

ESTUDIO DE INTERACCIONES EN UN CICLOTRÓN DE 16,5 MEV: IMPACTO EN BLANCO E INDUCCIÓN DE ACTIVIDAD

TECNOCIENCIA

STUDY OF INTERACTIONS IN A 16.5 MEV CYCLOTRON: IMPACT ON TARGET AND INDUCTION OF ACTIVITY

 **Nicole Moreno H.**

Universidad de Panamá, Panamá
nicole.moreno@up.ac.pa

 **Francisco Jiménez Spang**

Universidad de Panamá, Panamá
francisco.jimenez-s@up.ac.pa

 **Bernardo Fernández**

Universidad de Panamá, Panamá
bernardo.fernandezg@up.ac.pa

Tecnociencia

vol. 26, núm. 2, p. 7 - 30, 2024
Universidad de Panamá, Panamá
ISSN: 1609-8102
ISSN-E: 2415-0940
Periodicidad: Semestral
Luis.rodriguez@up.ac.pa

Recepción: 30 Agosto 2023
Aprobación: 30 Enero 2024

DOI: <https://doi.org/HTTPS://.ORG/10.48204/J.TECNO.V26N2.A5390>

URL: <https://portal.amelica.org/ameli/journal/224/2245118001/>

Resumen: Los ciclotrones son aceleradores de partículas cargadas, como protones o iones, para que colisionen con blancos escogidos, generando reacciones nucleares. Estas reacciones producen otras partículas que son radiactivas o sea que emiten radiación al desintegrarse. Para optimizar el estudio de los procesos, estas interacciones se simulan mediante el método Monte Carlo. Esto permite predecir la radiactividad producida en los blancos del ciclotrón y establecer los controles respectivos. Para realizar estas simulaciones en detalle, se empleó el software Geant4, una herramienta esencial en el campo de la física de partículas y de radiaciones. Los resultados obtenidos demostraron ser de suma relevancia porque con la simulación se obtuvieron valores de actividad similares a los obtenidos mediante la experimentación, con lo que podemos ver a Geant4 como una herramienta útil para estimar la radiactividad y en consecuencia diseñar la experiencia, sin comprometer la salud humana.

Palabras clave: Física médica, actividad, ciclotrón, simulación de Monte Carlo.

Abstract: Cyclotrons accelerate charged particles such as protons or ions so that they collide with chosen targets, generating nuclear reactions. These reactions produce other particles that are radioactive, meaning they emit radiation when they decay. To optimize the study of the processes, these interactions are simulated using the Monte Carlo method. This allows predicting the radioactivity produced in the cyclotron targets and setting the respective controls. To carry out these simulations in detail, the Geant4 software was used, which is an essential tool in the field of particle and radiation physics. The results obtained proved to be of utmost relevance because with the simulation activity values like those obtained through experimentation were obtained, with which we can see Geant4 as a useful tool to estimate radioactivity without compromising human health.

Keywords: Medical physics, activity, cyclotron, Monte Carlo simulation.

INTRODUCCIÓN

El empleo de ciclotrones como aceleradores de partículas para la generación de radionucleidos, se ha difundido ampliamente a nivel global. Hasta la fecha, en los países miembros del Organismo Internacional de Energía Atómica, se han contabilizado, alrededor de 1500 ciclotrones instalados, con niveles energéticos que oscilan entre 7 y 100 MeV (IAEA, 2021). Los ciclotrones poseen una utilidad considerable en la producción de radioisótopos de relevancia médica. Dado que la energía de enlace promedio por nucleón en los núcleos ronda los 8 MeV, se comprende que cuando la energía de una partícula incidente (llamada proyectil) excede esta cifra, la reacción nuclear consiguiente resultará en la emisión de partículas del núcleo objetivo. Así, al elegir con cuidado el núcleo objetivo, la partícula proyectil y su energía, se viabiliza la generación de una amplia gama de radioisótopos.

La Tomografía por Emisión de Positrones (PET) es una técnica de imagenología altamente sensitiva que permite un mapeo tridimensional de radiofármacos emisores de positrones administrados en cantidades minúsculas sin causar efectos fisiológicos o farmacológicos (Borrajo-Sánchez & Cabrero-Fraile, 2010) (Lameka, Farwell, & Ichise, 2016). Eso hace que sea un procedimiento excelente para obtener imágenes de tipo no invasivo, en un amplio rango de investigaciones y aplicaciones clínicas. Además, facilita la evaluación de procesos biológicos y bioquímicos ya que permite realizar estudios en el modo dinámico, por ejemplo, medir a lo largo del tiempo, la actividad metabólica celular.

Muchas de las aplicaciones clínicas del PET son a nivel del cerebro y se centran en el uso de radiofármacos clínicamente aprobados como el 18F-FDG (metabolismo de glucosa) y el 18F-amyvid (Imágenes β -amiloides). Resalta su uso importante en el diagnóstico temprano en demencias que no muestran una presencia particular. Entre ellas destacan: la

enfermedad del Alzheimer, las demencias Frontotemporal y la difusa de los cuerpos de Lewy.

Figura 1.
Actividad fisiológica de la fluorodesoxiglucosa en el cerebro. (Tomado de Klein et al. 2019, fig.76.3).

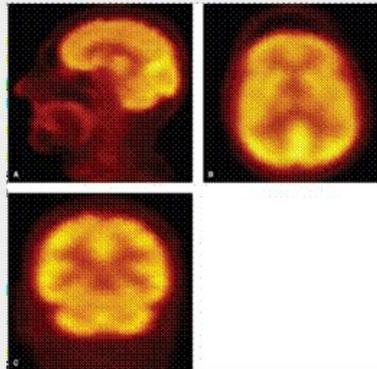


Figura 1.
Actividad fisiológica de la fluorodesoxiglucosa en el cerebro
(Tomado de Klein et al. 2019, fig.76.3).

Al bombardear con protones ciertos núcleos objetivos, se produce el ^{18}F , así como otros emisores de positrones. La formación del ^{18}F proviene de la reacción nuclear $^{18}\text{O}(\text{p},\text{n})^{18}\text{F}$ en la cual protones (p) impactan el oxígeno del blanco objetivo que contiene agua H_2^{18}O (Cruzate, J.A., 2013). En este tipo de reacciones de choque de protones de alta energía sobre un núcleo pesado, también conocidas como reacciones de “espalación” (Russell, 1990), se libera un neutrón energético. El líquido que actúa como blanco se encuentra en una estructura compuesta por diversos componentes metálicos que adquieren actividad radiactiva debido al impacto directo de las partículas cargadas y de los neutrones secundarios liberados (IAEA, Cyclotron Produce Radionuclides: Principles and Practice, 2008).

Desde la perspectiva de la necesidad de garantizar la seguridad radiológica para la protección del personal que opera y da mantenimiento a estos ciclotrones, así como de la gestión adecuada de los desechos radiactivos generados, para la protección de la población, resulta crucial identificar y cuantificar los radioisótopos originados tras el prolongado bombardeo del blanco y sus componentes (O'Donnell, León Vintró, Duffy, & Mitchell, 2004). De allí que la seguridad radiológica exige la determinación de los blindajes necesarios contra las radiaciones generadas durante el bombardeo con partículas cargadas. Para la selección óptima de materiales y grosores empleados en los blindajes, hay una

información que es valiosa. Se trata de la comprensión detallada de la distribución de energía y la intensidad de la radiación generada.

Hasta el momento, no se ha hallado ningún estudio que aborde un análisis sistemático que permita predecir la actividad inducida en los componentes de los blancos, así como la distribución de energía de la radiación secundaria producida durante el bombardeo del blanco de un ciclotrón, con una energía de 16,5 MeV. Frente a esta necesidad, se propuso obtener la información necesaria, principalmente mediante simulaciones, usando el método de Monte Carlo, con un blanco sometido a un haz de partículas incidentes, simplificando significativamente de esa forma la complejidad, tanto de la estructura de los componentes del blanco, como del haz de radiación.

