta calidad metrológica, cuya respuesta se ve afectada por las magnitudes de influencia individuales de una manera bien definida que puede expresarse en términos de factores de corrección independientes; y tipo 2: la respuesta se ve afectada por las magnitudes de influencia de una forma compleja que no puede expresarse en términos de factores de corrección independientes [5].

La dosimetría se puede clasificar según su campo de aplicación, bien sea como estándar de referencia o como sistema de rutina; ambos pueden ser empleados para procesos de medición. A su vez, los sistemas de referencia son el patrón a seguir para los sistemas de rutina [5].

La dosimetría Fricke se puede aplicar en campos como la industria alimentaria, la medicina, la investigación nuclear, entre otros [6], [7].

El presente trabajo se centra en la preparación e intercomparación del sistema dosimétrico Fricke, para determinar la dosis absorbida en agua gracias a su alta precisión y trazabilidad. Su estandarización se encuentra en la norma ISO-ASTM 51026 [9], y su dispositivo de detección es un dosímetro conformado por una solución de sulfato de amonio ferroso hexahidratado ($\text{FeSO}_4 \cdot (\text{NH}_4)_2\text{SO}_4 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$) (sal de Mohr) que indica la dosis absorbida por un aumento en la absorbancia óptica a una determinada longitud de onda por

la oxidación de los iones ferroso a férrico ($\text{Fe}^{2+} \rightarrow \text{Fe}^{3+}$) [10]. Es importante conocer que la solución es extremadamente sensible a las impurezas orgánicas y a las trazas de iones metálicos; al preparar la solución Fricke se debe recurrir a productos químicos de alto grado analítico junto con un agua de alto grado de pureza [11]. El oxígeno presente en la solución es el que da el límite del dosímetro Fricke, ya que para que ocurra la oxidación de los iones ferrosos —el cual es fundamento del dosímetro—, es necesaria la presencia de oxígeno. Se han estudiado ampliamente las aplicaciones de la dosimetría Fricke; debido a su facilidad de elaboración, bajo costo y fácil transporte, es aplicado en la irradiación de alimentos, esterilización de insumos médicos [12] y en el área de radioterapia [13]. Al ser un sistema dosimétrico de referencia, reporta dosis con una precisión del 0,1 % para los rayos γ y de ^{60}Co [5].

Cada dosímetro es irradiado con rayos gamma que, en este caso, son producto de la desintegración cobalto-60 (^{60}Co), usado como fuente de energía en el presente trabajo [10]. Los rayos gamma interactúan con la materia y colisionan con las capas electrónicas de los átomos con los que se cruzan, por lo que pierden lentamente su energía y pueden atravesar grandes distancias [14], [15]. Esta energía se transmite a uno de los electrones del átomo, y hace que este sea expulsado de las órbitas atómicas, lo que genera un reordenamiento en la estructura atómica y produce el cambio de estado del ion Fe^{2+} a Fe^{3+} [10]. Según la norma ISO-ASTM 51026 [9], el rango de dosis impartida al sistema dosimétrico Fricke debe ser de 20 a 400 Gy, el cual es el rango considerado en el presente trabajo. A partir de las aplicaciones de la dosimetría química en la metrología y en la irradiación de alimentos, se considera de interés su estudio.

El objetivo de este trabajo fue realizar una intercomparación entre la dosis absorbida hallada con el sistema dosimétrico Fricke, de acuerdo con la norma ISO-ASTM 51026 [9], sistema de rutina en la Planta de Irradiación Gamma del Servicio Geológico Colombiano (SGC) y la dosis absorbida determinada en el LSCD.

2. Metodología

Para la preparación y manipulación de la solución Fricke, siguiendo la norma ISO-ASTM 51026 [9], se empleó exclusivamente material de vidrio. En principio se preparó 1 L de

solución de ácido sulfúrico a 0,4M de la siguiente manera: se pesaron 41 g de ácido sulfúrico al 96,7% del fabricante Merck, para luego llevarlo a un matraz en donde se aforó a un volumen de 1 L con agua tridestilada. Esta disolución final fue el disolvente usado para la preparación de la solución Fricke.

Posteriormente, para preparar la solución Fricke se empleó un balón aforado de 1 L al cual se adicionó 0,392 g de sulfato de amonio ferroso hexahidratado $((\text{NH}_4)_2\text{Fe}(\text{SO}_4)_2 \cdot 6\text{H}_2\text{O})$ con un grado de pureza de grado analítico del fabricante Merck y 0,058 g de cloruro de sodio (NaCl) con un grado de pureza de grado analítico del fabricante Merck aforando a 1 L con la solución de ácido sulfúrico preparada anteriormente a 0,4 M. Se agitó durante 30 minutos para incorporar oxígeno a la solución. Una vez preparada la solución, se cubrió el balón con papel aluminio para impedir cualquier contacto con la luz y se refrigeró en la nevera a 4 °C.

Se lavaron con agua y jabón junto con un proceso de secado en horno aproximadamente 22 ampollitas de color ámbar para ser llenadas con la solución dosimétrica, es decir, la solución Fricke; se evitó dejar residuos de la solución en el cuello de la ampollita al envasar, se tapó su boquilla con papel adhesivo inmediatamente después de llenarlas. Se procuró manejar la solución en lugares oscuros para impedir la oxidación de la solución y se guardó en la nevera a una temperatura aproximada de 4 °C.