MATERIALES Y MÉTODOS

Ciclotrón

Para el desarrollo de este trabajo se utilizó como estructura de referencia el ciclotrón PETtrace 800 (Figura 2a.), el cual se encuentra ubicado en la Ciudad del Saber, Panamá y es usado para la producción de radiofármacos como producto final. Este, mayormente produce radioisótopos como oxígeno-15, nitrógeno 13, carbono-11 y fluor-18 (López Durán & Drucker Colín, 2004), los cuales, después de un adecuado procesamiento, son transformados en radio trazadores con los que se elaboran algunos radiofármacos.

Por su parte dichos radiofármacos se aplican en pacientes para realizar escaneos con imágenes PET, cuyo enfoque principal es la identificación de anomalías funcionales, en el estudio de disfunciones cerebrales, así como en la detección de tumores y metástasis (Ávila-Rodríguez & Alva-Sánchez, 2010). Además, estos radiofármacos se utilizan en investigaciones relacionadas con cardiología.



Figura 2.

a) Ciclotrón PETtrace. A la izquierda se muestra el blindaje exterior y a la derecha, la parte interna donde se colocan los blancos. b) Brida de salida y entrada

sf

Los blancos de un ciclotrón se elaboran con diversos componentes, cada uno con una función e importancia. Sin embargo, como en este trabajo nos centraremos en el estudio de la actividad que se genera después de irradiado el blanco, solo se mencionarán y utilizarán las partes que se tornan radiactivas, lo suficiente como para poder causar algún daño en la salud debido a su periodo de decaimiento. En primera instancia tenemos una lámina de Havar, la cual se encuentra en la entrada del blanco y tiene un diámetro de 26 mm y un espesor de 25 μm . Seguido a esta lámina hay una cámara de vacío, a la cual le precede una segunda lámina de Havar de 28 mm de diámetro y 50 μm de espesor. Por último, en la salida, encontramos una celda la cual contiene agua enriquecida al 98% con ^{18}O (Martinez- Serrano & Diez de los Rios, 2014). En la Figura 2b se muestra partes del blanco del ciclotrón. El Havar es una aleación de metal con alto contenido de cobalto. Estas láminas al ser irradiadas son altamente activadas por el haz de protones y en menor medida por los neutrones secundarios.

Tomografía por Emisión de Positrones (PET)

La obtención de imágenes por PET es posible solo con un subconjunto de isótopos que se desintegran por la vía de emisión de positrones (β^+). Estos radionucleidos emisores de positrones son átomos inestables que se vuelven estables cuando un protón, dentro del núcleo, se desintegra transformándose en un neutrón con la emisión de un positrón. Recordemos que los positrones tienen el mismo valor numérico que la masa de un electrón, pero están cargados positivamente. Dentro de los siguientes milisegundos después de su emisión, el positrón es aniquilado al colisionar con un electrón de las cercanías. Este evento resulta en la liberación de dos fotones de altas energías (rayos- γ) que viajan en direcciones opuestas con una energía de 511 keV, proveniente de la masa equivalente [$E= mc^2$] de cada partícula beta. Estos fotones de alta energía son altamente penetrantes en tejidos suaves y por lo tanto dejan el cuerpo (tejidos) con una absorción o desviación limitada. Y son estos fotones los que generan las imágenes en los sistemas PET (Klein, et al., 2019).

El rendimiento (Physical Yield)

El rendimiento físico (Y) de un “objetivo” (blanco) que tiene cualquier espesor puede definirse como la relación entre el número de núcleos formados en la reacción nuclear o actividad (A) y el número de partículas (np) que inciden en el objetivo (Al Saleh, Al Mugren, & Azzam, 2007).

Es decir:

$$Y = \frac{A}{Q} \quad (1)$$

(1)
st

Por lo tanto Y , puede expresarse como actividad por Coulomb en unidades de GBq/C. Un significado más analítico del rendimiento físico es la pendiente (al inicio de la irradiación) de la curva de actividad creciente en una muestra radiactiva producido en tiempo de irradiación.

Si la muestra es radiactiva con constante de desintegración λ y el número de núcleos producidos presentes en la muestra $N(t)$ satisface

$$\frac{dN(t)}{dt} = \frac{dY(t)}{dt} - \lambda N(t) = I_0 y - \lambda N(t) \quad (2)$$

y la solución a esta expresión es

$$N(t) = I_0 y \frac{1 - e^{-\lambda t}}{\lambda} \quad (3)$$

Podemos considerar que la actividad para un material simple por unidad corriente (I_0) en tiempo esta dado por (Otuka & Takács, 2015)

$$\frac{\lambda N(t)}{I_0} = y(1 - e^{-\lambda t}) \equiv A \quad (4)$$

(2) (3)
st
sf

A su vez si despejamos para y se obtendría el rendimiento físico para un blanco con cierto espesor.

Geant4

Geant4 es una herramienta que utiliza Monte Carlo para simular el paso de las partículas a través de diversas formas de materia (Poignant, Penfold, Asp, Takhar, & Jackson, 2016). La misma abarca un amplio espectro de funciones, que van desde el seguimiento y la descripción geométrica hasta la modelación de procesos físicos y la captura de resultados (Carrier, Archambault, Beaulieu, & Roy, 2004). Los procesos físicos disponibles engloban una extensa variedad, como por ejemplo las interacciones electromagnéticas, hadrónicas y ópticas, así como también un conjunto diverso de partículas de vida prolongada, de materiales y de elementos. Este abanico de opciones abarca un rango energético que en algunos casos puede iniciar en 250 eV y expandirse en otros hasta el rango de los TeV (Agostinelli, y otros, 2003).

El diseño y construcción de Geant4 tiene como objetivo principal exponer, de manera transparente, los modelos físicos que se utilizan, a la vez que maneja con destreza geometrías complejas y permite su adaptación fluida para ser empleado de manera óptima

en distintas esferas de aplicación (Howard, y otros, 1998). Esta plataforma tecnológica es fruto de una colaboración, a nivel global, entre expertos en Física y profesionales de la ingeniería de software. Ha sido creado mediante la aplicación de técnicas de ingeniería de software y tecnología orientada a objeto, y su implementación se ha realizado utilizando el lenguaje de programación C++. Su versatilidad ha sido comprobada en diversos campos, desde la Física de partículas y la Física Nuclear hasta el diseño de aceleradores, la ingeniería espacial y la Física Médica.

Lista de física

En el contexto de Geant4, una "lista de física" es una lista de componentes que se refiere a una colección de modelos y procesos físicos predefinidos que se utilizan para describir las interacciones de las partículas con la materia, durante las simulaciones de transporte de partículas. Geant4 permite a los usuarios elegir entre una variedad de listas de física, según sus requisitos de simulación y el tipo de partículas que están estudiando (Apostolakis, y otros, 2008).

La elección de la lista de física puede tener un impacto significativo en la precisión y eficiencia de las simulaciones. Diferentes listas de física están previamente diseñadas para diferentes tipos de experimentos o aplicaciones. Por ejemplo, algunas listas de física pueden estar optimizadas para experimentos de Física de alta energía, mientras que otras podrían ser más adecuadas para aplicaciones médicas o espaciales.

Para validar estas listas de física, previamente diseñadas, el equipo de colaboradores de Geant4 evaluó las características de los modelos físicos y posteriormente comparó los datos simulados con los ya establecidos en la literatura. A su vez, cuando es posible, comparan los resultados con datos experimentales que estén en curso, lo cual aporta una precisión más completa para dichas listas de Geant4 (Apostolakis, Wright, & collaboration, 2007).

Para este trabajo se pueden destacar las siguientes componentes:

"G4HadronPhysicsQGSP BIC AllHP.hh", es uno de los modelos más recientes desarrollado por Geant4, fue creado para evaluar, con alta precisión, la interacción de los protones, por debajo de 200 MeV (Ivantchenko, Ivanchenko, Molina, & Incerti, 2012). "G4EmStandardPhysics option3.hh" fue diseñado para aplicaciones que requieren mayor precisión, para electrones y hadrones.

"G4DecayPhysics.hh", es el principal constructor de decaimientos en eventos físicos, el mismo define una lista estándar de partículas y sus desintegraciones.

"G4RadioactiveDecayPhysics.hh" define la desintegración radiactiva de los isótopos.

Simulación en Geant4

Si bien es cierto Geant4 permite el diseño de muchas estructuras complejas, sin embargo, entre más elaborada sea la geometría más tiempo de simulación tomará y si no se cuenta con buen procesador, esto puede llevar a la sobre carga y calentamiento del equipo causando que el mismo se apague. Para el diseño del blanco del ciclotrón, tomando en cuenta estas consideraciones, solo se usaron las partes que más se activan, que son las láminas de Havar y el Agua enriquecida con oxígeno-18, ya que las parte externas que resguardan estas piezas no se activan lo suficiente como para generar grandes cambios en las respuestas de las partículas al interactuar con el blanco.

Cabe destacar que para este proyecto se utilizaron medidas de las láminas reales que se encuentran en Radiofarmacia de Centroamérica, S.A (Ciudad del saber, Panamá), sin embargo, la medida de la distancia y el volumen del líquido fueron tomadas de Martínez Serrano & Díez de los Ríos (2014), esto debido a que, en la administración del Ciclotrón de

la Ciudad del Saber, no contaban con una toma reciente de datos, con las láminas en cuestión.

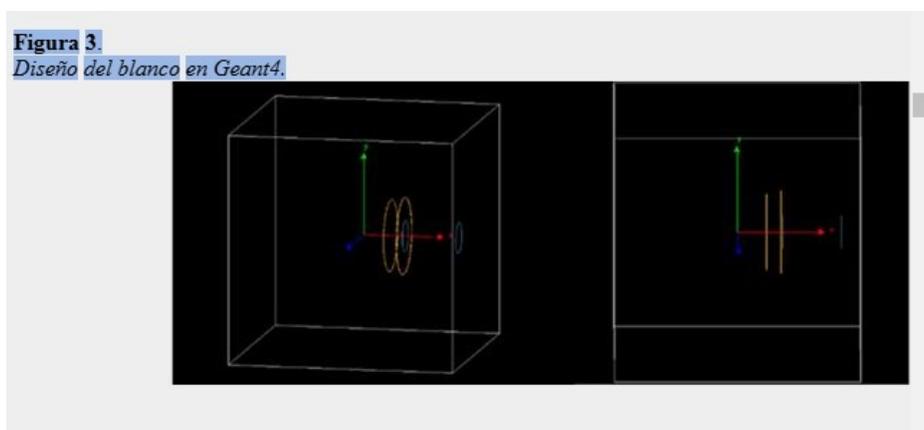


Figura 3.
Diseño del blanco en Geant4.
sf

A simple vista, lo que se puede observar en la imagen superior (Figura 3.) es un recipiente paralelepípedo (hexaedro) que contiene cuatro círculos interiores. Sin embargo, en esta simulación, dicho recipiente representa un "volumen universal", que podría entenderse como un espacio abarcador, y que constituye la base de todo el propósito del estudio. Dentro de este volumen se encuentran alojados todos los otros volúmenes (con diversas formas geométricas) y también contiene el punto de origen del sistema global de coordenadas.

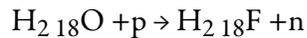
Una de las condiciones que se imponen a este volumen universal es que los límites de los volúmenes internos no pueden tocar los límites del volumen universal. En términos más simples, debe existir un espacio de separación entre los volúmenes contenidos y el volumen universal que los contiene (Allison, y otros, 2006).

En este caso particular, los volúmenes contenidos, de izquierda a derecha, representan dos láminas de Havar, las cuales tienen diferentes radios y espesores. La primera lámina tiene un radio de 13 mm y un espesor de 25 μm . Junto a esta, a una distancia de aproximadamente 5,0 cm, se encuentra la segunda lámina de Havar, que tiene un radio de 14 mm y un espesor de 50 μm .

Siguiendo con la descripción, junto a la última lámina de Havar, a una distancia de 1,05 cm se encuentra nuestra última forma geométrica o volumen contenido, que es un cilindro. Este tiene un volumen de $1,0 \text{ cm}^3$ y se encuentra lleno de agua enriquecida con Oxígeno-18. En sí, lo que se quería lograr en la simulación, es que cada elemento quede a una distancia igual o parecida a la que se encuentra en el blanco real el cual se muestra en la figura 2.

Una vez definida cada una de las geometrías y los materiales que conforman los volúmenes contenidos, se procedió a definir qué tipo de haz se quería para irradiar, así como su energía, en nuestro caso se utilizó un haz de protones de 16,5 MeV. Antes de iniciar con la simulación se realizó una prueba de las distintas cantidades de protones con los que se quería irradiar. Cabe hacer la observación que para esas primeras pruebas solo se utilizó una lámina de Havar. Se irradió de manera consecutiva, con cantidades diferentes de protones (10, 20, 30, ... hasta llegar a 100 millones), posteriormente se procedió a graficar los datos y por último se comparó con los datos teóricos, obtenidos y reportados en artículos científicos.

Por otra parte, para validar que los datos generados por el agua enriquecida con Oxígeno-18 fueran precisos, se procedió a simular con solamente el volumen de agua y posteriormente se comparó con los datos generados con una tabla recomendada por la agencia (IAEA, Charged particle cross-section database for medical radioisotope production: diagnostic radioisotopes and monitor reactions, 2001), para la sección transversal de la reacción nuclear:



La comparación se hizo calculando del rendimiento físico.

Una vez validados los valores, tanto de las láminas como del agua, se procedió a anexar las dos láminas de Havar y el agua enriquecida con Oxígeno-18, al mismo tiempo, tal como se muestra en la figura a continuación:

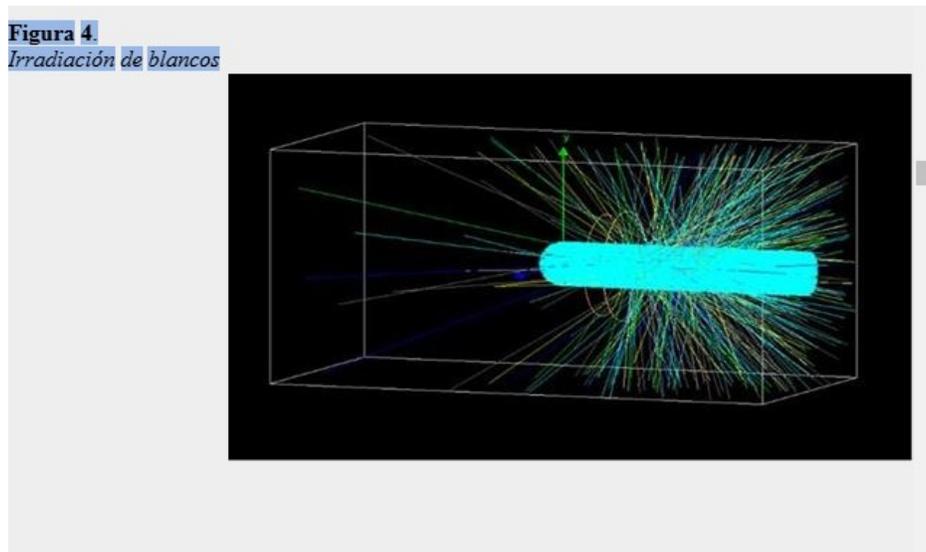


Figura 4.
Irradiación de blancos
sf

El proceso de la simulación consistió en enviar un haz de protones cuya forma cilíndrica atravesaba las dos primeras láminas de Havar por el centro. Sin embargo, no llegaba a cubrirlas totalmente (Figura 4). Contrariamente a lo que sucedía con las láminas de Havar, todo el volumen del agua sí era atravesado por el haz de protones. Se hizo así, para que abarcara la mayor cantidad de interacciones de los protones con el agua, tal y como sucede en un Ciclotrón.