La irradiación de los dosímetros se realizó en condiciones controladas, a una temperatura constante de 18 °C (en el LSCD de la Dirección de Asuntos Nucleares del SGC), en un irradiador G100 Hopewell Designs. En la figura 1 se observa la configuración de los dosímetros frente a la fuente de irradiación de cobalto-60 en el irradiador G100 Hopewell Designs, ubicados a un metro de la fuente, con tasa de dosis de 40 Gy/h, obtenida con cámara de ionización con una incertidumbre del orden del 3 % (tabla 3); información suministrada por el personal del LSCD. A partir de esta, se calculó el tiempo necesario para que cada dosímetro alcanzara la dosis deseada. Se usó un campo de radiación de $10 \cdot 10 \text{ cm}^2$, donde solo se podían irradiar cuatro dosímetros a la vez, uno junto al otro, despreciando la dispersión que podría ocurrir entre ellos al ser un valor muy pequeño. A medida que la dosis deseada se acumuló en cada dosímetro, se reemplazó por uno nuevo hasta que este alcanzara su dosis respectiva. El rango de dosis fue 20 Gy a 350 Gy.

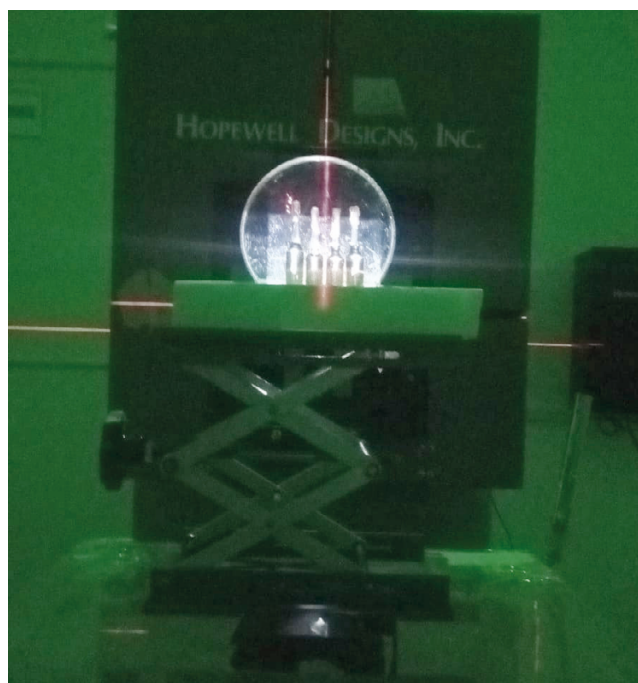


Figura 1. Fotografía del montaje de irradiación con los cuatro dosímetros dispuestos para cada dosis en el irradiador G100 Hopewell Designs

Una vez irradiados los dosímetros, se procedió con cinco mediciones de absorbancia de cada dosímetro, con el espectrofotómetro de alta precisión Beckman DU 640.

Se esperó aproximadamente dos horas hasta que la solución alcanzara la temperatura ambiente para comenzar la irradiación. Se separaron tres dosímetros que no fueron irradiados, para establecer la absorbancia control de la solución Fricke (A_0).

Para la medición de la absorbancia se ajustó el espectrofotómetro de alta precisión Beckman DU 640, con una temperatura de 18 °C con una cubeta de cuarzo en una región de lectura de 303 nm. Antes de empezar con la medición de la absorbancia de las soluciones, se midió el blanco, que corresponde la absorbancia de la cubeta de cuarzo sin solución dosimétrica, para ajustar el punto cero de medición. Se realizó entre cargas una purga; es decir, con la solución que se va a llenar la cubeta primero se hizo un enjuague exclusivamente con la solución, al menos dos veces, desechando esta solución para luego sí llenar con la solución a medir hasta la línea indicada en la cubeta. Una vez hecha la calibración, se midió la absorbancia de cada dosímetro en el espectrofotómetro, de lo cual se obtuvieron cinco lecturas que arrojaron el promedio de la absorbancia medida en cada dosímetro.

3. Resultados y discusión

En la tabla 1 se detalla el promedio de las mediciones, las cuales presentaron desviaciones estándar inferiores a 0,3 unidades de absorbancia; cifras que son aceptables si se tienen en cuenta las condiciones del laboratorio en que se preparó la solución, ya que en este no se pudieron controlar factores como temperatura y humedad, y que el laboratorio de dosimetría de alta tasa asociado a la planta gamma no requiere de estos controles para la medición rutinaria; sin embargo, no se contaba con otro lugar para la preparación de los dosímetros Fricke. Las condiciones ambientales sí fueron controladas en el LSCD al momento de la irradiación de los dosímetros. También se debe considerar la vejez del espectrofotómetro UV, hecho que puede ser un factor determinante en el resultado final, además de afectar la exactitud de la absorbancia medida. Se incluyó la absorbancia de la solución Fricke sin irradiar (dosis=0), la absorbancia total correspondiente a cada dosis de radiación y el delta de absorbancia (ΔAbs), que es la diferencia entre la absorbancia 0 y la absorbancia total ($\Delta Abs = A_0 - Abs_{total}$).

A partir de estos datos, se graficó el delta de absorbancia en función de la dosis aplicada a cada dosímetro (figura 2). Se observa que la curva de calibración muestra un coeficiente de correlación lineal de 0,999, que define una incertidumbre de 3% para la dosis (tabla 3) y de 1,1% para la absorbancia (tabla 4). Teniendo en cuenta que en la ecuación (1) los valores en el denominador (coeficiente de absorción molar, rendimiento químico, densidad de la solución y distancia) son fijos, se pueden asumir como una sola constante. De allí se esperaría que la función tuviera la forma 1/K, es decir, una curva con comportamiento lineal tal como se espera de acuerdo con la norma, lo que se evidencia experimentalmente en la figura 2. Gracias a que esta es una curva de intervalo abierto, se puede emplear un rango de 100 Gy a 350 Gy con una incertidumbre del 3%, valor dado por el LSCD en el irradiador G100 Hopewell Designs, rango que se encuentra reportado en la literatura [17] para el uso de la dosimetría Fricke. Así, la ecuación de la recta obtenida es óptima para su aplicación y reproducibilidad en la planta de irradiación.