Una vez terminadas las secuencias de las corridas, lo primero que se nota es que en cada una de estas aparecía una cantidad de radioisótopos, que dependía de la cantidad de protones y de la energía a la cual se irradiaba. Por otra parte, en las corridas, no solo se creaban nuevos radioisótopos, sino que también se generaban otras partículas. Como ejemplo visual de esto presentamos la figura 4, en la cual, además del haz de protones (color cian) también observamos que hay otras partículas, las cuales se representaban con distintos colores que daba por defecto el software. Por ejemplo, el color rojo representa electrones, el verde rayos gamma, el amarillo neutrones y el azul partículas Alpha. Cabe destacar que estos colores venían ya definidos por el software, sin embargo, estos se podían modificar.

Además de lo generado de manera visual, el software también nos ofrecía una base de datos de la cual obteníamos información, como la cantidad de radioisótopos que se generan después de la interacción de los protones con los blancos. A su vez, este generaba distintos histogramas, gráficos que nos mostraban diversos fenómenos, pero los más importantes para nuestro trabajo eran los espectros secundarios y el espectro de neutrones.

Para poder abrir cada uno de los histogramas, fue necesario utilizar el software ROOT CERN el cual permite el análisis de datos científicos y visualización gráfica de los mismos. Una vez generados los datos por Geant4, estos son exportados a Excel, en el cual se realizaron distintos cálculos, con el fin de obtener datos como: la actividad específica y la tasa de dosis y posteriormente compararlos con los datos teóricos.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Validar cada parte de la simulación permite que los datos generados se adapten lo más posible a la realidad. Por ello, lo primero que se muestra son los datos obtenidos a partir de una lámina de Havar. Aunque la energía de los protones está en unidades MeV, para la comparación con los datos teóricos, en las gráficas de espectro gama se utilizó keV.

En la Figura 5, se muestra el Espectro Gamma obtenido después de irradiar una lámina de Havar, con 100 millones de protones, a una energía de 16,5 MeV.

Figura 5.
Espectro Gamma generado después de la irradiación de una lámina de Havar.

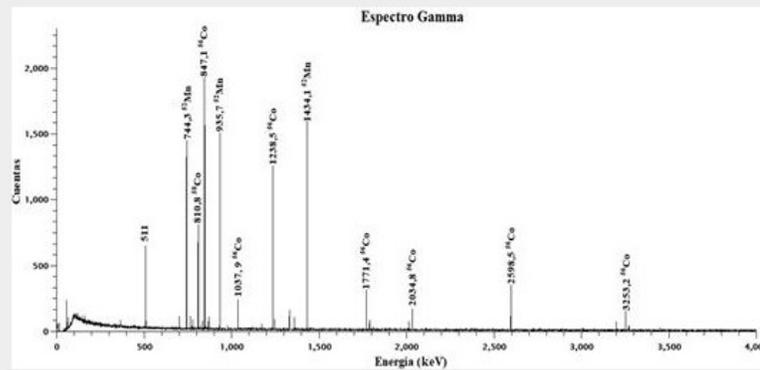


Figura 5.

Espectro Gamma generado después de la irradiación de una lámina de Havar.

sf

Como se puede observar, los radioisótopos que más abundan pertenecen a ^{56}Co el cual se produce a través de la reacción nuclear $^{56}\text{Fe} (p, n)^{56}\text{Co}$. Además, podemos observar un pico significativo a 511 keV, que corresponde a una aniquilación electrón-positrón. La aparición de este pico, en este caso, puede deberse al proceso que se inicia con la producción de pares electrón-positrón, que ocurre cuando el rayo gamma de 1 238 keV pasa a través o cerca del campo del núcleo del detector y la posterior aniquilación del positrón.

En términos de protección radiológica es importante conocer cada uno de los radioisótopos que se generan durante las irradiaciones de las láminas, ya que en muchos casos puede que estos tengan una vida media extremadamente larga y antes de desecharlos, habría que dejar que la actividad decaiga (Calandrino, y otros, 2010). Para una lámina típica, se ha estimado que la actividad total caerá por debajo de 1,0 MBq aproximadamente, 2 años después (O'Donnell, León Vintrol, Duffy, & Mitchell, 2004). Es importante aclarar que todos los radioisótopos identificados tienen una vida relativamente corta, siendo ^{54}Mn el de periodo más largo (312,3 días).

Todas las energías de los isótopos generados y probabilidades de emisiones gamma fueron tomadas de la Tabla de Isótopos (Firestone, 1999).

Una vez comprobado que los datos generados de manera simulada con una sola lámina de Havar coincidían con los teóricos, como se dijo en la metodología, se procedió a insertar el volumen de agua enriquecida con 98% de Oxígeno-18 y la lámina de Havar restante. De la

adición de estos dos componentes se obtuvieron dos gráficas, la primera del Espectro Gamma y la segunda del Espectro de Neutrones.

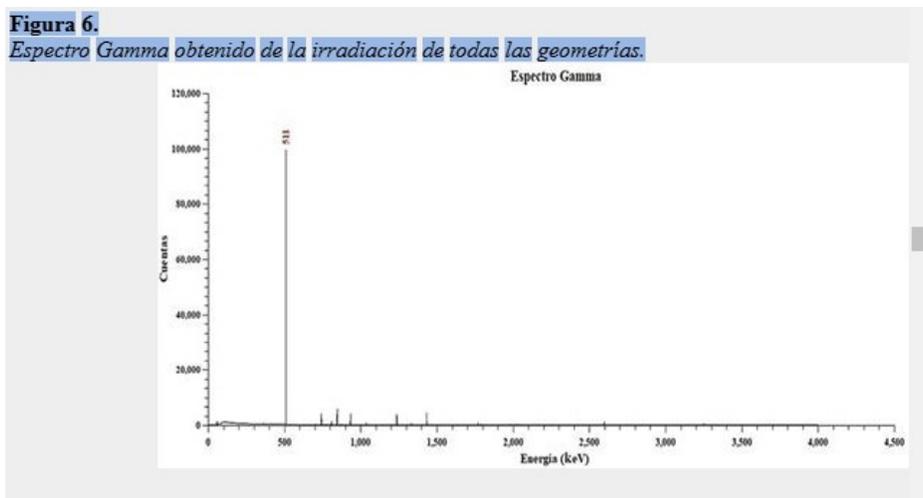


Figura 6.
Espectro Gamma obtenido de la irradiación de todas las geometrías.
sf

En la siguiente Fig. 6, se muestran el espectro gamma obtenido a partir de la irradiación de dos láminas de Havar y agua (enriquecida con 98% de Oxígeno-18) con 100 millones de protones a una energía de 16,5 MeV. Como se puede notar, la energía correspondiente a 511 keV sobresale evitando la visualización de las otras. Sabemos que se produce debido a que el radioisótopo Flúor-18, emite un positrón (β^+), que interactúa inmediatamente con un electrón libre de la cercanía, lo que provoca la aniquilación de las dos partículas y finalmente da lugar a dos fotones que corresponden a la energía de 511 keV.

Debido a la gran cantidad de aniquilación que se produjo durante la simulación (irradiación de 100 millones de protones), se tomó la decisión de eliminar dicha energía (511 keV), ya que ese resultado no era relevante para el trabajo y como consecuencia de esto, se obtuvo el siguiente gráfico:

Figura 7.
Espectro Gamma obtenido de la irradiación de 2 láminas de Havar y H₂O enriquecida con Oxígeno-18 sin la energía 511 keV

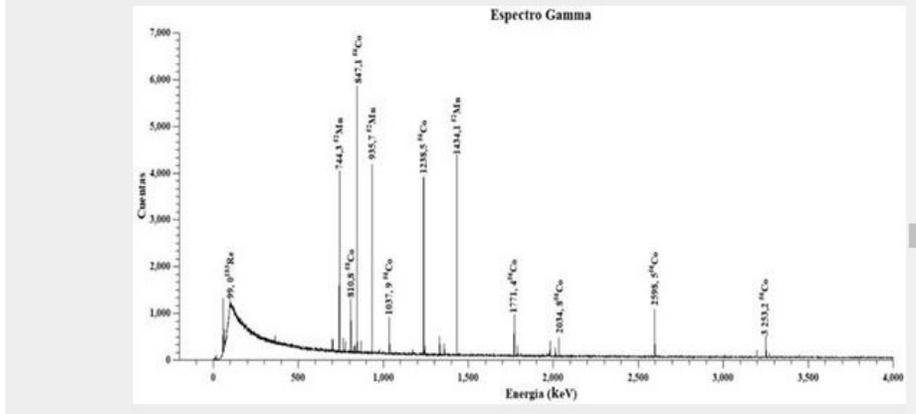


Figura 7.