Tabla 1. Dosis y absorbancia medidas en el laboratorio

Dosis (Gy)	Abs promedio	Desviación	ΔAbs
0	0,0055	0,0003	0,005
20	0,1397	0,0010	0,134
50	0,2747	0,0013	0,269
100	0,4680	0,0011	0,462
150	0,6847	0,0017	0,679
200	0,9269	0,0040	0,921
250	1,1679	0,0122	1,162
300	1,3967	0,2920	1,391
350	1,6805	0,0183	1,675

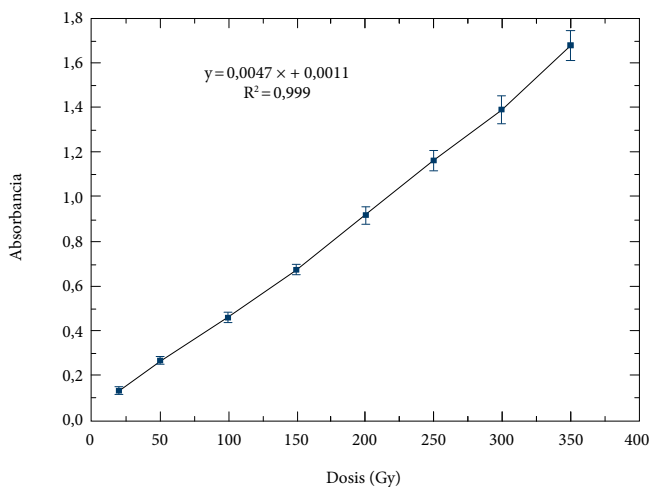


Figura 2. Δ Absorbancia en función de la dosis aplicada en el experimento en un rango de 20 a 350 Gy con incertidumbre del 3%

Al graficar la Δ Absorbancia en función de la dosis aplicada a cada dosímetro (figura 2), de la recta se obtuvo la ecuación (4):

$$\Delta Abs = 0,0047 (1/Gy) \cdot dosis + 0,0011 \quad (4)$$

Se invirtieron los ejes, representando dosis en función del Δ Absorbancia. Gracias a la ecuación de la figura 2 se obtuvo la constante que permitió el cálculo de la dosis suministrada. Así la ecuación (5) de la recta es:

$$Dosis (Gy) = 213,34 (Gy) \cdot \Delta Abs - 0,2069 (Gy) \quad (5)$$

Al reemplazar en la ecuación (2), la cual es la ecuación teórica que presenta la norma ISO-ASTM 51026 [9], se obtiene la constante teórica:

$$D = \frac{\Delta Abs}{e.G.p.d} = \frac{1}{K}$$

En donde,

$$\begin{aligned}\varepsilon &= 219 \text{ m}^2 \cdot \text{mol}^{-1} \\ G &= 1,61 \cdot 10^{-6} \text{ mol} \cdot \text{J}^{-1} \\ \rho &= 1,024 \cdot 10^3 \text{ kg/l} \\ d &= 0,001 \text{ m}\end{aligned}$$

Obteniendo,

$$D = \frac{1}{0,0036} \text{ kg} \cdot \text{J} \quad (6)$$

$$D = 277 \text{ kg} \cdot \text{J}$$

Se obtuvo una constante teórica de $277 \text{ kg} \cdot \text{J}^{-1}$ y una constante experimental de $213,34 \text{ kg} \cdot \text{J}^{-1}$, lo cual puede explicarse con la diferencia de condiciones ambientales de temperatura y humedad.

Para calcular la absorbancia de la solución Fricke, la norma ISO/ASTM 51026 brinda la ecuación (2) para una temperatura de 25°C y unos parámetros a dicha temperatura. Puesto que en el momento de la irradiación de los dosímetros en el LSCD la temperatura controlada fue de 18°C , es necesario corregir la temperatura, por cuanto se sabe que la absorbancia de la solución Fricke se ve afectada por esta condición ambiental [16], para cuyo fin se recurre a la ecuación (7):

$$D = \frac{\Delta Abs [1 + 0,0069(25 - T_{med})] \cdot [1 + 0,0012(25 - T_{irrad})]}{\varepsilon_{25} \cdot G_{25} \cdot \rho \cdot d} \quad (7)$$

En donde,

$$\begin{aligned}T_{med} &= 18^\circ\text{C} \\ T_{irrad} &= 18^\circ\text{C}\end{aligned}$$

Teniendo en cuenta la temperatura en el LSCD y la temperatura a la que se encontraba el laboratorio al momento de realizar las mediciones de absorbancia, se reemplazan los valores en la ecuación (7). Así, se obtuvieron las dosis absorbidas calculadas, valores plasmados junto con los valores de las dosis experimentales en el LSCD y su diferencia en la tabla 2.

Se retomó la determinación de la dosis absorbida, esta vez no calculada por la constante teórica sino por la experimental dada a partir de la figura 2; se observó una disminución en la diferencia con respecto a la dosis reportada por el

LSCD, lo cual se encuentra dentro del objetivo de este trabajo, al crear un modelo que sea reproducible bajo las condiciones del SGC.

Tabla 2. Dosis absorbidas calculadas a partir de la constante experimental

Dosis LSCD	Dosis absorbida Fricke	Diferencia con respecto a dosis LSCD
20	28,5	37,2 %
50	57,2	14,4 %
100	98,2	-1,8 %
150	144,4	-3,7 %
200	195,9	-2,1 %
250	247,2	-1,1 %
300	295,9	-1,3 %
350	356,3	1,8 %

En la tabla 2 se observa una diferencia del 37,2 % a bajas dosis, por lo cual se decide tomar un rango de dosis de 100 a 350 Gy, en donde, al intercomparar el método Fricke con la dosis reportada por el LSCD, se obtiene diferencia inferior a 4 % con linealidad aceptable. Por debajo de los 100 Gy no se mantuvo dicha linealidad, pues la preparación del sistema dosímetro Fricke no se realizó bajo las condiciones estrictas de un sistema de dosimetría de referencia. Sin embargo, esta diferencia es aceptable para un sistema de rutina enfocado en la tecnología de alimentos, lo que permite que la dosis absorbida Fricke presente una incertidumbre del 4 % con respecto al LSCD, el cual se encuentra acreditado bajo la norma 17025/2015.

Analizando la diferencia en cada dosis de forma puntual (tabla 2), se observa un comportamiento demasiado alejado en el primer dato de 20 Gy, una diferencia del 37 %, lo que permitiría considerar problemas en la medición a tan bajas dosis para la dosimetría Fricke. Esto también se podría observar y deducir de la falta de la linealidad en la figura 3. Según la norma ISO-ASTM 51026 [9], la dosis absorbida a altas energías se encuentra en un rango de aplicación 20 a 400 Gy. Sin embargo, a través de un ejercicio intercomparativo entre las linealidades expresadas en las figuras, 2 y 3 específicamente, se concluye que, para beneficio y optimización en el objetivo de este artículo, se debe emplear un rango de 100 a 350 Gy, para una diferencia del 4 %.

Debido a que la constante deducida a partir de la ecuación (6) es calculada con las condiciones ambientales del LSCD, y siendo estas similares a las de la planta gamma, a diferencia de la constante de la ecuación (7) presentada bajo unas condiciones teóricas que requerirían una corrección

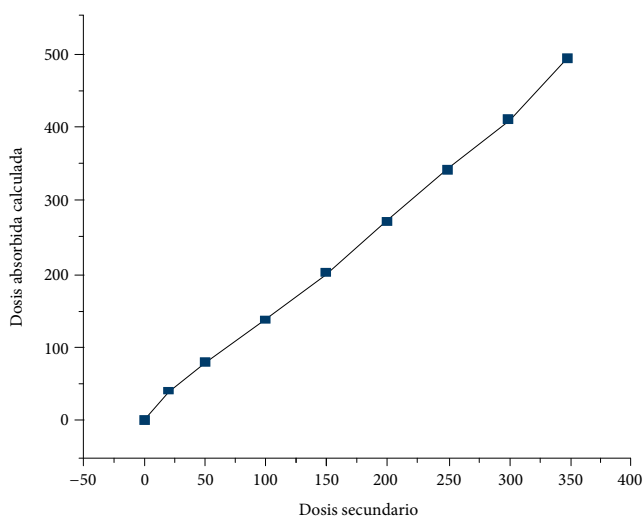


Figura 3. Dosis absorbida calculada a partir de la fórmula Fricke (ecuación 7) vs. dosis LSCD

por temperatura, se puede deducir que para la aplicación de la solución Fricke adaptada a las condiciones del trabajo en el SGC no es necesario llevar a cabo correcciones de temperatura, ya que dicha variable fue previamente calculada sobre la curva experimental presentada en la figura 2. Sin embargo, se recomienda realizar esta validación directamente en la planta en condiciones reales de irradiación con materiales.

Se podría adelantar un trabajo posterior de validación para así observar y determinar los factores que contribuyen a la incertidumbre de la medida y cuáles afectan la diferencia con respecto a la dosis reportada por el LSCD.

Por último, se realizó la estimación de la incertidumbre en la dosis suministrada por el LSCD y en la lectura de la absorbancia, tablas 3 y 4.

Tabla 3. Incertidumbre de la dosis suministrada (U_{DS}) por el LSCD

Fuente de incertidumbre	Incertidumbre %, k=1	Tipo
Tasa de Kerma Aire (U_{kair})	1	B
Homogeneidad del campo de irradiación (U_{Hom})	1	B
$U_{Distancia}$	0,5	B
U_{DS}	1,5 %	
$U_{DS}(k=2) = 3 %$		

Tabla 4. Incertidumbre de lectura de absorbancia (U_{ABS})

Fuente de incertidumbre	Incertidumbre %, k=1	Tipo
% de absorbancia	0,24	A
Resolución del equipo	<<0,1	B
Estabilidad del equipo	0,5	B
U_{ABS}	0,5 %	
$U_{ABS}(k=2) = 1,1 %$		

Finalmente, se determinó la incertidumbre combinada a partir de los valores establecidos de incertidumbre en las tablas 3 y 4.

$$U \% = \sqrt{(U_{DS})^2 + (U_{ABS})^2} \tag{8}$$

Así, se obtuvo un valor de incertidumbre de la intercomparación realizada del 3 % con un factor de cobertura de $k=2$, para una confiabilidad del 95 %.

4. Conclusiones

La preparación de la solución dosimetría Fricke se llevó a cabo en el laboratorio de la Planta de Irradiación Gamma del SGC, en el cual no se presentan condiciones controladas de temperatura y humedad, lo que pudo generar la diferencia de la dosis reportada por el LSCD y la dosimetría Fricke.