Espectro Gamma obtenido de la irradiación de 2 láminas de Havar y H₂O enriquecida con Oxígeno-18 sin la energía 511 keV.

sf

Como se observa en la figura superior, aunque se le añadió H₂O enriquecido con Oxígeno 18 y otra lámina de Havar, el patrón del espectro gamma generado es el mismo que aparece en la figura 5, sin embargo, la cantidad de radioisótopos obtenida a distintas energías aumentó y debido a la aparición del Flúor-18, también aumentó la aniquilación que se produjo.

Por otra parte, como ya se señaló, también se obtuvo un Espectro de Neutrones secundarios (Figura 8). Estos surgen debido a las interacciones nucleares que se dan entre los fotones (de energía mayor a 6,0 MeV) con la materia, por esta misma razón también se les conoce como foto neutrones.

Figura 8
Espectro de Neutrones generados después de las distintas irradiaciones.

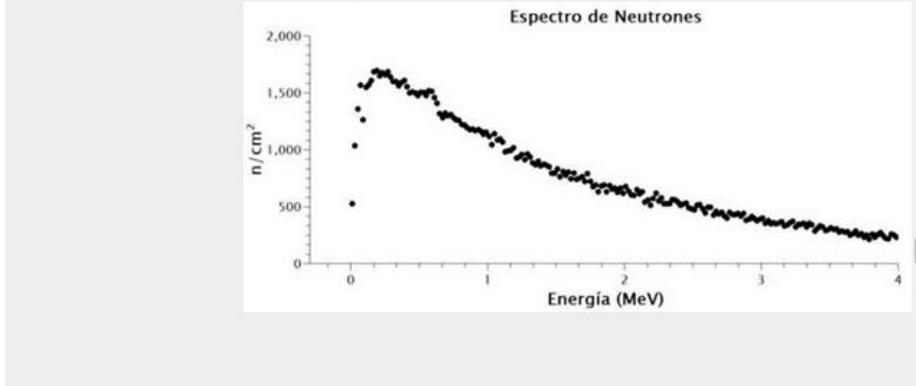


Figura 8

Espectro de Neutrones generados después de las distintas irradiaciones.

sf

Conocer la cantidad de espectro secundario que se produce dentro de los ciclotrones es de particular importancia debido a que el personal operador se encuentra en constante exposición a la radiación neutrónica secundaria, a la cual se le suma también una fuente primaria de fotones. La presencia de esta radiación neutrónica plantea la necesidad de contar con blindajes adicionales a los utilizados para la protección radiológica contra la radiación gamma, pues no son los adecuados para la atenuación y absorción de neutrones (Carelli, Cruzate, Gregori, Papadópulos, & Discacciatti, 2006).

Por otra parte, además de los datos gráficos que se mostraron anteriormente, con Geant4 también se obtuvo información sobre: los radioisótopos que se producen y cuantos se producen a partir de estos pudimos obtener las actividades de los radioisótopos más importantes.

Tabla 1.
Radioisótopos obtenidos después de una irradiación creciente de protones.

Núm. protones	⁵⁶ Co	⁵⁷ Co	⁵⁸ Co	⁶⁰ Co	⁵⁴ Mn
10 000 000	333	715	2 016	1	138
20 000 000	679	1 388	3 999	6	266
30 000 000	1 011	2 096	6 018	9	406
40 000 000	1 370	2 784	8 026	14	550
50 000 000	1 705	3 434	10 155	16	712
60 000 000	2 062	4 108	12 176	21	843
70 000 000	2 395	4 812	14 217	23	975
80 000 000	2 696	5 503	16 260	26	1 129
90 000 000	3 026	6 138	18 226	31	1 260
100 000 000	3 416	6 823	20 236	34	1 390

Tabla 1.

Radioisótopos obtenidos después de una irradiación creciente de protones.

sf

Con respecto a la eliminación de desechos radiactivos, es importante tener en cuenta que todos los radioisótopos identificados en la tabla 1, tienen una vida media relativamente corta, siendo la más larga cobalto 60 (1925,28 d). La actividad del ⁶⁰Co prescrita en las Normas Básicas Internacionales de Seguridad (BSS) es de 0,1 MBq (IAEA, International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Source NO 115, 1996). Esto quiere decir que la actividad del Co decaerá por debajo de los 0,1 MBq durante 20 años después de su eliminación. Desde el punto de vista de la gestión de residuos radiactivos, la lámina de Havar usada debería gestionarse durante más de 20 años (MOCHIZUKI, y otros, 2006).

En la tabla 2 se muestra el resultado del cálculo del rendimiento físico del radioisótopo Flúor-18. El objetivo de esto era comprobar que la sección transversal utilizada por GEANT4, para cada uno de los radioisótopos fuera correcta, sin embargo, vemos que difiere un poco con el valor teórico, por lo cual después de una revisión en la página de la Agencia (u Organismo)

Internacional de Energía Atómica (AIEA u OIEA) mejor conocida por sus siglas en inglés como IAEA, nos dimos cuenta de que GEANT4 no tenía los valores de las secciones transversales actualizadas y los mismos, por ser una configuración interna del programa, no se podían alterar, por lo cual se procedió a trabajar con lo obtenido.

Tabla 2.

Obtención del rendimiento físico a partir del número de núcleos generados por cada radioisótopo.

	N° protones $\text{cm}^{-2} \text{s}^{-1}$	Carga (C)	N° núcleos	18F Constante (s^{-1})	Actividad (Bq)	Yield (GBq/C)		
Yield (GBq/C) Teórico								
	10 000 000	$1,60 \times 10^{-12}$	14 939	$1,05 \times 10^{-4}$	1,57	981,20	1 108	1 377
	20 000 000	$3,20 \times 10^{-12}$	30 019	$1,05 \times 10^{-4}$	3,16	985,30	1 108	1 377
	30 000 000	$4,81 \times 10^{-12}$	45 033	$1,05 \times 10^{-4}$	4,74	985,93	1 108	1 377
	40 000 000	$6,41 \times 10^{-12}$	60 081	$1,05 \times 10^{-4}$	6,32	986,54	1 108	1 377
	50 000 000	$8,01 \times 10^{-12}$	75 345	$1,05 \times 10^{-4}$	7,93	989,74	1 108	1 377
	60 000 000	$9,61 \times 10^{-12}$	90 532	$1,05 \times 10^{-4}$	9,53	991,03	1 108	1 377
	70 000 000	$1,12 \times 10^{-11}$	105 565	$1,05 \times 10^{-4}$	11,11	990,51	1 108	1 377
	80 000 000	$1,28 \times 10^{-11}$	120 791	$1,05 \times 10^{-4}$	12,71	991,70	1 108	1 377
	90 000 000	$1,44 \times 10^{-11}$	135 865	$1,05 \times 10^{-4}$	14,30	991,52	1 108	1 377
	100 000 000	$1,60 \times 10^{-11}$	151 093	$1,05 \times 10^{-4}$	15,90	992,38	1 108	1 377
Promedio							988 ± 3	

Tabla 2.

Obtención del rendimiento físico a partir del número de núcleos generados por cada radioisótopo.

sf

La tabla 3 representa el resultado de los cálculos hechos por el programa, de las actividades iniciales que se producen en las láminas del blanco durante un bombardeo de 4 horas diarias de lunes a viernes y dos días de descanso, para hacer unas 125 horas de bombardeo en dos meses (Martinez Serrano & Diez de los Rios, 2014).