Se obtuvo una curva de calibración con tendencia lineal entre el delta de absorbancia y la dosis impartida a cada dosímetro en el rango sugerido en la literatura. Se intercomparó la dosis obtenida en el laboratorio secundario con la dosis obtenida a partir de la ecuación (2) del sistema dosimetría Fricke de la cual se tomó un rango de dosis de 100 a 350 Gy, debido a la baja linealidad y alta diferencia presentada a bajas dosis. Por esta razón se recomienda la realización de estudios posteriores de 10 a 100 Gy en condiciones controladas de temperatura y humedad.

Se logró determinar el valor de la constante experimental que representa la pendiente de la curva Fricke para las condiciones de medición en el LSCD, en cumplimiento del objetivo del presente trabajo para su uso en sistemas de rutina. Se obtuvo un valor de $213 \text{ kg}\cdot\text{J}^{-1}$, valor inferior a la k teórica $277 \text{ kg}\cdot\text{J}^{-1}$, debido a condiciones de medición del laboratorio de alta tasa de dosis del SGC. En este sentido, se concluye que en la intercomparación se identifica un 3,7 % de diferencia entre la dosimetría Fricke y la dosis absorbida de referencia dada por el LSCD en un rango de 100 Gy a 350 Gy con una incertidumbre del 3 % para una confiabilidad del 95 %.

Referencias

[1] X. Ortega, J. Jorba, *Radiaciones ionizantes. Utilización y riesgos I*, vol. 1, Barcelona: Universitat Politècnica de Catalunya, 2009.

- [2] Food irradiation — Requirements for the development, validation and routine control of the process of irradiation using ionizing radiation for the treatment of food, ISO/ASTM 14470:2011(E)
- [3] J. Vargas, M. Vivanco, M. Maldonado *et al.*, “Aplicaciones de la radiación gamma en frutas y hortalizas: perspectivas agroindustriales para el espárrago peruano”, Lima, Perú, Informe científico tecnológico, pp. 123-128, vol. 4, 2004. Disponible en <https://repositorio.ipen.gob.pe/handle/20.500.13054/433>
- [4] L. Rossi, D. Watson, S. Escandari *et al.*, “La radiación en la mesa”, *Revista Chilena de Infectología*, vol. 26, n.º 4, pp. 318-330, ago. 2009. <http://dx.doi.org/10.4067/S0716-10182009000500003>
- [5] Standard practice for dosimetry in radiation processing, ISO 52628:2013(E).
- [6] X. Villalobos, *Validación de la dosimetría Fricke en una fuente de Co-60 como alternativa dosimétrica para aplicaciones industriales*, tesis de pregrado, Facultad de Ciencias Puras y Naturales, UMSA, La Paz, Bolivia, 2016.
- [7] R. E. Echanique, *Dosimetría radiológica*, 1ª. ed. Quito: Edifarm, 2018. Disponible en https://issuu.com/robertoestevezechanique2017/docs/dosimetr_a_radiologica
- [8] G. Albarrán, E. Mendoza y E. Cruz-Zaragoza, “Dosimetría química de irradiadores gamma de ^{60}Co y ^{137}Cs de uso semiindustrial e investigación”, *Nova Scientia*, vol. 9, n.º 19, pp. 116, 2017.
- [9] Practice for using the Fricke dosimetry system, ISO/ASTM 51026:2015(E)
- [10] J. P. Gómez, *Diseño de un modelo digital en el programa MCNP para la simulación de la dosimetría de la fuente de cobalto-60 de la epn y validación del modelo mediante dosimetría Fricke*, tesis de pregrado, Facultad de Ingeniería Química y Agroindustria, Escuela Politécnica Nacional, Quito, Ecuador, 2013.
- [11] J. Vargas, M. Vivanco y E. Castro, “Sistemas dosimétricos de altas dosis, tasa de dosis y uniformidad de dosis en alimentos y producto médico”, en *XIV International Symposium on Solid State Dosimetry ISSSD 2014*, Cusco, Perú, 2014.
- [12] X. Villalobos, *Validación de la dosimetría Fricke en una fuente de Co-60 como alternativa dosimétrica para aplicaciones industriales*, tesis de pregrado, Facultad de Ciencias Puras y Naturales, UMSA, La Paz, Bolivia, 2016.
- [13] C. de Almeida y C. Salata, “Absorbed dose to water standard for ^{192}Ir HDR sources using Fricke Dosimetry”, *Revista Investigaciones y Aplicaciones Nucleares*, n.º 4, pp. 31-44, 2020. <https://doi.org/10.32685/2590-7468/invapnuclear.4.2020.565>
- [14] A. Romero, “Radiaciones”, *Revista Digital para Profesionales de la Enseñanza*, vol. 4, n.º 114, sep. 2009. Disponible en <https://www.feandalucia.ccoo.es/indicei.aspx?p=62&d=177&s=1>
- [15] J. Mager (dir.), *Enciclopedia de salud y seguridad en el trabajo*, 3.ª ed. Madrid: Oficina Internacional del Trabajo, 1998. Disponible en <https://www.insst.es/documents/94886/161958/Sumario+del+Volumen+I.pdf/18ea3013-6f64-4997-88a1-0aadd719faac?t=1526457520818>
- [16] K. Shortt, “Temperature dependence of G(Fe $^{3+}$) for the Fricke dosimeter”, *Physics in Medicine & Biology*, vol. 34, pp. 1923-1926, 1989. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/34/12/014>
- [17] R. Suárez, “Conservación de alimentos por irradiación”, *Invenio*, vol. 4, n.º 6, pp. 85-124, jun. 2001. Disponible en <https://www.redalyc.org/pdf/877/87740608.pdf>

La *Revista Investigaciones y Aplicaciones Nucleares (IAN)* es una publicación científica seriada del Servicio Geológico Colombiano (SGC). La revista es una nueva versión de la *Revista Nucleares* del antiguo Instituto de Asuntos Nucleares, treinta años después de que apareciera su primer número en 1986.