Tabla 3.
Actividad inicial para cada día durante 20 horas por 6 semanas y 2 días.

Actividad (GBq)						
Tiempo (min)	⁵⁶ Co	⁵⁷ Co	⁵⁸ Co	⁶⁰ Co	⁵² Mn	⁵⁴ Mn
60	6,59x10 ⁻⁵	3,82x10 ⁻⁵	4,28x10 ⁻⁴	2,38x10 ⁻⁸	1,39x10 ⁻³	6,66x10 ⁻⁰⁶
Semana 1						
240	1,27x10 ⁻²	7,34x10 ⁻³	8,21x10 ⁻²	4,58x10 ⁻⁶	2,64x10 ⁻¹	1,28x10 ⁻³
240	1,27x10 ⁻²	7,34x10 ⁻³	8,21x10 ⁻²	4,58x10 ⁻⁶	2,64x10 ⁻¹	1,28x10 ⁻³
240	1,27x10 ⁻²	7,34x10 ⁻³	8,21x10 ⁻²	4,58x10 ⁻⁶	2,64x10 ⁻¹	1,28x10 ⁻³
240	1,27x10 ⁻²	7,34x10 ⁻³	8,21x10 ⁻²	4,58x10 ⁻⁶	2,64x10 ⁻¹	1,28x10 ⁻³
240	1,27x10 ⁻²	7,34x10 ⁻³	8,21x10 ⁻²	4,58x10 ⁻⁶	2,64x10 ⁻¹	1,28x10 ⁻³
0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0
Semana 2						
240	1,27x10 ⁻²	7,34x10 ⁻³	8,21x10 ⁻²	4,58x10 ⁻⁶	2,64x10 ⁻¹	1,28x10 ⁻³
240	1,27x10 ⁻²	7,34x10 ⁻³	8,21x10 ⁻²	4,58x10 ⁻⁶	2,64x10 ⁻¹	1,28x10 ⁻³
240	1,27x10 ⁻²	7,34x10 ⁻³	8,21x10 ⁻²	4,58x10 ⁻⁶	2,64x10 ⁻¹	1,28x10 ⁻³
240	1,27x10 ⁻²	7,34x10 ⁻³	8,21x10 ⁻²	4,58x10 ⁻⁶	2,64x10 ⁻¹	1,28x10 ⁻³
240	1,27x10 ⁻²	7,34x10 ⁻³	8,21x10 ⁻²	4,58x10 ⁻⁶	2,64x10 ⁻¹	1,28x10 ⁻³
0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0
Semana 3						
240	1,27x10 ⁻²	7,34x10 ⁻³	8,21x10 ⁻²	4,58x10 ⁻⁶	2,64x10 ⁻¹	1,28x10 ⁻³
240	1,27x10 ⁻²	7,34x10 ⁻³	8,21x10 ⁻²	4,58x10 ⁻⁶	2,64x10 ⁻¹	1,28x10 ⁻³
240	1,27x10 ⁻²	7,34x10 ⁻³	8,21x10 ⁻²	4,58x10 ⁻⁶	2,64x10 ⁻¹	1,28x10 ⁻³
240	1,27x10 ⁻²	7,34x10 ⁻³	8,21x10 ⁻²	4,58x10 ⁻⁶	2,64x10 ⁻¹	1,28x10 ⁻³
240	1,27x10 ⁻²	7,34x10 ⁻³	8,21x10 ⁻²	4,58x10 ⁻⁶	2,64x10 ⁻¹	1,28x10 ⁻³
0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0
Semanas del 4-6						
.
.
.
Semana 7						
240	1,27x10 ⁻²	7,34x10 ⁻³	8,21x10 ⁻²	4,58x10 ⁻⁶	2,64x10 ⁻¹	1,28x10 ⁻³
60	3,17x10 ⁻³	1,83x10 ⁻³	2,05x10 ⁻²	1,14x10 ⁻⁶	6,65x10 ⁻²	3,20x10 ⁻⁴

Tabla 3.
Actividad inicial para cada día durante 20 horas por 6 semanas y 2 días.
sf

Mientras que la tabla 4 (a) y (b) representa el resultado del cálculo del decaimiento de la actividad inicial durante 20 h diarias de lunes a viernes. Cabe destacar que cuando se irradia un blanco se produce tanto la acumulación de la actividad como el decaimiento de esta debido a las desintegraciones.

Tabla 4 (a).*Decaimiento durante 125 h de la actividad de los radioisótopos.*

Actividad Decaída (GBq)					
⁵⁶ Co	⁵⁷ Co	⁵⁸ Co	⁶⁰ Co	⁵² Mn	⁵⁴ Mn
Semana 1					
1,26x10 ⁻²	7,32x10 ⁻³	8,15x10 ⁻²	4,58x10 ⁻⁶	0,24	1,28x10 ⁻³
2,50x10 ⁻²	1,46x10 ⁻²	0,16	9,16x10 ⁻⁶	0,25	2,55x10 ⁻³
3,74x10 ⁻²	2,19x10 ⁻²	0,24	1,37x10 ⁻⁵	0,65	3,83x10 ⁻³
4,97x10 ⁻²	2,92x10 ⁻²	0,32	1,83x10 ⁻⁵	0,82	5,10x10 ⁻³
6,19x10 ⁻²	3,64x10 ⁻²	0,40	2,29x10 ⁻⁵	0,98	6,37x10 ⁻³
6,13x10 ⁻²	3,64x10 ⁻²	0,40	2,29x10 ⁻⁵	0,86	6,35x10 ⁻³
6,08x10 ⁻²	3,63x10 ⁻²	0,39	2,29x10 ⁻⁵	0,76	6,34x10 ⁻³
Semana 2					
7,29x10 ⁻²	4,35x10 ⁻²	0,47	2,74x10 ⁻⁵	9,27x10 ⁻¹	7,60x10 ⁻³
8,49x10 ⁻²	5,07x10 ⁻²	0,55	3,20x10 ⁻⁵	1,07	8,87x10 ⁻³
9,69x10 ⁻²	5,80x10 ⁻²	0,63	3,66x10 ⁻⁵	1,21	1,01x10 ⁻²
1,09x10 ⁻¹	6,51x10 ⁻²	0,70	4,11x10 ⁻⁵	1,33	1,14x10 ⁻²
1,20x10 ⁻¹	7,23x10 ⁻²	0,78	4,57x10 ⁻⁵	1,43	1,26x10 ⁻²
1,19x10 ⁻¹	7,21x10 ⁻²	0,77	4,57x10 ⁻⁵	1,27	1,26x10 ⁻²
1,18x10 ⁻¹	7,20x10 ⁻²	0,76	4,57x10 ⁻⁵	1,12	1,26x10 ⁻²
Semana 3					
1,30x10 ⁻¹	7,91x10 ⁻²	0,84	5,02x10 ⁻⁵	1,25	1,38x10 ⁻²
1,42x10 ⁻¹	8,63x10 ⁻²	0,81	5,48x10 ⁻⁵	1,36	1,52x10 ⁻²
1,53x10 ⁻¹	9,34x10 ⁻²	0,99	5,94x10 ⁻⁵	1,47	1,63x10 ⁻²
1,65x10 ⁻¹	1,01x10 ⁻¹	1,06	6,39x10 ⁻⁵	1,56	1,76x10 ⁻²
1,76x10 ⁻¹	1,08x10 ⁻¹	1,13	6,85x10 ⁻⁵	1,65	1,88x10 ⁻²
1,74x10 ⁻¹	1,07x10 ⁻¹	1,12	6,85x10 ⁻⁵	1,45	1,88x10 ⁻²
1,73x10 ⁻¹	1,07x10 ⁻¹	1,11	6,84x10 ⁻⁵	1,28	1,88x10 ⁻²

Tabla 4 (a).*Decaimiento durante 125 h de la actividad de los radioisótopos.*

sf

Tabla 4 (b).
Decaimiento durante 125 h de la actividad de los radioisótopos.