La *Revista Investigaciones y Aplicaciones Nucleares* publica artículos científicos inéditos de investigación científica y tecnológica, de reflexión, de revisión, artículos cortos o reportes de caso sobre los usos pacíficos de la ciencia y de las tecnologías nucleares, así como de la investigación en reactores nucleares, aplicaciones radiactivas y nucleares, metrología de las radiaciones ionizantes, aplicaciones en neutrónica, irradiación de materiales, tópicos selectos en geocronología e isotopía, protección radiológica y en modelado, simulación y prospectiva.

Se admiten artículos en español o inglés de autores vinculados o no vinculados al Servicio Geológico Colombiano. Su periodicidad es anual y se publica de forma digital en la página web del Servicio Geológico Colombiano, e impresa, bajo la política de acceso abierto.

Se permite la reproducción total o parcial de los artículos publicados bajo el adecuado reconocimiento a la fuente y la indicación sobre cambios realizados o adaptaciones

Proceso de arbitraje

La revisión de los artículos estará sujeta a un estricto proceso de evaluación por dos pares nacionales o internacionales seleccionados por el Comité Editorial. De acuerdo con el resultado de la evaluación se decidirá su publicación o se sugerirán modificaciones. El Comité Editorial podrá rechazar, sugerir cambios o realizar modificaciones al estilo literario sin alterar el contenido científico. Los artículos aceptados para publicación serán revisados en su versión final por cada uno de los autores. La sola participación en las convocatorias de recepción de artículos no garantiza la publicación de los trabajos enviados.

Se verificará en primera instancia el cumplimiento de todos los criterios de presentación establecidos por la *Revista Investigaciones y Aplicaciones Nucleares* en las instrucciones a los autores. Posteriormente se iniciará el proceso de evaluación, el cual es completamente anónimo para evaluadores y autores. Superado el proceso de evaluación, en un plazo no mayor a tres semanas, los autores deberán atender las sugerencias y correcciones realizadas. En caso de que no incluyan una o varias sugerencias, deberán argumentar con detalle sus razones en una carta adicional. Si los dos evaluadores recomiendan rechazar el artículo, este no será publicado. Si las dos evaluaciones son completamente contrarias, se someterá el artículo a una tercera evaluación. Si se recomienda la publicación del artículo, pero realizando modificaciones y sujeta a una segunda evaluación, la nueva versión será enviada al evaluador asignado para su aprobación.

Los evaluadores deberán firmar un acuerdo de confidencialidad y una declaración de conflicto de intereses, si es el caso, para salvaguardar el adecuado uso de la información. Además, tanto evaluadores como autores deberán conocer y aceptar las normas internacionales de ética en investigación emitidas por el Committee on Publication Ethics con respecto al plagio y a la revisión por pares, normas a las que se acoge la revista Investigaciones y Aplicaciones Nucleares. Estas normas podrán ser consultadas en http://publicationethics.org/files/International%20standard_editors_for%20website_11_Nov_2011.pdf

Autoría

La autoría deberá corresponder a quienes hayan contribuido de forma activa y sustancial al contenido intelectual del artículo y al análisis o interpretación de los datos; por tanto, los autores estarán en condiciones de hacerse públicamente responsables del artículo enviado. La lista y orden de autores deben ser revisados antes de someter por primera vez el trabajo a publicar, pues después de sometido no se aceptan cambios de autoría. Los autores de un artículo aprobado para publicación cederán los derechos patrimoniales al Servicio Geológico Colombiano para su posterior divulgación, reproducción y distribución en los medios impresos y digitales que el Servicio Geológico Colombiano disponga, así como para su inclusión en bases de datos e índices nacionales o internacionales.

Instrucciones a los autores

Criterios de presentación

Todo artículo sometido a consideración debe cumplir con los siguientes criterios de presentación:

- » Se deben enviar por email a revistaian@sgc.gov.co en formato Word.
- » Su título, aportado en español e inglés, debe ser breve y reflejar la esencia de la investigación.
- » Se debe incluir la información de los autores e incluir el último título académico, la información completa de afiliación institucional de cada autor y el email del autor de correspondencia.
- » Se debe incluir el resumen y las palabras clave en español e inglés. Las imágenes se deben adjuntar como

archivos gráficos individuales, con una resolución mínima de 300 dpi.

- » Si se requieren agradecimientos, reconocimientos a entidades, permisos de publicación, etc., deberán incluirse al final del texto y antes de las referencias bibliográficas.
- » Las contribuciones no deben superar las 15 páginas.
- » El contenido de los artículos no debe haber sido publicado, total o parcialmente, en otra revista.
- » El texto cumple con los requisitos bibliográficos y de estilo indicados en las normas editoriales.

Normas editoriales

1. Tablas

Las tablas se deben presentar en formato editable, no como imágenes, y acompañadas de una leyenda explícita y la fuente. Todas las tablas deben estar referenciadas en el texto y deben ser esenciales para explicar o ampliar parte del argumento del artículo.

2. Figuras

Las figuras como diagramas, fotografías o mapas deben aportarse en archivos gráficos con una resolución mínima de 300 dpi. Cada figura debe ser citada en el texto y estar acompañada de una leyenda explicativa que incluya la fuente.

Las imágenes de fuentes distintas a los autores del artículo deben contar con la autorización del autor de la imagen original, o estar libres de conflictos de derechos de autor o tener licencia *Creative Commons* (consultar el siguiente enlace: <https://co.creativecommons.org>). Los mapas, fotografías aéreas e imágenes de satélite deben incluir una escala gráfica.

3. Unidades, abreviaturas y símbolos

Se usará el Sistema internacional de Unidades (m, Kg, s, K), empleando sólo términos aceptados generalmente. Defina las abreviaciones y acrónimos en la primera vez que son usados en el texto, incluso si ellos han sido definidos en el resumen. No use abreviaciones en el título a menos que sea necesario.

4. Citas

El uso de referencias en el texto debe seguir estas normas según la IEEE.

Las referencias deben estar numeradas en el orden en que aparecen en el documento.

- » Una vez asignado un número a una referencia dada, el mismo número debe emplearse en todas las ocasiones en que ese documento sea citado en el texto.
- » Cada número de referencia debe estar entre corchetes [], por ejemplo “...el fin de la investigación [12]...”
- » No es necesario mencionar al autor en la referencia a menos que sea relevante en el texto.
- » En el cuerpo del documento tampoco se mencionará la fecha de publicación.
- » No es necesario incluir la palabra “referencia”, por ejemplo “...en la referencia [27]...”: basta con indicar “...en [27]...”
- » Para citar más de una fuente a la vez es preferible incluir cada una de ellas con su respectivo corchete, por ejemplo, “como indican varios estudios [1], [3], [5]...” en lugar de “como indican diversos estudios [1, 3, 5]...”

5. Citas textuales

Cuando la cita textual sea menor de cuarenta palabras se reproducirá dentro del párrafo, entre comillas y sin cursiva. Al final de la cita deberá aparecer su respectiva referenciación.

Cuando la cita textual supere las cuarenta palabras, se escribirá en párrafo aparte, con sangría izquierda de 2,5 cm, sin comillas y sin cursiva, y la tipografía de todo ese párrafo se dejará con un tamaño un punto menor que el texto normal. Al final de la cita deberá aparecer su respectiva referenciación.

6. Referencias bibliográficas

Hay que tener en cuenta que en la norma IEEE, de los nombres de pila de los autores solo se aporta la inicial. En caso de que se anoten los dos apellidos, no deben separarse por guion. Las referencias bibliográficas deben ir a espacio sencillo y sin sangría. Si los documentos cuentan con Doi, este dato se debe incluir al final de la referencia.

» *Libros*

Iniciales y Apellido del autor, Título del libro en cursiva. Edición. Lugar de publicación: Editorial, Año de publicación.

Ejemplos:

[1] W. K. Chen, *Linear Networks and Systems*. Belmont, CA: Wadsworth Press, 2003.

[2] R. Hayes, G. Pisano y S. Wheelwright, *Operations, Strategy, and Technical Knowledge*. Hoboken, NJ: Wiley, 2007.

[3] J. A. Prufrock, Ed., *Lasers*, 2nd. ed. New York: McGraw-Hill, 2004.

» *Artículo de revista*

Iniciales y Apellido del autor, “Título del artículo entre comillas”, Título abreviado de la revista en cursiva, volumen (abreviado vol.), número abreviado (no.) páginas (abreviado pp.), Mes Año.

Ejemplos:

[4] K. A. Nelson, R. J. Davis, D. R. Lutz y W. Smith, “Optical generation of tunable ultrasonic waves,” *Journal of Applied Physics*, vol. 53, no. 2, Feb., pp. 1144-1149, 2002.

[5] S.-Y. Chung, “Multi-level dirty paper coding,” *IEEE Communication Letters*, vol. 12, no. 6, pp. 456-458, June 2008.

Nota: Para referenciar artículos que aún no han sido aceptados para publicación, se empleará la frase “submitted for publication” en lugar de la fecha. Si han sido aceptados, pero aún no aparecen publicados, usar “to be published” en lugar de la fecha.

» *Artículos publicados en conferencias*

Iniciales y Apellidos del autor, “Título del artículo de conferencia” in Nombre completo de la conferencia, Ciudad de la conferencia, Estado de la conferencia abreviado (si corresponde), año, páginas (abreviado pp.)

Ejemplos:

[6] J. Smith, R. Jones y K. Trello, “Adaptive filtering in data communications with self improved error reference,” In Proc. IEEE International Conference on Wireless Communications '04, 2004, pp. 65-68.

[7] G. Caire, D. Burshtein y S. Shamai (Shitz), “LDPC coding for interference mitigation at the transmitter,” in Proceedings of the 40th Annual Allerton Conference in Communications, Control, and Computing, Monticello, IL, pp. 217-226, October 2002.

Nota: La palabra “in” antes del título de la conferencia no ha pone en cursiva.

» *Artículo presentado en conferencia sin publicar*

Iniciales y Apellido del autor, “Título del artículo de conferencia”, presented at the Título completo de la conferencia, Ciudad de la Conferencia, Estado abreviado, Año.

Ejemplo:

[8] H. A. Nimr, “Defuzzification of the outputs of fuzzy controllers”, presented at 5th International Conference on Fuzzy Systems, Cairo, Egypt, 1996.

» *Informes técnicos (informes, documentos internos, memoranda)*

Iniciales y Apellido del autor, “Título del informe”, Nombre de la empresa, Sede la empresa, Tipo de informe abreviado, Número de informe, Fecha de publicación.