Actividad Decaída (GBq)					
⁵⁶ Co	⁵⁷ Co	⁵⁸ Co	⁶⁰ Co	⁵² Mn	⁵⁴ Mn
Semana 4					
1,84x10 ⁻¹	1,14x10 ⁻¹	1,18	7,30x10 ⁻⁵	1,40	2,00x10 ⁻²
1,95x10 ⁻¹	1,21x10 ⁻¹	1,26	7,76x10 ⁻⁵	1,50	2,12x10 ⁻²
2,06x10 ⁻¹	1,28x10 ⁻¹	1,33	8,21x10 ⁻⁵	1,59	2,25x10 ⁻²
2,17x10 ⁻¹	1,35x10 ⁻¹	1,40	8,67x10 ⁻⁵	1,67	2,37x10 ⁻²
2,28x10 ⁻¹	1,42x10 ⁻¹	1,47	9,12x10 ⁻⁵	1,74	2,49x10 ⁻²
2,26x10 ⁻¹	1,42x10 ⁻¹	1,45	9,12x10 ⁻⁵	1,54	2,49x10 ⁻²
2,24x10 ⁻¹	1,42x10 ⁻¹	1,44	9,12x10 ⁻⁵	1,36	2,48x10 ⁻²
Semana 5					
2,35x10 ⁻¹	1,49x10 ⁻¹	1,51	9,57x10 ⁻⁵	1,47	2,61x10 ⁻²
2,46x10 ⁻¹	1,56x10 ⁻¹	1,58	1,00x10 ⁻⁴	,56	2,73x10 ⁻²
2,57x10 ⁻¹	1,63x10 ⁻¹	1,65	1,05x10 ⁻⁴	1,65	2,85x10 ⁻²
2,67x10 ⁻¹	1,70x10 ⁻¹	1,72	1,09x10 ⁻⁴	1,72	2,98x10 ⁻²
2,78x10 ⁻¹	1,77x10 ⁻¹	1,78	1,14x10 ⁻⁴	1,79	3,10x10 ⁻²
2,75x10 ⁻¹	1,76x10 ⁻¹	1,77	1,14x10 ⁻⁴	1,58	3,09x10 ⁻²
2,73x10 ⁻¹	1,76x10 ⁻¹	1,75	1,14x10 ⁻⁴	1,40	3,08x10 ⁻²
Semana 6					
2,84x10 ⁻¹	1,83x10 ⁻¹	1,82	1,18x10 ⁻⁴	1,50	3,21x10 ⁻²
2,94x10 ⁻¹	1,90x10 ⁻¹	1,88	1,23x10 ⁻⁴	1,59	3,33x10 ⁻²
3,04x10 ⁻¹	1,97x10 ⁻¹	1,95	1,27x10 ⁻⁴	1,67	3,45x10 ⁻²
3,15x10 ⁻¹	2,03x10 ⁻¹	2,01	1,23x10 ⁻⁴	1,75	3,57x10 ⁻²
3,25x10 ⁻¹	2,10x10 ⁻¹	2,08	1,37x10 ⁻⁴	1,81	3,69x10 ⁻²
3,22x10 ⁻¹	2,10x10 ⁻¹	2,06	1,36x10 ⁻⁴	1,60	3,68x10 ⁻²
3,19x10 ⁻¹	2,09x10 ⁻¹	2,04	1,36x10 ⁻⁴	1,41	3,68x10 ⁻²
Semana 7					
3,29x10 ⁻¹	2,16x10 ⁻¹	2,10	1,41x10 ⁻⁴	1,51	3,80x10 ⁻²
3,30x10 ⁻¹	2,18x10 ⁻¹	2,11	1,42x10 ⁻⁴	1,42	3,82x10 ⁻²

Tabla 4 (b).
Decaimiento durante 125 h de la actividad de los radioisótopos.
sf

Tabla 5.
Promedio de la actividad y actividad específica de los radioisótopos después de transcurridas 125 h.

Actividad Específica (MBq/g)					
⁵⁶ Co	⁵⁷ Co	⁵⁸ Co	⁶⁰ Co	⁵⁴ Mn	⁵² Mn
9,02x10 ⁸	5,95x10 ⁸	5,76x10 ⁹	3,88x10 ⁵	3,90x10 ⁹	1,04x10 ⁸
TOTAL 1,13x10 ¹⁰ MBq/g					
Actividad (MBq)					
3,30x10 ⁸	2,18x10 ⁸	2,11x10 ⁹	1,42x10 ⁵	1,42x10 ⁹	3,82x10 ⁷ TOTAL 4,12x10 ⁹ MBq

Tabla 5.
Promedio de la actividad y actividad específica de los radioisótopos después de transcurridas 125 h.
sf

Contrario a la actividad, la “actividad específica” se define como la actividad por cantidad de átomos de un radioisótopo. El cálculo de esta, para este trabajo, era primordial porque sería nuestra medida patrón y a partir de esta podíamos saber si la actividad calculada era correcta (Tabla 5). Debido a que no teníamos datos experimentales obtenidos por nosotros, se comparó con los datos de Martínez Serrano & Diez de los Ríos, 2014. Como resultado de esto, se obtuvo la tabla 6, en la cual podemos observar que nuestros datos discrepan de los datos patrones (medidos) en 2 a 3 órdenes de magnitud, y esto se puede deber a algunas limitaciones con la cual no contábamos al utilizar GEANT4. La primera es el número de protones que se pueden irradiar y finalmente por los paquetes de secciones eficaces transversales (TENDL-3.3) que como ya se dijo no se encuentran actualizados. Estas serían las principales razones para que los resultados obtenidos por simulación difieran con los medidos.

Tabla 6.
Comparación de los datos experimentales con los simulados.

Radioisotopos	Vida Media (d)	Actividad (Bq/g)		Tasa de dosis
		Medida*	Geant4	(µSv/h g)
⁵⁶ Co	77,27	1,26x10 ⁹	9,02x10 ⁸	464,26
⁵⁷ Co	271,79	1,97x10 ⁸	5,95x10 ⁸	24,31
⁵⁸ Co	70,82	2,33x10 ⁹	5,76x10 ⁹	951,94
⁶⁰ Co	1925,28	1,45x10 ⁴	3,88x10 ⁵	0,14
⁵⁴ Mn	312,4	3,34x10 ⁷	1,04x10 ⁸	56,52
⁵² Mn	5,591	---	---	2 107,51
TOTAL		3,82x10 ⁹	7,36x10 ⁹	1 497,17

Tabla 6.
Comparación de los datos experimentales con los simulados.

Sin embargo, a pesar de lo dicho anteriormente, hay que recalcar que con GEANT4 se obtuvo el mismo comportamiento que la medida real, es decir, el ^{60}Co sigue siendo el isótopo que genera menor actividad y el ^{58}Co el de mayor actividad. Por otra parte, vemos

que de la misma forma en la que genera esa gran data de actividad, así mismo se recibe la cantidad de irradiación y es por lo cual se calculó a su vez la tasa de dosis. Con esta podemos saber la cantidad dosis que el personal puede recibir sin exponerse a tener riesgos radiactivos a largo plazo.

CONCLUSIONES

Por simulación se logró obtener las actividades de los radioisótopos relevantes, así como también la distribución espectral de la radiación generada por el bombardeo de protones en el ciclotrón. De la comparación de los resultados de la simulación con GEANT4, con los de la medición, se puede afirmar que la actividad inducida en un blanco se puede calcular con el tiempo de decaimiento entre las irradiaciones y la carga. Por otra parte, también es posible realizar, usando Excel, un sistema para predecir la tasa de dosis que se obtiene durante cada irradiación (tabla 6), lo cual, en el área de protección radiológica, puede ser de gran utilidad. Sin embargo, muchas de las secciones eficaces transversales que utiliza el software, no son las apropiadas. A pesar de todo lo mencionado anteriormente, queda evidenciado que la mayoría de los radioisótopos que se producen durante la irradiación de un blanco, como el Havar, no son de gran riesgo para la salud humana por su corto periodo de vida a excepción del $\text{Co } 60$ por su duración de casi 5 años. En efecto, como se ve en los datos obtenidos en la tabla 6, GEANT4 discrepa de los resultados experimentales cuando se trata de calcular las activaciones de manera individual, sin embargo, cuando se realiza un promedio, el margen de error disminuye, como es de esperarse.