Ejemplo:

[9] N. Asokan, V. Shoup y M. Waidner, “Optimistic fair exchange of digital signatures,” IBM: Zurich, Switzerland, Rep. RZ 2973, 1997.

» *Tesis de máster o tesis doctoral*

Iniciales y Apellido del autor, “Título de la tesis o proyecto”, Clase de documento (tesis doctoral, trabajo fin de máster, etc.), Departamento, Institución académica (abreviada), Ciudad, Estado abreviado, Año.

Ejemplo:

[10] H. Zhang, “Delay-insensitive networks,” M.S. thesis, University of Waterloo, Waterloo, ON, Canadá, 1997.

[11] J.-C. Wu, “Rate-distortion analysis and digital transmission of nonstationary images”. Ph.D. dissertation, Rutgers, the State University of New Jersey, Piscataway, NJ, USA, 1998.

[12] E.A. Sloat, “Case Studies of Technical Report Writing Development Among Student Engineers,” Ph.D. dissertation, McGill University, Montréal, QC, 1994. Available: ProQuest Dissertations and Theses,

» *Comunicaciones privadas*

Iniciales y Apellido de la persona con la que se mantiene la comunicación (private communication), Año.

Ejemplo:

[13] T. I. Wein (private communication), 1997.

» *De internet*

Iniciales y Apellido del autor (año, mes y día). Título (edición) [Tipo de medio, generalmente Online]. Available: Url

Ejemplo:

[14] Structural Engineering Society–International.[Online]. Available: <http://www.seaint.org>

NOTA: los recursos en internet pueden presentar una tipología muy variada (revistas, monografías, sitios web de entidades, bases de datos, etc.) En general, se citan como el documento impreso del tipo al que pertenecen añadiendo la indicación [Online] u otro tipo de medio por el que se transmitan, y el DOI (Digital Object Identifier) o url.

» *Catálogos*

Catalog No. Código del catálogo, Nombre del producto, Empresa, Ciudad, Estado (abreviado)

Ejemplo:

[15] Catalog No. NWM-1, Microwave Components, M. W. Microwave Corp., Brooklyn, NY.

Enlaces sugeridos

- » Escribir un buen artículo científico: <https://revistas.uam.es/index.php/reice/article/viewFile/7965/8220>
- » Palabras clave en geociencias: <https://www.american-geosciences.org/georef/georef-thesaurus-lists>
- » IEEE Author Center: <http://ieeauthorcenter.ieee.org/>
- » Creative Commons: <https://co.creativecommons.org/>

“Culminamos un año más, y la Revista Investigaciones y Aplicaciones Nucleares llega a ustedes con su edición n.º 6; así, se consolida como ventana de socialización de trabajos de investigación que jóvenes talentos en formación o en el marco de su desempeño laboral –apoyados por sus docentes o sus grupos de trabajo– adelantan en instituciones especializadas y académicas.

3 Editorial

M.a Esperanza Castellanos

5 Avances en la validación de la técnica de conteo de neutrones retardados en Colombia para la determinación de uranio y torio en muestras geológicas

Ana Milena Velásquez, Fabio Nelson Acero, Andrés Porras, Giovanni Vela, Fernando Mosos, Jimmy Muñoz, Martha Yaneth Guzmán, Ana María Carvajal, Oscar Sierra, Mary Luz Peña

21 Aplicación de la metodología de matrices de riesgo para un centro de medicina nuclear de alta complejidad basada en el seguimiento y análisis de incidentes radiológicos y desviaciones

Nathaly Barbosa Parada, Beatriz Elena Quiroz Revelo, Yuly Marcela Cruz Guerra, Lorena Sandoval Castillo, Xiomara Cely Segura, Franklin Niño Duarte

36 Comparación del perfil de riesgo en la práctica de teleterapia de dos instalaciones hipotéticas con el método de matriz de riesgo

Simón Rubiano, Mauricio Arciniegas, Jorge E. Muñoz-Bravo

46 Efecto del kV en la calidad de imagen y la dosis de radiación en exámenes pediátricos de tomografía computarizada de cráneo simple del Hospital Universitario Clínica San Rafael

Victor Ramos, María Baldissera, Javier Mora, Diego Pineda, David González

56 Estudio preliminar de la aplicación de la técnica VMAT en irradiación corporal total: diseño de una camilla rotatable

Andrés Pinzón C., Axel Simbaqueba, Juan Rodríguez, Stella Veloza, José Esguerra C.

71 Evaluación del desempeño físico del tomógrafo por emisión de positrones PET-CT Biograph mCT 20, del Servicio de Medicina Nuclear de la Clínica Imbanaco

Luis Eduardo López Latorre, Johana Alexandra Velasco Jaramillo, Jesús Anselmo Tabares Giraldo

81 Estudio de la atenuación en concreto para un haz de un acelerador a 6 MV

Julián Orlando Páez López, Wilmar Rodríguez, Daniel Cano

90 Actividad radiactiva de un electrodo de tungsteno toriado

Alejandro Restrepo Giraldo, Juan Sebastián Ramírez Quintero

102 Caracterización mediante espectrometría gamma y fluorescencia de rayos X de colimadores radiactivos para reducción de volumen en la Instalación Centralizada para la Gestión de Desechos Radiactivos

Paula Arboleda, Liseth Ospina, José María Portilla, Johnny Gómez, Yonatan Zuleta

110 Intercomparación de las dosis obtenidas con el sistema Fricke y en el Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica

Valeria Galeano, Yuly Meneses, Harvey Aguirre, Luis Peña, César Díaz, Julián Niño, Jormagn Abril

118 Política editorial