AGRADECIMIENTOS

AGRADECIMIENTO

Se le agradece a “Radiofarmacia de Centroamérica, S.A.” por permitirnos realizar las mediciones experimentales y observaciones del funcionamiento de los equipos.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Agostinelli, S., Allison, J., Amako, K., Apostolakis, J., Araujo, H., Arce, P., . . . Cosmo, G. (2003). Geant4 - a simulation toolkit. *Nuclear Instruments and Methods in Physics*, 506(3), 250-303.
- Al Saleh, F. S., Al Mugren, K. S., & Azzam, A. (2007). Excitation functions of (p,x) reactions on natural nickel between proton energies of 2.7 and 27.5 MeV. *Applied Radiation and Isotopes*, 65(1), 104-113.
- Allison, J., Amako, K., Apostolakis, J., Araujo, H., Arce Dubois, P., Asai, M., . . . Donszelmann, M. (2006). Geant4 developments and applications. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 53(1), 270-278.
- Apostolakis, J., Folger, G., Grichine, V., Howard, A., Ivanchenko, V., Kosov, M., . . . Wright, D. H. (2008). Geant4 Physics List for HEP. *IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record*, 833-836.
- Apostolakis, J., Wright, D. H., & collaboration, G. (2007). An Overview of the Geant4 Toolkit. *AIP Conference Proceedings*, 896(1), 1-10.
- Ávila-Rodríguez, M. A., & Alva-Sánchez, H. (2010). Radiofármacos para PET, una nueva perspectiva de la medicina nuclear molecular en México. *El Residente*, 5(3), 103- 110.
- Borrajo-Sánchez, J., & Cabrero-Fraile, F. J. (2010). Tomografía por Emisión de positrones (PET): Fundamento y Limitaciones. *Fuel and Energy Abstracts*, 85(4), 129-130.
- Calandrino, R., Del Vecchio, A., Parisi, R., Todde, S., De Felice, P., Savi, A., . . . Mrskova, A. (2010). Measurements and evaluation of the risks due to external radiation exposures and to intake of activated elements for operational staff engaged in the maintenance of medical cyclotrons. *Radiation protection dosimetry*, 139(4), 477- 482.
- Carelli, J., Cruzate, J., Gregori, B., Papadóulos, S., & Discacciatti, A. (2006). Caracterización del Espectro de Neutrones al Final del Laberinto de Instalaciones con Aceleradores Médicos. Buenos Aires.
- Carrier, J.-F., Archambault, L., Beaulieu, L., & Roy, R. (2004). Validation of GEANT4, an object-oriented Monte Carlo toolkit, for simulations in medical physics. *Radiation therapy physics*, 31(3), 484-492.
- Firestone, R. B. (1999). *Table of Isotopes* (Wiley ed.).
- Howard, A., Ivantchenko, V., Verderi, M., Apostolakis, J., Ribon, A., Incerti, S., . . . Asai, M. (1998). Geant4: An object-oriented toolkit for simulation in HEP. Obtenido de <https://geant4.web.cern.ch/>
- IAEA. (1996). *International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiotition Source NO 115*. Vienna: IAEA.
- IAEA. (Mayo de 2001). *Charged particle cross-section database for medical radioisotope production: diagnostic radioisotopes and monitor reactions*. Obtenido de <https://www-nds.iaea.org/publications/tecdocs/iaea-tecdoc-1211/>
- IAEA. (2008). *Cyclotron Produce Radionuclides: Principles and Practice*.

- IAEA. (27 de enero de 2021). International Atomic Energy Agency. Recuperado el 15 de 8 de 2023, de <https://www.iaea.org/newscenter/news/cyclotrons-what-are-they-and-where-can-you-find-them>
- Ivantchenko, A. V., Ivanchenko, V. N., Molina, J.-M. Q., & Incerti, S. L. (2012). Geant4 hadronic physics for space radiation environment. *International Journal of Radiation Biology*, 88(1-2), 171-175.
- Klein, J., Vinson, E. N., Brant, W. E., & Helms, C. A. (2019). Brant and Helms. En *Fundamentals of Diagnostic Radiology* (págs. 76-80). Philadelphia: Wolters Kluwer.
- Lameka, K., Farwell, M., & Ichise, M. (2016). Positron emission tomography. *Handbook of Clinical Neurology*, 135, 209-227.
- López Durán, F. A., & Drucker Colín, R. (2004). La radioquímica de la [18-F]-FDG: la primera experiencia en México. *TIP Revista Especializada en Ciencias Químico- Biológicas*, 7(2), 76 – 82.
- Martinez Serrano, J. J., & Diez de los Rios, A. (2014). Predicting Induced Activity in the Havar Foils of the 18F production targets of a pet cyclotron and derived radiological risk. Malaga: Health Physics Society. doi:10.1097/HP.0000000000000064
- Martinez-Serrano, J. J., & Diez de los Rios, A. (2014). Predicting induced activity in the Havar foils of the 18F production targets of a PET cyclotron and derived radiological risk. *Health physics*, 107(2), 103-110.
- MOCHIZUKI, S., OGATA, Y., HATANO, K., ABE, J., ITO, k., ITO, Y., . . . ISHIGURE, N. (2006). Measurement of the Induced Radionuclides in Production of Radiopharmaceuticals for Positron Emission Tomography (PET). *Journal of Nuclear Science and Technology*, 348-353.
- O'Donnell, R. G., León Vintrolá, L., Duffy, G. J., & Mitchell, P. I. (2004). Measurement of the residual radioactivity induced in the front foil of a target assembly in a modern medical cyclotron. *ScienceDirect*, 60(2-4), 539-542.
- Otuka, N., & Takács, S. (2015). Definitions of radioisotope thick target yields. *Radiochimica Acta*, 103(1), 1-6.
- Poignant, F., Penfold, S., Asp, J., Takhar, P., & Jackson, P. (2016). GEANT4 simulation of cyclotron radioisotope production in a solid target. *Physica Medica*, 32(5), 728-734.
- Russell, G. J. (22-26 de Octubre de 1990). *Spallation Physics - An Overview*. Los Alamos. New Mexico: ICANS-XI International Collaboration on Advanced Neutron Sources.



Disponible en:

<https://portal.amelica.org/ameli/ameli/journal/224/2245118001/2245118001.pdf>

Cómo citar el artículo

Número completo

Más información del artículo

Página de la revista en redalyc.org

Sistema de Información Científica Redalyc
Red de Revistas Científicas de América Latina y el Caribe,
España y Portugal
Modelo de publicación sin fines de lucro para conservar la
naturaleza académica y abierta de la comunicación científica

Nicole Moreno H., Francisco Jiménez Spang,
Bernardo Fernández

**ESTUDIO DE INTERACCIONES EN UN CICLOTRÓN DE 16,5
MEV: IMPACTO EN BLANCO E INDUCCIÓN DE ACTIVIDAD**
STUDY OF INTERACTIONS IN A 16.5 MEV CYCLOTRON:
IMPACT ON TARGET AND INDUCTION OF ACTIVITY

Tecnociencia

vol. 26, núm. 2, p. 7 - 30, 2024

Universidad de Panamá, Panamá

Luis.rodriguez@up.ac.pa

ISSN: 1609-8102

ISSN-E: 2415-0940

DOI: [https://doi.org/HTTPS://.ORG/10.48204/
J.TECNO.V26N2.A5390](https://doi.org/HTTPS://.ORG/10.48204/J.TECNO.V26N2.A5390)



CC BY-NC-SA 4.0 LEGAL CODE

**Licencia Creative Commons Atribución-NoComercial-
CompartirIgual 4.0 Internacional.**